

<응용논문>

DOI <http://dx.doi.org/10.3795/KSME-B.2013.37.10.953>

ISSN 1226-4881(Print)  
2288-5234(Online)

## 가상 생체의 사체 실험용 경추 다물체 동역학 모델 개발

임대섭\*, 이기석\*\*, 김윤혁\*†

\* 경희대학교 기계공학과, \*\* 공주대학교 기계자동차공학부

### Development of Multibody Dynamic Model of Cervical Spine for Virtual In Vitro Cadaveric Experiment

Dae Seop Lim\*, Ki Seok Lee\*\* and Yoon Hyuk Kim\*†

\* Dept. of Mechanical Engineering, Kyung Hee Univ.

\*\* Division of Mechanical & Automotive Engineering, Kongju Nat'l Univ.

(Received August 14, 2012 ; Revised July 6, 2013 ; Accepted July 19, 2013)

**Key Words:** Cervical Spine(경추), Multi-Body Dynamic Model(다물체 동역학 모델), Biomechanics(생체역학), Joint Kinematics(관절 기구학), Ligament Force(인대힘), Facet Contact Force(후관절 접촉력)

**초록:** 본 연구에서는 가상 생체의 사체실험을 수행할 수 있는 경추 다관절 동역학 모델을 개발하였다. 평균크기 한국인 의료영상과 관절 및 연부조직의 물성 정보를 기반으로 하여 경추 동역학 모델을 개발하였다. 개발된 모델의 검증은 위하여 경추 단분절 및 다분절 모멘트-각도 관계, 인대 하중 및 후관절 접촉력 등을 문헌의 사체실험 결과와 비교한 결과 매우 유사한 경향을 확인하였다. 본 연구에서 개발된 경추 동역학 모델은 앞으로 경추 사체실험 연구 뿐만 아니라 자동차 충돌시 경추 상해 분석 등의 다양한 경추 생체역학 연구 연구에 활용될 수 있을 것이다.

**Abstract:** In this study, a multibody dynamic model of the cervical spine was developed for a virtual in-vitro cadaveric experiment. The dynamic cervical spine model was reconstructed based on Korean CT images and the material properties of joints and soft tissue obtained from in-vitro experimental literature. The model was validated by comparing the inter-segmental rotation, multi-segmental rotations, load-displacement behavior, ligament force, and facet contact force with the published in-vitro experimental data. The results from the model were similar to published experimental data. The developed dynamic model of the cervical spine can be useful for injury analysis to predict the loads and deformations of the individual soft-tissue elements as well as for virtual in-vitro cadaveric experiments.

### 1. 서론

경추는 일상생활 동안 머리 무게하중을 홀로 지지하고, 앞으로 볼록한 C자 모양으로 커브를 이루면서 외부의 충격을 흡수하고 분산시키는 기능을 한다. 또한 척수 및 신경혈관 조직의 통로로서 중요한 기능을 가지며, 다양한 머리 운동을 제어하는 생체역학적으로 중요한 기관이다.<sup>(1)</sup>

경추는 뼈, 추간관, 수핵, 섬유륜, 후관절, 인대, 근육 등의 다양한 조직들이 복잡하게 연결되어 척추 구조물을 지지하고, 안정성을 유지시킨다.

이를 통해 각각의 관절 및 연조직에서 3차원 비선형 운동을 보이기 때문에 이들 기관에 대한 기능을 이해하기 위해서는 정교하고 세밀한 생체역학적 연구가 필요하다.

최근 들어 DMB, 스마트폰 등의 디지털 기기의 장시간 사용과 직장인의 장시간 컴퓨터 사용으로 젊은 사람들이 사이에 목통증을 호소하는 늘어가고 있다. 이는 올바르지 못한 자세로 인해 나타나는 것으로 목이 일자형이 되면서 충격을 흡수하는 능력이 떨어져 목 뼈 사이에 쿠션을 하고 있던 디스크까지 심한 압박을 받게 되어 결국 목 디스크 질환이나 목의 퇴행이 촉진되기 때문이다. 또한 고령화 사회로 접어들면서 노인들의 경

† Corresponding Author, [yoohkim@khu.ac.kr](mailto:yoohkim@khu.ac.kr)  
© 2013 The Korean Society of Mechanical Engineers

추 퇴행성 질환이 늘어나는 추세이다. 따라서 이러한 경추 관절의 세밀하고 정교한 기능을 이해하고, 질환을 예방하기 위하여 경추관절의 생체역학 연구가 매우 중요하다.

