

<학술논문>

DOI:10.3795/KSME-A.2009.33.7.637

인공 추간판 치환술 후 경추의 생체역학적 특성

박원만* · 주증우** · 김경수*** · 이기석**** · 김윤혁†
(2008년 9월 24일 접수, 2009년 6월 23일 수정, 2009년 6월 24일 심사완료)

Biomechanical Characteristics of Cervical Spine After Total Disc Replacement

Won Man Park, Jeung Woo Joo, Kyungsoo Kim, Ki-Seok Lee and Yoon Hyuk Kim

Key Words: Artificial Disc(인공 추간판), Cervical Spine(경추), Total Disc Replacement(추간판 치환술), Finite Element Analysis(유한요소 해석)

Abstract

We have analyzed the biomechanical characteristics of cervical spine after total disc replacement using finite element analysis. A finite element model of C2-C7 spinal motion segment was developed and validated by other experimental studies. Two types of artificial discs, semi-constraint and un-constraint, were inserted at C6-C7 segments. Inferior plane of C7 vertebra was fixed and 1Nm of moment were applied on superior plane of C2 vertebra with 50N of compressive load along follower load direction. Mobility of the cervical spine in which each artificial disc inserted was higher than that of intact one in all loading conditions. Also, high mobility at the surgical level after total disc replacement could lead higher facet joint force and ligaments axial stresses. The results of present study could be used to evaluate surgical option and validate the biomechanical characteristics of the implant in total disc replacement in cervical spine.

1. 서론

경추(cervical spine)는 흉추와 머리 사이에서 머리를 지지하며, 신경줄기를 보호하는 인체 기관이다. 이러한 경추는 추체(vertebra)와 관절(joint), 추간판(intervertebral disc), 근육 등으로 이루어지며 높은 운동성을 가지고 있다. 요추 등의 다른 척추 부위와 마찬가지로, 경추부에 노화가 진행되면 추간판 탈출증 등의 퇴행성 질환이 발생하

게 된다. 임상적으로 퇴행성 질환의 치료를 위하여 약물, 운동 등에 의한 보존적 치료가 우선적으로 고려되지만, 보존적 치료의 효과가 없거나 치료가 불가능할 경우 수술적 치료가 이루어진다. 이 때 가장 일반적으로 사용되는 수술 방법은 전방에서 디스크의 일부를 제거하여 디스크 압력을 낮추는 전방 감압술과, 금속판 등을 이용하여 퇴행성 질환이 있는 디스크 상·하의 추체를 고정시키는 척추 유합술이다. 척추 유합술은 인접 분절의 운동범위, 추간판의 내부압력 및 후관절(facet joint)의 접촉압력을 증가시켜 인접 분절의 질환을 야기할 수 있는 것으로 보고되고 있다.⁽¹⁻³⁾ 임상적으로 추간판 압력의 비정상적인 증가는 추간판의 영양 공급경로를 차단하여 추간판의 퇴행성 변화를 일으키는 주요 원인이 되며,⁽⁴⁾ 인접 분절에 발생하는 과도한 운동은 후관절에 비정상적인 접촉압력을 증가시켜 후관절 관절증의 주요 원인이 되기도 한다. 따라서 수술후 경

† 책임저자, 회원, 경희대학교 테크노공학대학
E-mail : yoonhkim@khu.ac.kr

TEL : (031)201-2880 FAX : (031)202-8106

* 회원, 경희대학교 대학원 기계공학과

** 경희대학교 테크노공학대학

*** 경기대학교 수학과

**** 공주대학교 기계자동차공학부

추관절의 정상 분절운동을 회복하는 것이 수술성공에 주요한 인자라 할 수 있다.

이러한 이유 등으로 최근 수술 부위의 운동성을 유지할 수 있는 인공 추간판 치환술과 같이 척추를 고정시키지 않는 수술 방법에 대한 관심이 증가하고 있다. 인공 추간판 치환술은 인접 분절에 걸리는 부하를 줄여, 인접 분절의 추간판 퇴화를 방지하거나 늦추는데 유용한 수술방법으로 알려져 있다.⁽⁵⁾ 인공 추간판은 기구학적 관점에서 회전 중심이 고정되어 있는 반구속 개념(semi-constraint concept)과 회전 중심이 움직일 수 있는 비구속 개념(un-constraint concept)의 인공 추간판으로 구분할 수 있다. 반구속 개념은 상관과 하관 사이의 코어가 하관에 완전히 고정되거나 코어가 하관과 하나의 몸체로 되어 있어, 척추의 운동이 발생하면 인공 추간판의 상관만이 움직일 수 있다. 이에 반하여 비구속 개념은 인공 추간판의 상관과 하관 사이에 삽입된 코어가 척추의 움직임과 함께 상관과 하관 사이에서 움직일 수 있는 기구학적 특징을 가진다. 이러한 수술 분절에서의 운동성을 확보할 수 있는 장점 때문에 최근에 경추부 인공 추간판 치환술이 급증하고 있으나, 비교적 새로운 수술 방법이기 때문에 인공 추간판 치환술 후 경추의 수술 분절 및 인접 분절의 생체역학적 특성에 대하여 연구가 미미하다.⁽⁶⁾

