

<학술논문>

DOI:10.3795/KSME-A.2010.34.2.139

## 근력을 적용한 경추 모델의 후방 충돌 해석<sup>§</sup>

오 현 우\* · 양 석 조\*<sup>†</sup>

\* 충남대학교 메카트로닉스공학과

### Analysis of Whiplash by Rear End Collisions Using a Cervical Spine Model with Preloaded Muscles

Hyun-woo Oh\* and Seok-Jo Yang\*<sup>†</sup>

\* Dept. of Mechatronics Engineering, Chungnam Nat'l Univ.

(Received July 1, 2009 ; Revised December 1, 2009 ; Accepted December 17, 2009)

**Key Words:** Whiplash Injury(편타성 손상), Rear End Collision(후방 충돌), Human Neck Model(경추 모델), Preloaded Muscles

**초록:** 자동차 충돌에 의하여 편타성 손상이 일어나게 되는데, 대부분 경추부분에서 발생한다. 이러한 편타성손상의 메카니즘은 아직까지 명확히 밝혀지지 않고 있다. 본 논문에서는 다물체 경추에 근육을 부착한 모델을 만들고, 부착된 근육에 follower load 개념에 근거한 최적화방법을 이용하여 계산된 초기힘(preloads)를 가하였다. 경추모델에서 추체, 추간판 및 근육은 인간의 해부학적 정보와 일치시켜 제작되었다. 이번 연구의 목적은 경추모델에 부착된 근육에 초기힘이 존재할 때 초기힘의 편타성 손상에의 영향을 조사하는 것이다. 결론적으로, 초기힘이 존재하는 근육-경추모델의 경우가 초기힘이 존재하지 않는 모델에 비하여 좀더 실제와 일치하는 경향성을 보여주었다.

**Abstract:** Whiplash injuries often occur in motor vehicle collision accidents. This injury frequently occurs in the cervical region. However, the reason for this has not yet been clarified. In this study, a multi-body neck model with muscles was designed. Some muscles in the model were preloaded; these were previously determined using the concept of the follower load. Cervical spinal vertebrae, discs, and muscles were designed in accordance with the human cervical spine. The purpose of this study was to investigate the effect of preloads on muscles. The results imply that the whiplash model with preloaded muscles simulates practical situations more closely than models without preloads.

- 기호설명 -

PCSA : Physiological cross section area (cm<sup>2</sup>)

$\sigma$  : Tissue max stress (약 40 N/cm<sup>2</sup>)

$\rho$  : 근밀도 (약 1.056g/cm<sup>3</sup>)

### 1. 서론

자동차 후방 충돌이 발생하게 되면 경추 부위가 높은 비율로 손상을 받는다. 이러한 경추의 손상을 편타성 손상이라 부르는데, 근본적인 이유는 아

직 명확하게 밝혀지지 않고 있다. 현재 편타성 손상에 대한 실험은 실제 사람을 대상으로 실험을 하기 어려움이 많고 높은 비용이 들기 때문에, 대안으로 더미(dummy)모델이나 동역학 해석이 가능한 수학적 모델이 개발되어 왔다.

Jakobsson(1994)는 머리에서 경추까지 완성된 다물체 시스템을 구축하였고<sup>(1)</sup> De Jager(1996)는 추간판, 근육 등을 추가하여 모델을 디자인한 후전방, 측방 충돌을 수행하였다.<sup>(2)</sup> Van Der Horst(2002)는 Hill type 근육을 추가한 모델을 완성시켰다.<sup>(3)</sup>

하지만, 척추는 근육의 보조 없이는 역학적으로 좌굴(Buckling)에 취약한 불안정한 구조인데, 인체는 동적인 움직임뿐만 아니라, 정적인 자세에도 일정 근육이 활성화 되어 있어야만, 구조적 안정성(spinal stability)를 유지할 수 있다. 기존의 근육-경추 모델

§ 이 논문은 대한기계학회 2009년도 총칭지부 춘계학술대회 (2009. 5. 15., 대전컨벤션센터) 발표논문임

† Corresponding Author, sjyang@cnu.ac.kr

은 근육이 스프링과 같이 단순히 수동적으로 붙어 있거나, Hill type같은 근육이 붙어있더라도, 인체의 충돌직전의 정적인(static) 자세를 유지하는데 필요한 초기의 근력(preloads on muscles)을 적용하지 않아, 충돌 후, 머리와 경추부의 동작을 정확히 구현하는데 한계가 있었다.