동물이나 인간의 시체를 이용한 사체 실험은 경추 임상 생체역학 연구의 기본 방법으로 사용되어 왔다. 그러나 사체 실험은 주로 분절의 각 운동, 각속도 및 각가속도와 같은 기구학적 정보를 제공하므로 분절 내부 조직의 응력과 변형률이나 관절의 접촉력과 같은 국부적 하중과 변형 등에 어렵고, 사체 보존기간에 따른 사체조직의 물성치 변형으로 인해 일관성 있는 반복 실험이 어렵다. 또한 사체를 구하기 어려울 뿐만 아니라 비용적인 문제와 윤리적인 문제가 따른다.<sup>(2)</sup>

컴퓨터를 이용한 시뮬레이션 연구는 반력, 모멘트 및 응력과 같은 내부에 발생하는 부하에 대한 분석이 용이하고, 실험 기간 및 비용을 효과적으로 절감할 수 있으며, 검증된 모델을 통한 확장된 적용 연구가 용이하다는 장점을 가지고 있다. 이러한 이유 때문에 다물체 동역학 기법이나 유한요소 기법을 포함한 컴퓨터 시뮬레이션 연구는 사체 실험의 대체 연구방법으로 여겨져 왔다. 유한요소 모델은 외력에 대해 대상 조직 내부에 발생하는 응력을 연구하기 위해 이용된다. 준정적 하중에 대한 타당한 결과를 도출함에 불구하고, 충돌 실험과 같은 동적인 실험의 운동역학적 분석에 적용이 어렵다는 제한이 있다. 다물체 동역학 모델은 운동역학적 분석에 적합하며, 시간에 따른 하중과 운동 및 변형 패턴의 변화를 분석할 수 있는 장점과 요한요소 모델에 비해 계산시간이 짧아 빠른 분석이 가능하다는 장점이 있다.<sup>(3)</sup>

다물체 동역학 모델을 이용하여 외부충격에 대한 목 상해 분석이나 인공 관절에 대한 생체역학적 연구들이 수행되어 왔다. De Jager(1996)는 파라메트릭 기하형상을 이용하여 디스크, 인대를 모델링하여 후전방, 측방 충돌을 수행하였다. Van Der Horst(2002)는 선행의 연구에 Hill type 근육을 추가한 모델을 완성시켰다. 또 다른 연구는 다물체 동역학 모델을 이용하여 가상 시뮬레이터를 개발하고, 이를 경추 인조관절의 생체역학적 평가에 이용하였다. Ahn(2008)등은 서로 다른 3가지 유형의 인공디스크를 대상으로 이들 설계에 따른 동적인 평가를 수행하였다. de Jongh 등(2008)은

경추 임플란트의 가상 마모실험을 위해 가상 예측모델을 개발하였다.<sup>(4-7)</sup> 선행의 경추관련 연구들은 기하형상을 단순화 하거나 관절 자유도의 제한으로 인해 상해가 발생하는 연조직의 변형이나 관절부하 평가, 부상 메커니즘을 분석하는데 한계점을 가지고 있다.<sup>(3)</sup>

현재 경추와 같은 척추분절에 대한 다물체 동역학 해석이 가능한 상용 모델로는 Musculo-Graphics사의 SIMM,<sup>(5)</sup> LifeModeler®사의 LifeMOD™<sup>(7)</sup> 및 ANYBODY Technology사의 ANYBODY 모델 등이 있다. 외국에서 개발된 이러한 소프트웨어 들은 가격이 고가일 뿐만 아니라, 인체의 생체역학 특성이 많이 고려되지 않은 기계적 조인트로 구성되어 있다. 또한 소프트웨어에서 제공하는 인체모델은 서양인 체형을 바탕으로 제작되었으며, 동양인의 모델의 경우 일본인을 기초로 하고 있다. 아직까지 한국인 체형에 근거한 인체모델이 없는 실정이다.<sup>(8)</sup>

따라서 본 연구에서는 한국인 표준체형과 유사한 사람의 의료 영상자료를 활용하여 경추 형상 모델을 개발하였고, 이것을 동역학 해석용 상용 소프트웨어에 탑재하여, 경추의 세부 연조직인 추간관, 인대, 후관절 모두를 고려한 다물체 동역학 경추관절 모델을 개발하였다. 또한, 개발된 모델을 선행연구에서 제시했던 사체실험 결과와 비교하여 가상 생체의 실험 모델의 타당성을 검증하였다.