본 연구에서는 유한요소 해석 방법을 이용하여 인공 추간판 치환술 후 경추 분절에서의 생체역학적 특성을 분석하였다. 이를 위하여 제2-7 경추부의 유한요소 모델을 개발하였고, 개발한 모델의 제5-6 경추 사이에 현재 임상에서 사용되고 있는 인공 추간판 중에서 기구학적 형태가 다른 두 종류의 인공 추간판을 각각 삽입하였다. 이 모델을 이용하여 척추의 거동, 후관절에 걸리는 접촉력, 인대에 걸리는 응력 등을 분석하였고, 이를 통해 인공 추간판을 이용한 추간판 치환술이 수술 후 수술 분절에 미치는 생체역학적 영향을 예측하였다.

2. 재료 및 방법

2.1 정상 경추 유한요소 모델 개발

경추에 병변이 없는 신장 175cm, 21세 남성의 경추(제2-7 경추)를 1mm 간격으로 컴퓨터 단층

촬영(computerized tomography : CT)하였다. 각각의 CT 영상으로부터 추체의 외곽선을 추출하고 이를 적층하여 추체의 CAD 모델을 개발하였다. 추체 CAD 모델은 피질골(cortical bone), 해면골(cancellous bone), 후방골(post bone) 구조물로 구분하였으며, 3차원 고체 요소를 이용하여 유한요소 모델을 개발하였다. 이 때 추체의 유한요소 모델이 시상면(sagittal plane)을 중심으로 대칭이 되도록 개발하였다. 추체의 위, 아래로 0.2mm 두께의 종관을 삽입하였으며, 상하부 후관절 돌기가 접촉하는 후관절에는 연골(cartilage)을 삽입하였다. 연골과 연골 사이는 0.5mm의 간격을 두었으며, 3차원 비선형 면접촉을 가정하였다.

추체와 추체 사이에 삽입되는 추간판은 수핵(nucleus pulposus)을 중심으로, 주위를 윤상인대가 싸고 있는 형태로 모델링하였다. 윤상인대는 다섯 겹의 기저물질(annulus ground substance)과 기저물질을 안팎으로 싸고 있는 여섯 겹의 섬유륜(annulus fibrosus)으로 구성하였다. 섬유륜은 수평면에 대하여 평균 25도 각도를 이루며, 섬유륜의 체적이 윤상인대 체적의 20%가 되도록 단면적을 설정하였고, 인장에만 작용하는 3차원 선형 요소로 모델링하였다.⁽⁷⁾

경추 모델에는 전종인대(anterior longitudinal ligament; ALL), 후종인대(posterior longitudinal ligament; PLL), 극간인대(interspinous ligament; ISL), 극상인대(supraspinous ligament; SSL), 후관절인대(capsular ligament; CL), 황색인대(ligamentum flavum; LF)의 여섯 종류 인대들을 삽입하였다. 인대들은 윤상인대와 같이 인장에만 작용하는 3차원 선형 요소로 모델링하였고, 해부학 자료를 바탕으로 추체에 부착하였다. 이를 통해 추체, 추간판, 인대 등으로 구성되는 제2-7 경추 부위의 정상 경추 유한요소 모델을 완성하였다(Fig. 1). 경추 모델의 개발에 사용된 추체의 피질골, 해면골, 후관절의 연골, 추간판의 기저물질, 섬유륜, 수핵, 여섯 가지 주요 인대 등의 물성치(material properties)는 기존의 연구에서 알려진 값들을 참조하였다.⁽⁸⁻¹²⁾

제2-7 경추 유한요소 모델의 제7 경추체의 바닥면을 완전히 고정시킨 상태에서 제2 경추체에 1.5Nm의 순수 모멘트를 굴곡(flexion), 신전(extension), 비틀림(torsion) 방향으로 가하고, 이때의 회전 각도를 각각 측정하였다. 측정된 회전각을 Panjabi 등,⁽¹³⁾ Kubo 등,⁽¹⁴⁾ Pleker 등⁽¹⁵⁾의 실험

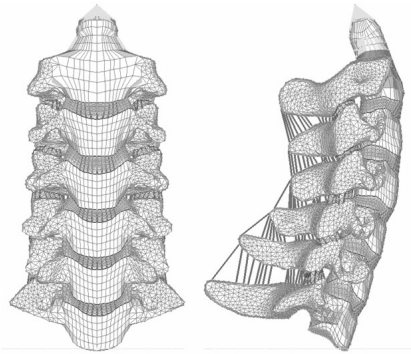


Fig. 1 Finite element model of a cervical spine from C2 to C7 segments

연구 및 Ng 등⁽¹⁶⁾의 해석 연구 결과와 비교하여 개발한 경추 유한요소 모델의 타당성을 검증하였다.