본 연구에서는 최적화 방법을 이용하여 계산해 낸 힘을 경추근에 적용한(preloaded) 모델을 디자인하였고, 이 모델을 이용해 후방 충돌 시뮬레이션을 수행하였다.

## 2. 경추 모델링 및 실험 방법

### 2.1 경추체와 추간판

경추체(cervical vertebral body)는 총 7개의 분절로 이루어져 있다. 경추의 제 1분절과 제 2분절은 각각 Atals, Axis라 불리우는데, Atlas는 중앙에 빈 구멍이 있어 Axis의 돌기가 자유롭게 결합되어 있다. 이러한 특이한 구조로 인하여 머리를 좌우로 돌리는 움직임을 크게 할 수 있다. 제 1분절과 제 2분절을 제외한 나머지 분절 사이에는 추간판이 존재하여, 경추의 유연한 움직임을 제공한다. 이러한 경추의 특징들을 고려하여 다물체 모델을 제작하였다. 경추 모델의 각 경추 분절 사이에는 회전 조인트로 구속이 되어 Flexion, Extension, Rotation 방향으로 회전이 가능하고, 각 회전 방향 별 최대 움직임은 실제 경추 분절의 가동 범위 안에서 움직이도록 제한되어 졌다. 추간판의 특성을 표현하기 위한 추간판의 Stiffness와 damping 값을 Table 1에 나타내었다.

**Table 1** Properties of cervical disc joint

Joint location	Stiffness <sup>(4)</sup>	Damping <sup>(3)</sup>
Head - C1	0.476Nm/deg	26 Nmms/deg
C1 - C2	10 Nm/deg	26 Nmms/deg
C2 - C3	3.3 Nm/deg	26 Nmms/deg
C3 - C4	5 Nm/deg	26 Nmms/deg
C4 - C5	2.5 Nm/deg	26 Nmms/deg
C5 - C6	3.3 Nm/deg	26 Nmms/deg
C6 - C7	2.5 Nm/deg	26 Nmms/deg
C7 - T1	5 Nm/deg	26 Nmms/deg

### 2.2 근육

각 경추 분절에서 움직임을 만들어내는 기능적인 역할을 하는 근육은 약 140여개가 존재한다. 경추근이 낼 수 있는 힘은 수식 (1)과 같이 계산되어 진다. PCSA는 수식 (2)에서 보여진 것처럼 각 경추근의 질량, 최적 길이, 근밀도를 이용해 구해진다.<sup>(5)</sup> 경추 근섬유는 1cm<sup>2</sup>의 면적에서 약 30 ~ 50 N의 힘을 낸다고 알려져 있다. 이 논문에서는 Tissue max stress를 35 N/cm<sup>2</sup> 으로 하였고, muscle strain은 수식 (3)에 의해서 결정되었다.

$$Muscle\ force = PCSA \times \sigma \tag{1}$$

$$PCSA = \frac{mass}{\rho \cdot (optimal\ fascle\ length)} \tag{2}$$

$$Muscle\ strain = \frac{length_T - optimal\ length}{optimal\ length} \times 100 \tag{3}$$

Table 2는 각 경추근의 PCSA와 insertion, origin의 위치를 보여준다.<sup>(6)</sup> Preload의 값은 각 근육이 경추에서 follower load path를 만들어 내는 가장 안정적인 근력을 유지하고 있다는 개념에 근거하여 최적화 기법을 통해 근력을 결정한 선행 연구를 참고하였다.<sup>(7)</sup> 각각의 경추 분절, 추간판 그리고 경추근이 최종적으로 디자인 된 경추모델은 Fig. 1과 같다.