## 2. 재료 및 방법

### 2.1 경추 동역학 모델

경추 형상 모델을 구성하기 위해 KISTI(2009)에서 구축한 디지털 한국인 모델에서, 상지 및 하지 병변이 없는 21세 남성(신장 170cm, 몸무게 65kg)을 선택하여 1mm 간격으로 컴퓨터 단층촬영(computer Tomography: CT)한 이미지를 이용하였다.<sup>(9)</sup> 상용 프로그램인 3D-Doctor®(Able software Corp., USA)에서 경계 추출법(edge detection)으로 골격의 외곽선을 추출한 후 적층하여 3차원 골격계 형상 모델을 만들었다. 표면은 RapidForm™(InusTechnology Inc., Korea)을 이용하여 매끄럽게 하였다. 이렇게 구성된 인체 전신 골격계 모델은 15개의 분절로 구성되었으며, 이중 경추모델링에 필요한 C2부터 T1까지의 척추체를 동역학 분석 프로그램인 RecurDyn™ (FunctionBay Inc., Korea) 탑재하여 해석이 가능한 3차원 시뮬레

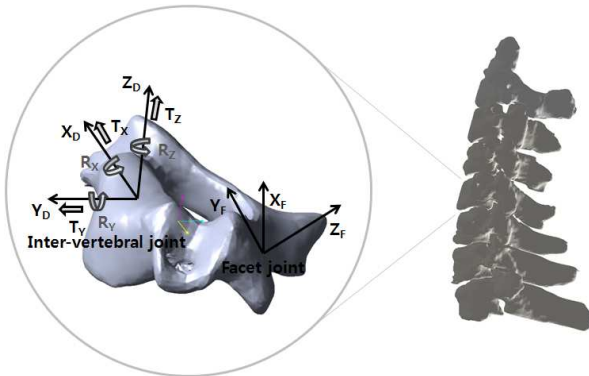


Fig. 1 A dynamic model of the cervical spine

이선 모델을 구축하였다.<sup>(8)</sup> 분절의 질량, 관성모멘트 등 인체분절 물성치는 Ahn(2008)<sup>(6)</sup>의 값을 따랐다(Fig. 1).

3차원 좌표계는 좌/우측 방향을 x방향으로, 전/후 방향을 y방향으로, 상/하 방향을 z방향으로 설정하고, 각각 디스크 관절, 후관절에 위치시켰다. 이 좌표계를 이용하여, 각 관절의 부하를 정의하고 척추분절 사이의 상대운동을 계산하였다.

디스크는 3 방향 병진운동과 3 방향의 회전운동이 이뤄지는 비선형 부싱요소로 모델링 하였다. 각 방향에 대한 비선형 회전운동과 병진운동의 물성치는 문헌에 근거하여 설정하였다.<sup>(4,6)</sup>

경추 모델에는 전종인대(anterior longitudinal ligament; ALL), 후종인대(posterior longitudinal ligament; PLL), 극간인대(interspinous ligament; ISL), 극상인대(supraspinous ligament; SSL), 후관절 인대(capsular ligament; CL), 황색인대(ligamentum flavum; LF)의 여섯 종류 인대들을 삽입하였다. 인대는 Ahn and Diangelo(2008) 문헌의 비선형 스프링-댐퍼 모델로 모델링 하였다.<sup>(6)</sup> 인대의 너비를 고려하여 3개의 평행한 스프링-댐퍼 모델을 전종인대, 후종인대, 황색인대에 적용하였다. 각각의 인대의 너비는 참고문헌을 참조하였다. 극간인대와 극상인대는 하나의 스프링-댐퍼 모델을 이용하였다. 인대 물성치는 Yoganandan 등(2000, 2001)문헌을 참조하여 비선형 점탄성 곡선을 이용하였다.<sup>(10,11)</sup> 인대의 부착위치는 Monteiro 등(2011) 문헌을 참조하여 해부학적 위치에 부착시켰다.<sup>(12)</sup>

후관절은 척추 운동 분절 내에서 분절 운동을 조절하고, 중력 수직부하를 견디는 기능을 하기 때문에 외부충격이나 관절의 퇴행으로 인해 상해가 빈번히 발생하는 부위이다.<sup>(1,4-6)</sup> 이 관절은 비선형 Hertz contact law를 이용하여 단순한 기하형