2.2 인공 추간판이 삽입된 경추 모델 개발

본 연구에서는 반구속 개념의 인공 추간판으로 Prodisc-C[®](Synthes Spine Solutions, West Chester, Pennsylvania, U.S.A)와 비구속 개념의 인공 추간판으로 Mobi-C[®](LDR Medical, Troyes, France)를 각각 선택하여 연구를 수행하였다. 도면을 이용하여 Prodisc-C[®]와 Mobi-C[®]에 대한 3차원 CAD 모델을 개발하였고, 이를 이용하여 유한요소 모델을 개발하였다. 기구학적 특징에 따라 Prodisc-C[®]의 경우 폴리에틸렌 코어를 하판에 완전히 고정시키고, 상판과 폴리에틸렌 사이에 3차원 비선형 면접촉 조건을 부가하였다. Mobi-C[®]는 하판과 폴리에틸렌 코어, 상판과 폴리에틸렌 코어 사이에 모두 3차원 비선형 면접촉 조건을 부가하였다. 인공 추간판에 사용된 코발트-크롬(CoCr) 합금과 초고분자량폴리에틸렌(ultra high molecular weight polyethylene)의 물리적 성질은 기존의 연구에서 알려진 탄성 계수(Young's modulus) 210GPa, 3MPa과 푸아송 비(Poisson's ratio) 0.3, 0.3을 각각 사용하였으며, 접촉면의 마찰 계수(friction coefficient)는 0.07을 사용하였다.⁽¹⁷⁾

두 가지 타입의 인공 추간판 유한요소 모델을 경추에서 가장 많은 수술이 시행되는 제5-6 경추 사이에 삽입하였다. 수술 프로토콜에 따라 인공 추간판을 삽입하는 부분의 운상인대를 전방으로 약 62% 제거하였고, 수핵 및 전중인대를 완전히 제거하였다. 인공 추간판과의 골 접촉면을 최대

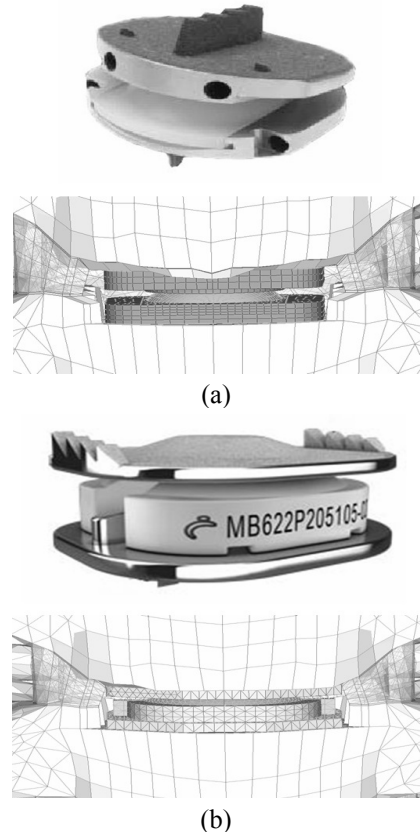


Fig. 2 Finite element models of artificial disc implants inserted in cervical spine at C5-C6 motion segment: (a) Prodisc-C[®], (b) Mobi-C[®]

화하기 위하여 제5 경추체의 하판 및 제6 경추체의 상판을 일부 제거하였다. 또한 수술 전후 추체의 전만각(lordosis)이 모두 동일하도록 인공 추간판 삽입 모델을 개발하였다(Fig. 2).

일반적으로 사람의 머리는 약 50N의 무게를 가진다. 경추에서 이 무게는 척추근의 영향으로 추적 경로 방향(follower load direction)으로 전달된다. 이에 따라 타당성이 검증된 정상 경추 유한요소 모델과 Prodisc-C[®] 및 Mobi-C[®] 인공 추간판이 삽입된 경추 유한요소 모델의 제7 경추체를 완전히 고정시키고 추적 경로 방향의 50N의 압축력을 가한 상태에서 1Nm의 굴곡과 신전, 측면 굴곡, 비틀림 모멘트를 가하였다(Fig. 3).⁽¹⁸⁾ 정상 경추 모델과 Prodisc-C[®]와 Mobi-C[®] 인공 추간판이 시술된 경추 모델의 굴곡, 신전, 측면 굴곡, 비틀림 운동범위를 비교하여, 각각의 인공 추간판의 운동성을 분석하였다. 또한, 신전 하중 조건에서 수술 분절에 걸리는 접촉력, 굽힘 하중 조