**Table 2** Properties of cervical muscles

Muscle group	Origin	Insertion	PCSA <sup>(6)</sup> (cm <sup>2</sup> )	Preload <sup>(7)</sup>
Longus capitis	C3~C6	occipital bone	0.75	30N(c6-head)
Longus colli	C1	C3~C5	0.75	2.6N(c1-c3) 5.4N(c1-c5)
Scalenes	C3~C7	rib1, 2	2.39	-
Sternocleidomastoid	Clavicular, sternal	mastoid process	2	-
Intetransversarii	C3~T1	C2~C7	1.6	-
Rotatores	C3~T2	C2~C7	0.5	15.5N(c4-c5) 9N(c5-c6)
Interspinales	C3~T1	C2~C7	0.5	12N(c3-c4) 34.5N(c6-c7)
Multifidus	C2~C7	C3~T2	0.5	4.5N(c2-c3)
Semispinalis cervicis	T1~T5	C2~C5	2	-
Splenius capitis	C7~T3	occipital bone	1.25	-
Trapezius	C3~C7	scapula	2	-

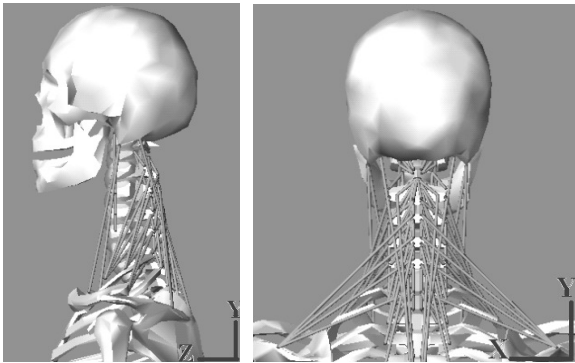


Fig. 1 Human neck model with cervical muscles

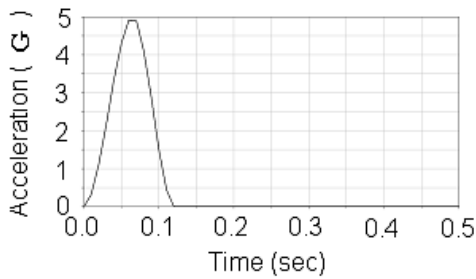


Fig. 2 Sled acceleration input

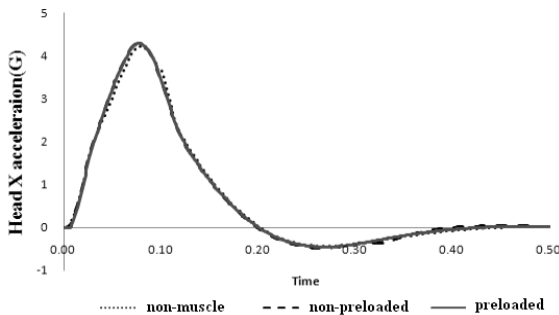


Fig. 3 Head X acceleration

2.3 시뮬레이션 방법

후방 충돌 시뮬레이션을 위해 경추 모델을 sled에 태우고 Fig. 2에서 보여주는 가속도를 sled에 가하였다. 이 가속도는 x 방향으로 0.12초 동안 약 5g의 크기로 sled에 가해지게 되고, 후방충돌이 일어났을 때, sled가 받는 가속도를 입력 값으로 한 것이다. 0.5초 안에 편타성 손상이 발생하는 움직임이 모두 이루어 지므로 시뮬레이션은 0.5초 동안 수행하였다.