상인 구와 평면의 접촉으로 설정하였다. 접촉은 평면과 구의 공간상 좌표를 나타내는 두 개의 기준 좌표점과 평면의 수직벡터를 이용하여 해석하였다. 또한 구의 반경과 평면의 크기 설정을 통해 3차원상의 접촉 면적 범위를 정하였다. 접촉 모델링에 이용된 물성치는 Monteiro 등(2011) 문헌을 참조하여 설정하였다.<sup>(12)</sup>

### 2.2 개발 및 모델 검증

제2-7경추모델의 제7경추체 바닥면을 고정시킨 상태에서 제2경추체에 굽힘/신전 방향, 좌/우, 비틀림 방향으로 각각 2Nm, 1Nm, 1Nm 순수모멘트를 가하고, 이때의 회전 각도를 각각 측정하였다.

굽힘/신전 모멘트에 대한 회전량은 Nightingale(2002;2007)과 Wheeldon(2006)의 사체 실험결과<sup>(13-15)</sup> 및 Panzer(2011)의 유한요소 모델 결과와 비교하여 개발한 모델의 타당성을 검증하였다.<sup>(16)</sup> 굽힘/신전 모멘트, 측방 굽힘 모멘트와 비틀림 모멘트에 대한 회전량은 Kallemeyn(2010)의 연구 결과와 비교하여 모델의 타당성을 검증하였다.<sup>(17)</sup>

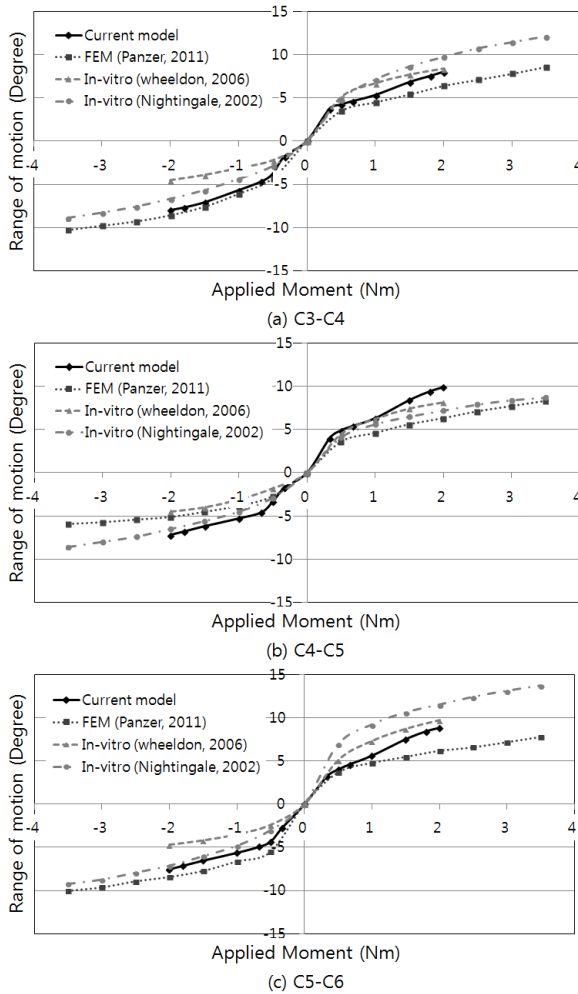
## 3. 결과 및 고찰

### 3.1 단분절 모델검증

모델의 단분절 운동을 검증하기 위해 굽힘 /신전 모멘트 0.33, 0.5, 0.67, 1.0, 1.5, 1.8, 2.0Nm 에 대해 C3-C4, C4-C5, C5-C6 분절의 회전량을 참고 문헌 결과<sup>(13-16)</sup>와 비교하였다.