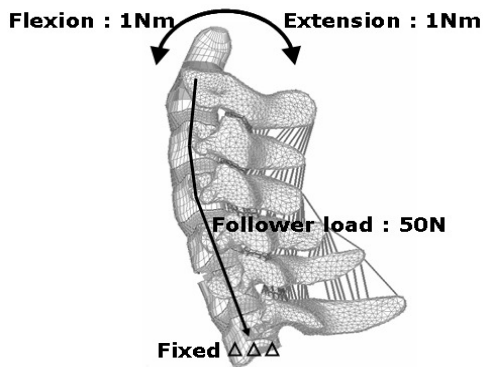
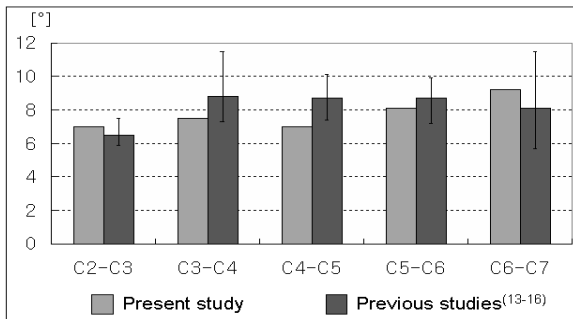
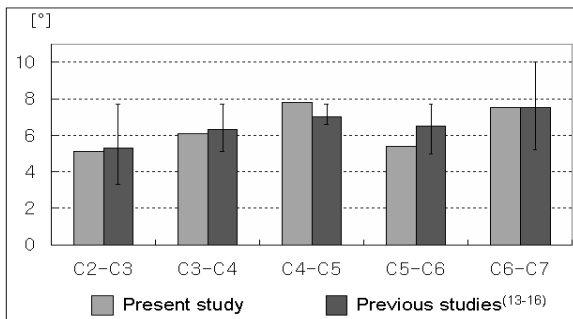


Fig. 3 Boundary and loading conditions for finite element analysis



(a)



(b)

Fig. 4 Segmental range-of-motion of the cervical spine : (a) flexion-extension, (b) left-right torsion

건에서 각각의 인대에 걸리는 응력 등을 분석하였으며, 이를 정상 척추에서의 결과들과 비교하였다.

3. 결과 및 고찰

3.1 정상 경추 모델의 검증

개발한 정상 경추 유한요소 모델의 각 운동 분절에서의 회전량을 기존의 실험 및 해석 방법의 연구⁽¹³⁻¹⁶⁾ 결과와 비교하여 모델을 검증하였다. 기존 사체를 이용한 연구에서는 연령, 전만각, 성별, 인종 등 연구에 사용된 사체들의 특성 차이

로 인하여 회전량의 편차가 존재했다. 이에 정상 경추 모델의 타당성 검증을 위하여 각각의 경추 운동 분절의 회전량이 기존 연구 결과의 값들의 범위 안에 있는지를 살펴보았다. 개발한 제2-7 경추 유한요소 모델의 시상면에서의 굴곡-신전 회전량(굴곡+신전 회전량)은 38.8°였으며, 제2-3 경추간, 제3-4 경추간, 제4-5 경추간, 제5-6 경추간, 제6-7 경추간 분절의 회전량은 각각 7.0°, 7.5°, 7.0°, 8.1°, 9.2°였다(Fig. 4(a)). 가로면에서의 제2-3 경추간, 제3-4 경추간, 제4-5 경추간, 제5-6 경추간, 제6-7 경추간 분절의 회전량은 각각 5.1°, 6.1°, 7.8°, 5.4°, 7.5°로 나타났다(Fig. 4(b)). 이들 값들은 모두 기존의 연구 결과 값들의 범위 안에 있거나 유사한 결과였으며, 이를 통하여 개발한 정상 경추 유한요소 모델이 타당함을 검증하였다.

3.2 인공 추간판 수술이 경추에 미치는 생체역학적 영향

3.2.1 경추의 운동 분석

굴곡 및 신전 하중에 대하여 Prodisc-C[®]를 삽입한 모델은 각각 13.8°와 16.7°, Mobi-C[®]를 삽입한 모델은 각각 14.5°와 17.6°로 정상 경추의 회전량 13.3°와 14.9°에 비하여 각각 4%, 12%와 9%, 18% 큰 회전량을 나타내었다. 전체 회전량에 대한 각각의 운동 분절에서의 회전비율을 살펴보면, 굴곡 하중 조건에서 정상 경추의 제2-3 경추간은 19%, 제3-4 경추간은 20%, 제4-5 경추간은 18%, 제5-6 경추간은 21%, 제6-7 경추간은 21% 차지하였다. Prodisc-C[®]를 삽입한 모델에서는 제2-7 경추간의 운동 분절에서 각각 19%, 20%, 17%, 24%, 20% 씩 차지하였으며, Mobi-C[®]를 삽입한 모델에서는 각각 18%, 19%, 17%, 26%, 21% 씩 차지하였다(Fig. 5(a)). 신전 하중 조건에서 정상 경추 각 운동 분절에서의 회전비율을 살펴보면, 제2-3 경추간은 17%, 제3-4 경추간은 18%, 제4-5 경추간은 18%, 제5-6 경추간은 21%, 제6-7 경추간은 26% 차지하였다. Prodisc-C[®]를 삽입한 모델의 제2-7 경추간 운동 분절에서의 회전 비율은 각각 15%, 17%, 16%, 27%, 25%, Mobi-C[®]를 삽입한 모델에서는 각각 15%, 17%, 16%, 28%, 25% 씩 차지하였다(Fig. 5(b)). 인공 추간판이 삽입된 운동 분절의 굽힘 운동에서의 회전량 증가는 추