3. 결과 및 토의

Fig. 3은 시간에 따른 머리의 x 방향 가속도 변화를 나타낸 것이다. 근육이 제외된 모델(non-muscle

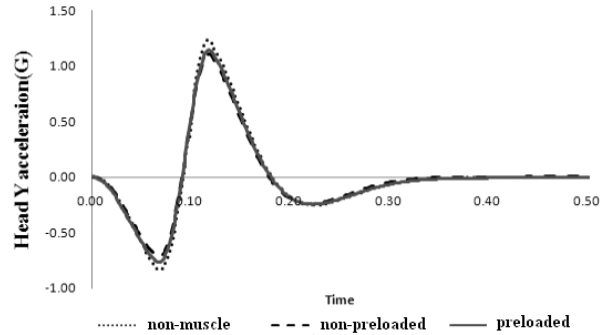


Fig. 4 Head Y acceleration

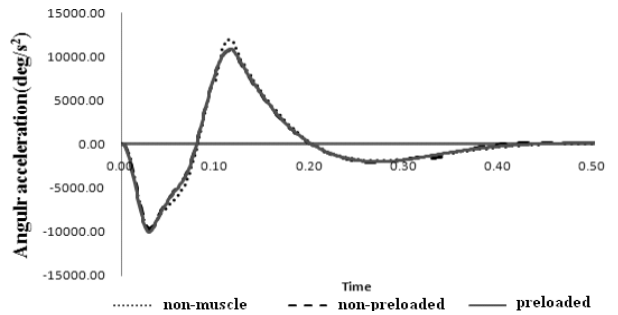


Fig. 5 Head angular acceleration

model), 근육의 힘이 정의되지 않은 모델(non-preloaded model), 근육의 힘이 적용된 모델(preload model)에서의 x 방향의 최대 가속도는 약 4.3g로 세 모델에서 가속도의 차이는 거의 없었다. Fig. 4는 시간에 따른 머리의 y 방향 가속도 변화를 보여주고 있다. non-muscle 모델은 최대 -0.8g~1.2g, non-preloaded 모델에서는 -0.7~1.1g, preloaded 모델은 -0.7g~1.1g의 가속도 변화를 보였다. Fig. 5는 머리의 각 가속도 변화를 나타낸 것이다. non-muscle 모델은  $-9.7E+03 \sim 1.2E+04 \text{ deg/sec}^2$ , non-preloaded 모델과 preloaded 모델에서는  $-1.0E+04 \sim 1.0E+04 \text{ deg/sec}^2$ 까지의 각 가속도 변화를 보였다. 전후방향으로 머리가 받는 힘의 크기는 세 모델에서 큰 차이를 보이지 않는 반면에, 상하방향과, flexion/extension방향으로의 토크는 preloaded 모델과 non-preloaded 모델에서 작은 값을 나타내어, 전체적으로 머리에 가해지는 힘은 근육이 존재하는 모델에서 작은 것을 알 수 있다. 즉, 근육의 존재가 머리의 안정성에 영향을 주고 있는 것을 의미한다.

하지만, 근육의 preload 유무는 그 머리의 안정성에 큰 영향을 주지는 못하는 것으로 나타났다. 이는 머리의 움직임이 주로 바깥쪽의 큰 근육에 의하여 조절되는 반면, preloaded 모델에서 적용된 근육

**Table 3** Cervical muscle strain data

muscle name [location]	non-preloaded msucle(%)	preloaded muscle(%)	Gap
<b>Intetransversarii</b>			
C3 - C4	12.91	13.48	0.57
C4 - C5	20.12	20.84	0.72
C5 - C6	19.57	20.74	1.17
C6 - C7	26.23	30.46	4.23
<b>Rotatores</b>			
C3 - C4	3.73	3.88	0.15
C4 - C5	6.60	6.83	0.23
C5 - C6	7.29	8.35	1.06
C6 - C7	7.88	9.99	2.11
<b>Interspinales</b>			
C3 - C4	18.08	18.89	0.81
C4 - C5	24.46	25.34	0.88
C5 - C6	37.42	38.78	1.36
C6 - C7	24.67	29.59	4.92
<b>Multifidus</b>			
C2 - C4	6.63	6.68	0.05
C3 - C5	11.80	12.26	0.46
C4 - C6	14.29	15.62	1.33
C5 - C7	17.74	20.26	2.52

힘은 정적인 자세를 유지하는데 필요한 최소한의 내부의 작은 근육 일부에 국한되어 적용된 결과로 보여 진다.