굽힘 모멘트 0.33, 0.5, 0.67, 1.0, 1.5, 1.8, 2.0Nm 에 대한 단분절 C3-C4의 회전량은 각각 3.7°, 4.2°, 4.6°, 5.3°, 6.8°, 7.5°, 8.0°이며, C4-C5의 회전량은 각각 4°, 4.9°, 5.4°, 6.3°, 8.4°, 9.4°, 9.9° 이며, C5-C6의 회전량은 각각 3.2°, 4.0°, 4.6°, 5.6°, 7.5°, 8.4°, 8.8° 이다. 신전 모멘트 0.33, 0.5, 0.67, 1.0, 1.5, 1.8, 2.0Nm에 대한 단분절 C3-C4의 회전량은 각각 1.8°, 3.8°, 4.7°, 5.7°, 7.1°, 7.7°, 8.0°이며, C4-C5의 회전량은 각각 1.7°, 3.3°, 4.6°, 5.3°, 6.2°, 6.8°, 7.2° 이며, C5-C6의 회전량은 각각 2.7°, 4.3°, 4.9°, 5.6°, 6.5°, 7.1°, 7.5° 이다.

굽힘/신전 모멘트에 대한 단분절의 운동은 비대칭적인 운동을 보였으며, 대부분 단분절의 운동이 실험결과 내에 포함되었다. 굽힘 운동 시 C3-C4분절과 C5-C6분절 운동은 약간 경직된 운동을 보였다(Fig. 2).



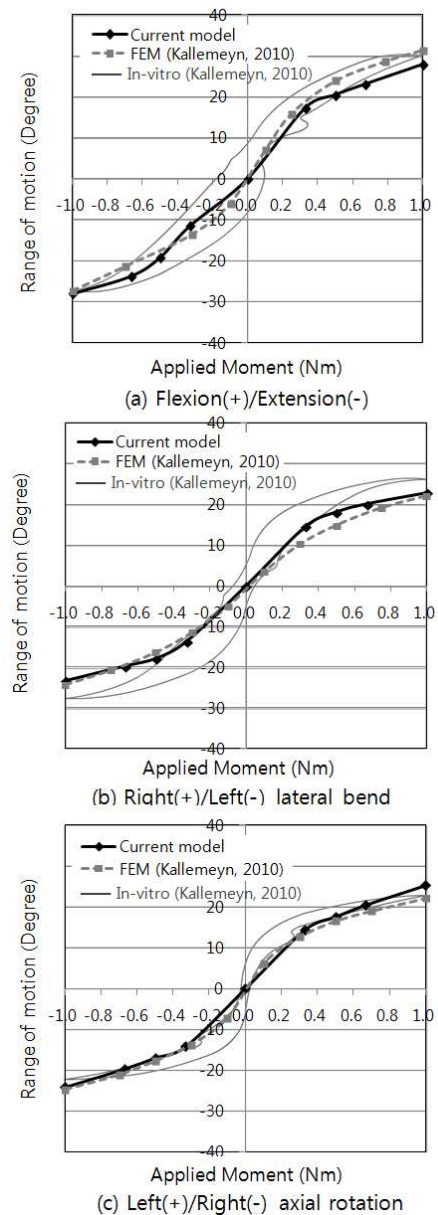
**Fig. 2** Model segments vs. experimental corridors. Flexion and extension response at C3-C4, C4-C5 and C5-C6

3.2 다분절 운동 차원의 모델검증

다분절 운동에 대한 모델 검증을 위해, 측방 굽힘 모멘트(Lateral bending moment) 및 비틀림 모멘트(Axial rotation moment)의 0.33Nm, 0.5Nm, 0.67Nm, 1Nm하중에 대한 C2-C7 다분절 운동을 Kallemeyn(2010)의 사체실험 및 유한요소 모델 결과와 비교 평가하였다(Fig. 3).<sup>(17)</sup>

굽힘 모멘트 0.33, 0.5, 0.67, 1.0Nm에 대한 다분절 C2-C7의 회전량은 각각 17.3°, 20.4°, 23.0°, 27.9° 이며, 신전 모멘트 0.33, 0.5, 0.67, 1.0Nm에 대한 다분절 C2-C7의 회전량은 각각 11.5°, 19.2°, 23.8°, 28.0° 이다. 신전 모멘트에 대한 회전량은 매우 유사한 회전량을 보였고, 굽힘 모멘트에 대해서는 최대 7% 정도의 차이가 발생하였다.

우측 측방 굽힘 모멘트 0.33, 0.5, 0.67, 1.0Nm에 대한 다분절 C2-C7의 회전량은 각각 14.6°,



**Fig. 3** Multi-level model vs. experimental moment-rotation curves at C2-C7 level

18.1°, 20.2°, 22.8° 이며, 좌측 측방 굽힘 모멘트 0.33, 0.5, 0.67, 1.0Nm에 대한 다분절 C2-C7의 회전량은 각각 13.7°, 17.9°, 19.7°, 23.4° 이다. 좌/우측 측방 모멘트에 대한 다분절의 운동은 대칭적인 운동을 보였으며, 최대 14% 차이가 발생하였다.