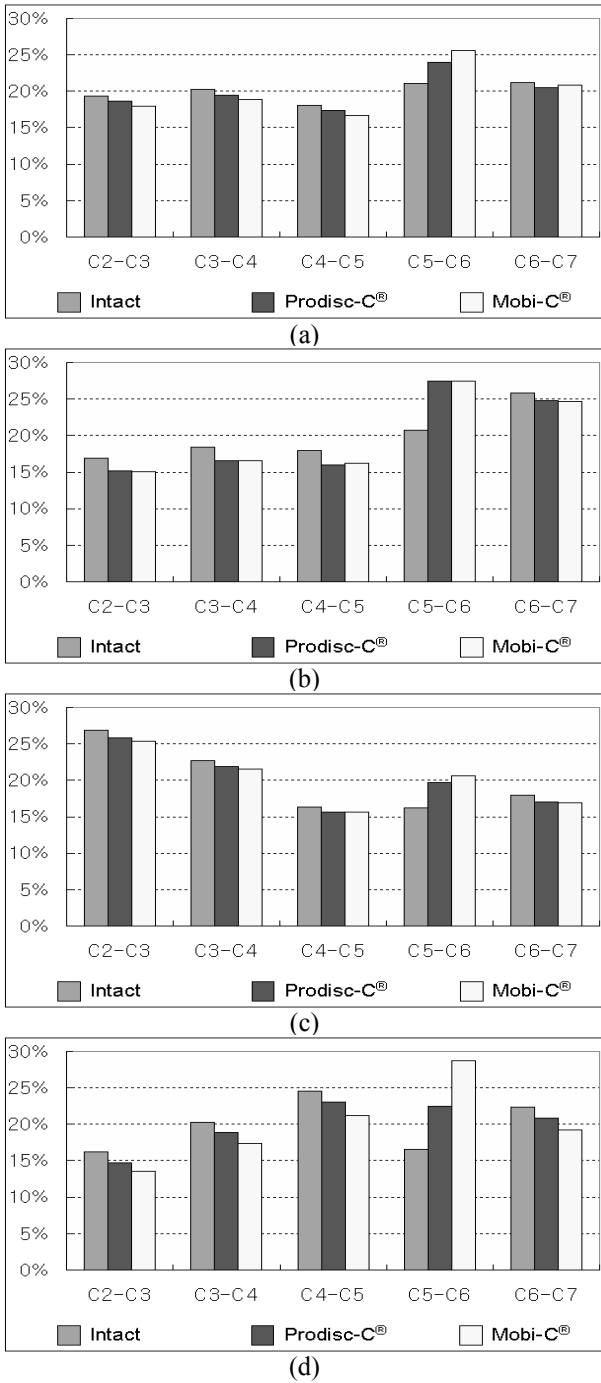


Fig. 5 Influence of artificial disc inserted in C5-C6 on the intersegmental rotation ratio at different levels for (a) flexion, (b) extension, (c) lateral bending, and (d) torsion

체 후방부의 인대에 걸리는 축응력을 증가시켰으며, 신전 운동의 회전량 증가는 후관절에 걸리는 접촉력을 증가시켰다. 이러한 결과는 최근 임상 논문에서 발표되는 것처럼 수술관절에서의 불안정성을 증가시킬 수 있다는 의견을 뒷받침하고

있다.

측면 굴곡 하중 조건에서 정상 경추의 좌우 회전 범위는 14.0° 였으며, 제2-3 경추간에서 27%, 제3-4 경추간에서 23%, 제4-5 경추간에서 16%, 제5-6 경추간에서 16%, 제6-7 경추간에서 18% 비율로 각각 회전하였다. Prodisc-C®를 삽입한 모델과 Mobi-C®를 삽입한 모델의 회전 범위는 각각 14.7°, 14.8° 였으며, 이때 인공 추간판이 삽입된 분절의 회전 비율은 각각 20%, 21%로 정상 경추에 비해 높은 회전 비율을 보였다(Fig. 5(c)). 비틀림 하중 조건에서 정상 경추 및 Prodisc-C®를 삽입한 모델과 Mobi-C®를 삽입한 모델에서의 좌우 회전 범위는 각각 23.8°, 25.5°, 27.7°로 나타났다. 좌우 비틀림 회전 범위에 대한 인공 추간판 삽입 분절인 제 5-6 경추간의 회전 비율은 각각의 모델에서 17%, 22%, 29% 씩 차지하였다(Fig. 5(d)).