이와 대조적으로 경추근의 strain 변화는, non-preloaded 모델에 비하여 preloaded 모델에서 약 2~5%의 증가된 수치를 보였다. 특히 흥미로운 사실은 preloaded 모델에서 C6 - C7 사이의 strain 증가가 뚜렷이 나타나는데, C6 - C7은 편타성 손상의 주요부분으로 알려져 있다.<sup>(8,9)</sup> 또한, Yogannandan은 사체를 이용하여 연조직의 상해정도를 측정하는 실험을 수행하였는데, 경추에서 상대적으로 강성이 높은 흉추로 연결되는 지점이 강성의 차이로 인하여 주된 상해점이 된다고 보고하였다.<sup>(10)</sup> 따라서, 근육에 preload를 적용한 모델이 근육이 없거나, 근육을 적용하더라도 preload를 적용하지 않은 모델에 비하여 기존 실험 결과와 유사한 경향을 보이는 것을 알 수 있다. Table 3은 140여개의 경추근들 중에서 한 레벨의 분절 사이에서 동작을 일으키게 하는 Intetransversarii, Rotatores, Interspinales, Multifidus 근육 그룹의 strain 변화를 나타낸 것이다.

#### 4. 결 론

후방충돌에서 세 가지 경추 모델(non-muscle, non-preloaded, preloaded model)을 비교하였을 때,

preloaded 모델에서 후방 충돌 시 충격정도(하중) 및 변형정도(strain)에 의한 손상가능성이 가장 크게 나타났다. 인체는 정적인 상황에서도 특정근육이 일정한 긴장정도를 갖게 되는데, 급격한 충돌 시, 인체의 반응에 어느 정도 영향을 줄 것이라는 것은 쉽게 예측 가능한 사실이다. 본 연구는 차량충돌이 인체에 미치는 영향을 좀 더 사실적으로 예측하기 위하여, 척추체에 관련 근육의 힘이 적용된 모델이 필요함을 제시하고 있다.

#### 후 기

본 논문은 2005년도 충남대학교 학술연구비 지원에 의하여 연구되었으며 이에 감사드립니다.

#### 참고문헌

- (1) Jakobsson, L., Norin, H., Jernstrom, C., Svensson, S., Johnsen, P., Isaksson-Hellman, I. and Svensson, M.Y., 1994, "Analysis of Different Head And Neck Responses In Rear-End Car Collisions Using A New Humanlike Mathematical Model," Int. Conf. on the Biomechanics of Impact(IROCOBI), pp 109~126.
- (2) De Jager, M. K. J., 1996, "Mathematical Head-Neck Models For Acceleration Impacts," PhD. Thesis, Technical University of Eindhoven.
- (3) van der Horst, M. J., 2002, "Human Head Neck Response In Frontal, Lateral And Rear End Impact Loading: Modelling And Validation," PhD. Thesis, Technical University of Eindhoven.
- (4) Paul C., Ivancic, Shigeki Ito, Manohar M. Panjabi, 2007, "Dynamic Sagital Flexibility Coefficients Of The Human Cervical Spine," *Accident Analysis and Prevention* Vol. 39, pp. 688~695.
- (5) Kamibayashi, Lynne K. PhD, Richmond, Frances J.R. PhD, 1998, "Morphometry of Human Neck Muscles," *SPINE* Vol. 23, No 12, pp. 1314~1323.
- (6) Jack M. Winters, Savio LY. Woo, Multiple muscle systems : Biomechanics and movement organization, Springer-Verlag.
- (7) Chang Keun Song, MS, 2008, "Follower Load on Cervical Spine Using Optimization Technique," Department of Mechatronics Engineering, Graduate, School Chungnam National University.

- (8) Manohar M. Panjabi, PhD, Shigeki Ito, MD, Adam M. Pearson, BA, and Paul C. Ivancic, MPhil, 2004, "Injury Mechanisms of the Cervical Intervertebral Disc During Simulated Whiplash," *SPINE* Vol. 29, No. 11, pp. 1217~1225
- (9) Anita N. Vasavada, PhD, John R. Brault, MS, and Gunter P. Siegmund, PhD, 2007, "Musculotendon and Fascicle Strains in Anterior and Posterior Neck Muscles During Whiplash Injury," *SPINE* Vol. 32, No. 7, pp. 756~765
- (10) Yoganandan N., Pintar F., Butler J., Reinartz J., Sances A., Larson S.J., "Dynamic Resonse of Human Cervical Spine Ligaments," *SPINE* Vol. 14, No. 10, pp. 1102~1109.