좌측 비틀림 모멘트 0.33, 0.5, 0.67, 1.0Nm에 대한 다분절 C2-C7의 회전량은 각각 14.4°, 17.6°, 20.5°, 25.3° 이며, 우측 비틀림 0.33, 0.5, 0.67, 1.0Nm에 대한 다분절 C2-C7의 회전량은 각각 14.2°, 17.0°, 19.7°, 24.2° 이다. 우측 비틀림 모멘

트에 대한 회전량은 매우 유사한 회전량을 보였고, 좌측 비틀림 모멘트에 대해서는 최대 12% 정도의 차이가 발생하였다.

3.3 인대하중 해석

1Nm 하중의 신전 모멘트 조건하에서 인대에 발생하는 인장력을 평가하였다. 1Nm 굽힘모멘트 하중에서 부하의 크기가 커짐에 따라 인대에 발생하는 힘은 후관절 인대, 황색인대, 극상, 극간 인대에서는 증가하지만, 전중인대와 후중인대에서는 작용하지 않았다(Fig. 4).

3.4 후관절 접촉력 해석

신전/굽힘, 측방 굽힘 및 비틀림 모멘트 각 하중 조건하에서 C4-C5, C5-C6, C6-C7 분절에서 발생하는 후관절 접촉력을 살펴보면, 부하가 증가함에 따라 후관절 접촉력도 증가하는 경향을 보인다(Fig. 5).<sup>(3)</sup>

신전 모멘트 하중 시에는 접촉력이 발생하지 않으며, 신전 모멘트 하중 시에는 분절간 비슷한 증가 경향을 보였다. 측방 굽힘 모멘트 하중에서의 C6-C7 분절의 부하 패턴이 1.5Nm에서 2.0Nm로 증가 시에 꺾이는 경향을 보이는데, 이는 단순 기하형상 모델링 기법에서 기인하거나 구추관절(uncovertebral joint)에 대한 고려가 되지 않아 발생하는 것으로 판단된다.<sup>(17)</sup> 축회전 모멘트 하중 시에는 접촉력이 발생하지 않으며, 신전 모멘트 하중에서는 상부 분절에서의 접촉력이 하부 분절보다 큰 경향을 보였다.

신전, 측방 굽힘 및 비틀림 모멘트 하중시 C5-C6 분절에서 발생하는 후관절 접촉력은 Ahn(2007),<sup>(3)</sup> Faizan(2009),<sup>(18)</sup> Goel(1998)<sup>(19)</sup>의 연구 결과와 각각 비교 평가하였다(Fig. 6).

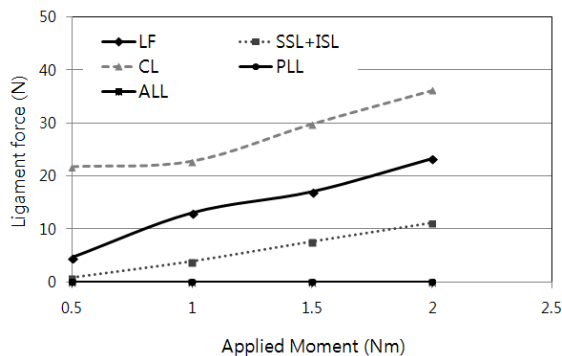
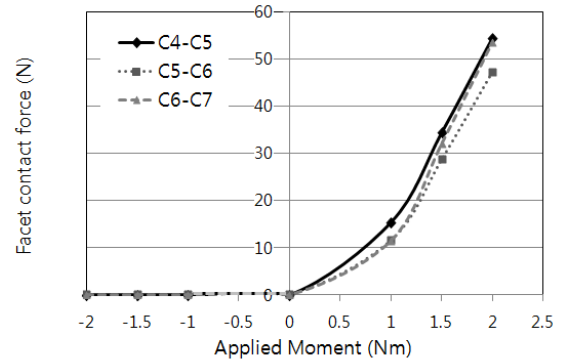
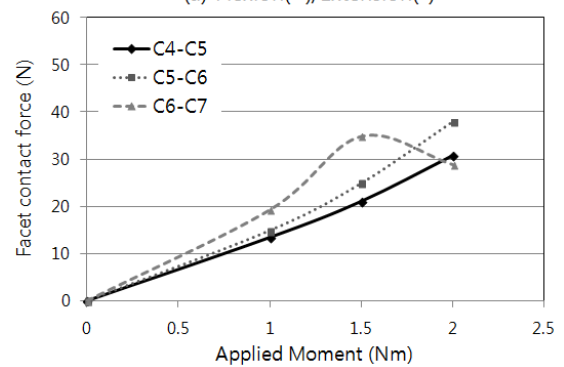