이러한 본 연구의 결과는 Prodisc-C® 인공 추간판을 사용한 척추에서 정상에 비해 굴곡 및 신전 하중 조건에서 회전량이 증가한 것으로 보고한 Chang 등⁽¹⁹⁾의 사체를 이용한 실험연구 결과와 유사한 경향을 보였다. 본 연구 결과에 따르면 모든 방향의 하중 조건에서 인공 추간판이 삽입된 경추 모델들의 회전량이 정상의 경추 모델의 회전량에 비하여 크게 나타났다. 이에 대한 주된 원인은 인공 추간판이 삽입된 분절에서 회전량이 증가하였기 때문이다. 또한, 비구속 개념의 Mobi-C® 인공 추간판이 삽입된 모델이 반구속 개념의 Prodisc-C® 인공 추간판이 삽입된 모델과 유사하거나, 보다 큰 회전량을 보였다. 이는 하중이 부가됨에 따라 Mobi-C®의 폴리에틸렌 코어가 하판에서 미끄럼(slip)이 발생하여 나타나는 현상으로 보인다(Fig. 6).

3.2.2 후관절에서의 접촉력

신전 하중 조건에서 Prodisc-C®, Mobi-C® 인공 추간판을 삽입한 제5-6 경추 분절의 후관절 접촉력은 정상 경추의 접촉력에 비해 각각 107%, 113% 값을 보였다(Fig. 7). 이는 Prodisc-C® 인공 추간판을 사용한 척추 모델에서 정상 모델에 비해 95.4% 높은 후관절 접촉력을 보인 Chang 등⁽²⁰⁾의 연구와도 유사한 결과이다. 이러한, 인공 추간판 삽입분절에서의 후관절 접촉력 증가는 후관절 퇴행성 질환의 원인으로 작용할 수 있다. 인공 추간판을 삽입하지 않은 분절에서의 후관절 접촉력은

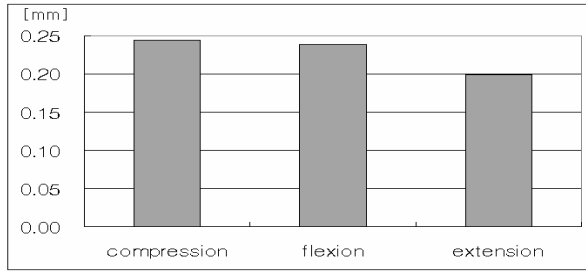


Fig. 6 Slip of polyethylene core on lower plate of Mobi-C[®] artificial disc along frontal direction

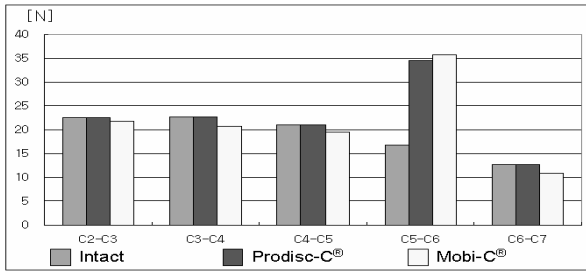


Fig. 7 Influence of artificial disc inserted in C5-C6 on the facet joint contact forces

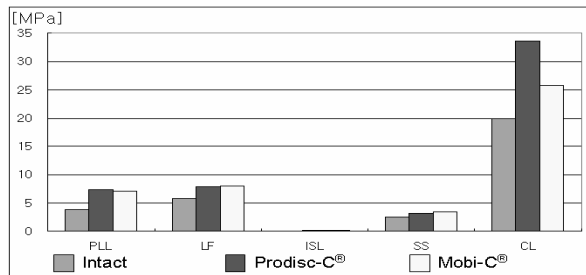


Fig. 8 Influence of artificial disc inserted in C5-C6 on the ligaments axial stresses

정상 경추의 동일 분절 접촉력과 큰 차이를 보이지 않았다.