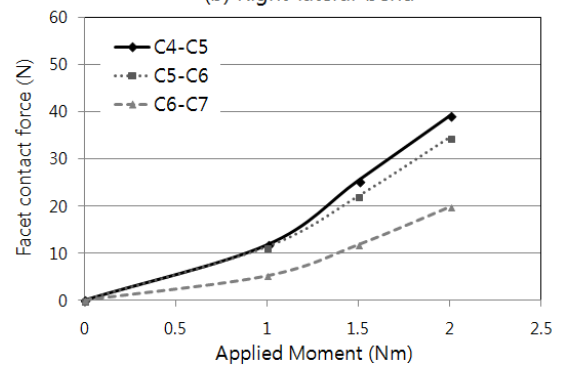
Fig. 4 Ligament force at C5-C6 level under flexion moment loading



(a) Flexion(+)/Extension(-)



(b) Right lateral bend



(c) Left axial rotation

Fig. 5 Facet contact force at C5-C6 level under flexion/extension, lateral bending, axial rotation moment loading.

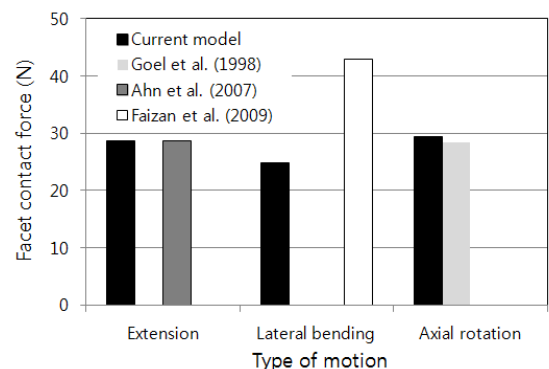


Fig. 6 Facet contact force at C5-C6 level

힘 운동 시에는 접촉력이 발생하지 않으며, 신전 굽힘 모멘트, 측방 굽힘 모멘트 및 비틀림 모멘트 운동시 접촉력이 발생하였다. 신전 모멘트와 비틀림 운동시에는 C5-C6 분절에서의 접촉력이 비슷한 결과를 보였고, 측방 굽힘 운동시에는 다소 큰 차이를 보였다. 이는 후관절 모델이 구와 평면을 이용한 '단순 기하형상 모델링 기법 (simple geometry model)'에서 기인하는 것으로 판단된다.

#### 4. 결 론

본 연구에서는 한국인 의료영상을 이용하여 기하형상을 구성하고, 이를 이용하여 경추동역학 모델을 개발하였다. 일정 하중 조건하에 경추 분절 각각의 단분절 운동뿐만 아니라 다분절 운동에 대한 결과를 비교 평가하였다. 또한 후관절에서의 접촉력과 인대에 발생하는 힘에 대한 해석 결과를 문헌 결과와 비교 평가하였다. 이를 통해 경추 모델의 타당성을 검증하였다.

본 연구에서 개발된 경추 동역학 모델은 자동차 충돌시 경추 상해 분석, 경추 수술용 인공 추간판 분석 등 다양한 경추 생체역학 연구에 활용될 수 있을 것이다. 또한 본 연구에서 개발한 모델에 근육 모델을 추가함으로써 생체내(In-Vivo) 동작에 대한 시뮬레이션 평가도 기대된다.

#### 후 기

이 연구는 기초기술연구회의 재원으로 2009 국가 아젠다 사업(National Agenda Project)의 지원을 받아 수행하였습니다(P-09-JC-LU63-C01).

#### 참고문헌

- (1) Nordin, M. and Frankel, V.H., 2001. Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System, USA, Lippincott Williams & Wilkins.
- (2) Bogduk, N. and Yoganandan, N., 2001, "Biomechanics of the Cervical Spine Part 3: Minor Injuries," *Clinical Biomechanics*, Vol.16, pp.267~275.
- (3) Ahn, H.S. and Diangelo, D.J., 2007, "Biomechanical Testing Simulation of a Cadaver Spine Specimen - Development and Evaluation Study," *Spine*, Vol.32, pp.330~336.
- (4) De Jager, M.K.J., 1996, "Mathematical Head-Neck Models For Acceleration Impacts," PhD. Thesis, Technical University of Eindhoven.
- (5) 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.
- (6) Ahn, H.S. and Diangelo, D.J., 2008, "Biomechanical Study of Artificial Cervical Disc Using Computer Simulation," *Spine*, Vol.33, pp.883~892.
- (7) de Jongh, A.H. Basson, and Scheffer, C. 2008, "Predictive Modeling of Cervical Disc Implant Wear" *Journal of Biomechanics*, vol.41, pp. 3177~3183.
- (8) Shin, J.H. and Yoon, Y.H., 2011, "Effects of a Elderly Walker on Joint Kinematics and Muscle Activities of Lower Extremities using a Human Model," *Trans. Korean Soc. Mech. Eng. B*, Vol.35, pp.1243~1248.
- (9) Lee, S.H. and Lee, S.B., 2009, "The Production and Usage of Korean Human Information in KISTI," *Journal of the Korea Contents Association*, Vol.7, No.2, pp.39~43.
- (10) Yoganandan, N., Pintar, F.A. and Maiman, D.J., 2000, "Biomechanical Study of Pediatric Human Cervical Spine: A Finite Element Approach," *Trans. of the ASME*, Vol. 122, pp.60~71.
- (11) Yoganandan, N. and Pintar, F.A., 2001, "Biomechanics of Cervical Spine Part 2. Cervical Spine Soft Tissue Responses and Biomechanical Modeling," *Clinical Biomechanics*, Vol. 16, pp.1~27.
- (12) Monteiro, N.M., Silva, M.P., Folgado, J.O. and Melancia, J.P., 2011, "Structural analysis of the Intervertebral Discs Adjacent to an Interbody Fusion using Multibody Dynamics and Finite Element Cosimulation," *Multibody Syst Dyn*, Vol. 25, pp.245~270.
- (13) Nightingale, R.W., Winkelstein, B.A., Knaub, K.E., Richardson, W.J., Luck, J.F. and Myers, B.S., 2002, "Comparative Strengths and Structural Properties of the upper and lower Cervical Spine in Flexion and Extension," *Journal of Biomechanics*, Vol. 35, pp.725~732.
- (14) Nightingale, R.W., Chancey, V.C., Ottaviano, D.,

- Luck, J.F., Tran, L. and Prange, M.T., 2007, Flexion and Extension Structural Properties and Strengths for Male Cervical Spine Segments," *Journal of Biomechanics*, Vol. 40, pp.535~542.
- (15) Wheeldon, J.A., Pintar, F.A., Knowles, S.A. and Yoganandan, N., 2006, "Experimental Flexion/Extension Data Corridors for Validation of Finite Element Models of the Young, Normal Cervical Spine," *Journal of Biomechanics*, Vol. 39, pp.375~380.
- (16) Panzer, M.B., Fice, J.B. and Cronin, D.S., 2011, "Cervical Spine Response in Frontal Crash," *Medical Engineering & Physics*, vol.33, pp.1147~1159.
- (17) Kallemeyna, N., Gandhia, A., Kodea, S., Shivannac, K., Smuckerb, J. and Groslanda, N., 2010, "Validation of a C2-C7 Cervical Spine Finite Element Model using Specimen-Specific Flexibility Data," *Medical Engineering & Physics*, Vol. 32, pp.482~489.
- (18) Faizan, A., Goel, V.K., Garfin, S.R., Bono, C.M., Serhan, H., Biyani, A., Elgafy, H., Krishna, M. and Friesem, T., 2012, "Do Design Variations in the Artificial Disc Influence Cervical Spine Biomechanics? A Finite Element Investigation," *European Spine J.*, Vol.21, pp.653~662.
- (19) Goel, V.K. and Clausen, J.D., 1998, "Prediction of Load Sharing among Spinal Components of a C5-C6 Motion Segment using the Finite Element Approach," *Spine*, Vol.23, pp.684~691.