3.2.3 경추인대에 걸리는 응력

굴곡 하중 조건에서 정상 경추 모델에 작용하는 인대의 축방향 인장응력은, 후종인대(PLL)에서 3.8MPa, 극간인대(ISL)에서 2.5MPa, 극상인대(SSL)에서 0.1MPa, 후관절인대(CL)에서 20.0MPa, 황색인대(FL)에서 5.8MPa로 나타났으며, Prodisc-C[®]를 삽입한 모델에서는 7.4MPa, 3.2MPa, 0.2MPa, 34.0MPa, 8.0MPa, Mobi-C[®]를 삽입한 모델에서는 7.1MPa, 8.1MPa, 0.3MPa, 25.8MPa, 8.1MPa로 정

상 경추의 동일 분절에 비하여 증가하였다(Fig. 8). 후관절인대를 제외하고는 Mobi-C[®]를 삽입한 모델의 인대에 걸리는 응력의 크기가 Prodisc-C[®]를 삽입한 모델의 인대에 걸리는 응력의 크기와 유사하거나 높았다. Bass 등⁽²¹⁾은 사체를 이용한 실험연구에서 후종인대와 황색인대의 파손응력을 각각 32.6±19.5MPa와 5.3±2.8MPa로 보고하였다. Prodisc-C[®]와 Mobi-C[®]를 삽입한 경우에, 후종인대와 황색인대의 응력은 파손응력의 12%에서 23%, 22%로, 110%에서 151%, 153%로 각각 증가하였다. 본 해석연구에서 예측한 인대의 최대 응력 결과를 실험연구 결과와 절대값으로 비교하는 것은 어렵겠지만, 본 연구의 결과를 통하여 인공 추간판 수술 분절에서 인대 질환의 위험성이 증가함을 알 수 있었다.

4. 결 론

본 연구에서는 경추에 대한 유한요소 모델을 개발하고 이를 이용하여 인공 추간판 치환술 후 경추 분절에서의 생체역학적 특성을 분석하였다. 인공 추간판의 삽입은 굽힘, 신전, 측면 굽힘, 비틀림 하중에 대하여 정상의 경추 모델에 비해 수술관절에서 과도한 회전을 나타냈다. 또한, 폴리에틸렌 코어의 운동으로 인하여 비구속 개념의 인공 추간판이 반구속 개념의 인공 추간판에 비해 높은 운동성을 보였다. 또한 인공 추간판을 삽입한 운동 분절에서 정상에 비하여 후관절의 접촉력과 여섯 가지 주요 인대에 걸리는 응력이 높게 나타났다. 이처럼 인공 추간판 시술은 경추 운동 분절의 운동성, 후관절의 접촉력, 인대에 걸리는 응력 등 경추의 생체역학적 특성을 변화시키고, 인공 추간판의 설계가 경추 수술 분절에서 운동성에 영향을 미칠 수 있음을 확인하였다. 수술 분절에서의 과도한 운동은 후관절 통증 및 관절증, 인대골화, 관절 불안정성등과 같은 합병증을 유발할 수 있다. 이러한 본 연구의 결과는 경추 수술 시 수술 방법의 선택, 인공 추간판을 이용한 추간판 치환술에서 환자의 상태에 알맞은 인공 추간판의 선택 등에 도움을 줄 수 있을 것으로 기대된다. 뿐만 아니라, 새로운 경추 수술용 삽입물 개발을 위한 기초 자료로 활용할 수 있을 것이다.

후 기

본 연구는 2008년 한국과학재단의 지원(R01-2008-000-20352-0)과 2007년 한국학술진흥재단의 지원(KRF-2007-511-D00006) 및 지식경제부 에너지자원 인력양성사업의 지원을 받아 수행된 연구입니다.

참고문헌

- (1) Kweon, S. Y., Kim, H. T., and Ha, S. K., 2002, "Optimal Design of Synthetic Intervertebral Disc Prosthesis Considering Nonlinear Mechanical Behavior," *Trans. of the KSME (A)*, Vol. 26, No. 2, pp. 234~242.
- (2) Fabio, G., Chiara M. B., Manuela, T. R., Maurizio, F., and Roberto, A., 2008, "Cervical Spine Biomechanics Following Implantation of Disc Prosthesis," *Med. Eng. & Phys.*, in process
- (3) Rousseau, M. A., Bonnet, X., and Skalli, W., 2005, "Influence of the Geometry of a Ball-and-socket Intervertebral Prosthesis at the Cervical Spine," *Spine*, Vol. 33, No. 1, pp. E10~E14.
- (4) Dmitriev, A. E., Cunningham, B. W., Hu, N., Sell, G., Vigna, F., and McAfee, P. C., 2005, "Adjacent Level Intradiscal Pressure and Segmental Kinematics Following a Cervical Total Disc Arthroplasty : An In Vitro Human Cadaveric Model," *Spine*, Vol. 30, No. 10, pp. 1165~1172.
- (5) Goffin, J., van Calenbergh, F., van Loon, J., Casey, A., Kehr, P., Liebig, K., Lind, B., Logroscino, C., Sgrambiglia, R., and Pointillart, V., 2008, "Intermediate Follow-up after Treatment of Degenerative Disc Disease with the Bryan Cervical Disc Prosthesis: Single-Level and Bi-Level," *Spine*, Vol. 28, No. 24, pp. 2673~2678.
- (6) Snyder, J. T., Tzermiadianos, M. N., Ghanayem, A. J., Voronov, L. I., Rinella, A., Dooris, A., Carandang, G., Renner, S. M., Havey, R. M., and Patwardhan, A. G., 2007, "Effect of Uncovertebral Joint Excision on the Motion Response of the Cervical Spine after Total Disc Replacement," *Spine*, Vol. 32, No. 26, pp. 2965~2969.
- (7) Kumaresan, S., Yoganandan, N., Pintar, F. A., and Maiman, D. J., 1999, "Finite Element Modeling of the Cervical Spine : Role of Intervertebral Disc under Axial and Eccentric Loads," *Med. Eng. & Phys.*, Vol. 21, No. 10, pp. 689~700.
- (8) Zhang, Q. H., Teo, E. C., Ng, H. W., and Lee, V. S., 2006, "Finite Element Analysis of Moment-Rotation Relationships for Human Cervical Spine," *J. Biomech.*, Vol. 39, No. 1, pp. 189~193.
- (9) Kumaresan, S., Yoganandan, N., and Pintara, F. A., 1998, "Finite Element Modeling Approaches of Human Cervical Spine Facet Joint Capsule," *J. Biomech.*, Vol. 31, No. 4, pp. 371~376.
- (10) Teo, E. C., Yang, K., Fuss, F. K., Lee, K. K., Qiu, T. X., and Ng, H. W., 2004, "Effects of Cervical Cages on Load Distribution of Cancellous Core," *J. Spinal Disord Tech.*, Vol. 17, No. 3, pp. 226~231.
- (11) 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, No. 6, pp. 684~691.
- (12) Ng, H. W., Teo, E. C., and Lee, V. S., 2004, "Statistical Factorial Analysis on the Material Property Sensitivity of the Mechanical Responses of the C4-C6 under Compression, Anterior and Posterior Shear," *J. Biomech.*, Vol. 37, No. 5, pp. 771~777.
- (13) Panjabi, M. M., Crisco, J. J., Vasavada, A., Oda, T., Cholewicki, J., Nibu, K., and Shin, E., 2001, "Mechanical Properties of the Human Cervical Spine as Shown by Three-Dimensional Load Displacement Curves," *Spine*, Vol. 26, No. 24, pp. 2692~2700.
- (14) Kubo, S., Goel, V. K., Yang, S. J., and Tajima, N., "Biomechanical Evaluation of Cervical Double-Door Laminoplasty Using Hydroxyapatite Spacer," *Spine*, Vol. 28, No. 3, pp. 227~234.
- (15) Pelker, R. R., Duranceau, J. S., and Panjabi, M. M., 1991, "Cervical Spine Stabilization. A Three-dimensional, Biomechanical Evaluation of Rotational Stability, Strength, and Failure Mechanisms," *Spine*, Vol. 16, No. 2, pp. 117~122.
- (16) Ng, H. W., Teo, E. C., and Zhang, Q. H., 2004, "Biomechanical Effects of C2-C7 Intersegmental

- Stability due to Laminectomy with Unilateral and Bilateral Facetectomy," *Spine*, Vol. 29, No. 16, pp. 1737~1745.
- (17) Rohlmann, A., Zander, T., and Bergmann, G., 2005, "Effect of Total Disc Replacement with ProDisc on Intersegmental Rotation of the Lumbar Spine," *Spine*, Vol. 30, No. 7, pp. 738~743.
- (18) del Palomar, A. P., Calvo, B., and Doblaré, M., 2008, "An Accurate Finite Element Model of the Cervical Spine under Quasi-static Loading," *J. Biomech.*, Vol. 41, No. 3, pp. 523~531.
- (19) Chang, U. K., Kim, D. H., Lee, M. C., Willenberg, R., Kim, S. H., and Lim, J., 2007, "Range of Motion Change after Cervical Arthroplasty with ProDisc-C and Prestige Artificial Discs Compared with Anterior Cervical Discectomy and Fusion," *J. Neurosurg Spine*, Vol. 7, No. 1, pp. 40~46.
- (20) Chang, U. K., Kim, D. H., Lee, M. C., Willenberg, R., Kim, S. H., and Lim, J., 2007, "Changes in Adjacent-level Disc Pressure and Facet Joint Force after Cervical Arthroplasty Compared with Cervical Discectomy and Fusion," *J. Neurosurg. Spine*, Vol. 7, No. 1, pp. 33~39.
- (21) Bass, C. R., Lucas, S. R., Salzar, R. S., Oyen, M. L., Planchak, C., Shender, B. S., and Paskoff G., 2007, "Failure Properties of Cervical Spinal Ligaments under Fast Strain Rate Deformations," *Spine*, Vol. 32, No. 1, pp. E7~E13.