척추 인공디스크 수술의 생체역학적 평가

Biomechanical Evaluation of Total Disc Replacement in Spine

최 대 경, 박 원 만, 김 윤 혁
경희대학교

Dae Kyung Choi, Won Man Park and Yoon Hyuk Kim
Kyung Hee University

요약

본 연구에서는 유한요소 해석 방법을 이용하여 경추 유한요소 모델을 개발하고, 척추 인공디스크 수술 후 경추 분절의 생체역학적 특성을 평가하였다. 반구속 및 비구속 개념의 인공디스크가 삽입된 경추 유한요소 모델의 제 7 경추체를 완전히 고정시키고 추적 경로 방향의 50 N의 압축력을 가한 상태에서 1 Nm의 굴곡과 신전, 측면 굴곡, 비틀림 모멘트를 가하였다. 모든 방향의 하중 조건에서 인공디스크가 삽입된 경추 모델들의 회전량이 정상 경추 모델의 회전량에 비하여 크게 나타났다. 또한 인공디스크를 삽입한 운동 분절에서 정상에 비하여 후관절의 접촉력과 여섯 가지 주요 인대에 걸리는 응력이 높게 나타났다. 본 연구의 결과는 척추 인공디스크 수술 시 수술 방법의 선택뿐만 아니라 새로운 경추 수술용 임플란트 개발을 위한 인체정보 콘텐츠를 구축하는데 유용하게 활용될 수 있을 것으로 기대된다.

I. 서론

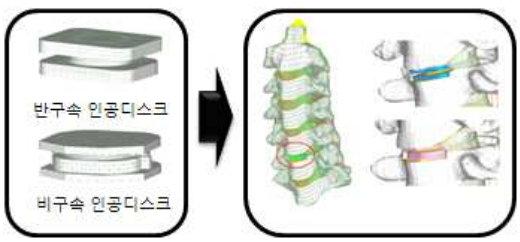
경추 및 요추의 퇴행성 디스크 질환 치료를 위하여 시술한 유합술 후, 수술 분절의 높은 강성때문에 인접 분절에서 퇴행성 질환이 발생할 수 있는 것으로 보고되고 있다[1,2]. 임상적으로 인접 분절에 발생하는 과도한 운동은 후관절에 비정상적인 접촉압력을 증가시켜 후관절 관절증의 주요 원인이 되며, 디스크 압력의 비정상적 증가는 디스크의 영양 공급을 차단하여 디스크의 퇴행성 질환을 일으키는 주요 원인이 된다[3]. 따라서 수술 후 경추관절의 정상적인 운동범위를 회복하는 것이 수술성공의 주요한 인자라 할 수 있다.

이러한 이유 등으로 최근 수술 분절의 운동을 보존할 수 있는 인공디스크를 이용한 디스크 치환술에 대한 관심이 증가하고 있다. 인공디스크 치환술은 인접 분절에 걸리는 부하를 감소시켜서 인접 분절의 디스크 퇴화를 방지하거나 늦추는데 유용한 수술방법으로 알려져 있다[4]. 인공디스크는 기구학적 관점에서 회전 중심이 고정되어 있는 반구속 개념(semi-constraint concept)과 회전 중심이 움직일 수 있는 비구속 개념(un-constraint concept)의 인공디스크로 구분할 수 있으며, 수술 분절에서의 운동성을 보존할 수 있는 장점 때문에 경추부 인공디스크 치환술이 급증하고 있는 추세이다. 하지만 비교적 새로운 수술 방법이기 때문에 인공디스크 치환술 후 경추의 수술 분절 및 인접 분절의 생체역학적 특성에 대한 연구는 부족한 실정이다[5].

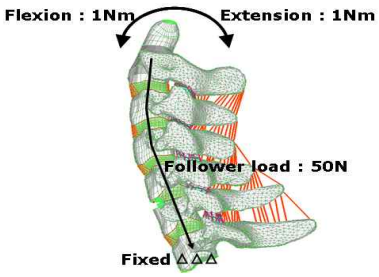
본 연구에서는 유한요소 해석 방법을 이용하여 인공디스크 치환술 후 경추 분절의 생체역학적 특성을 분석하였다. 개발된 제 2-7 경추부의 유한요소 모델에 기구학적 형태가 다른 두 종류의 인공디스크를 각각 삽입하였다. 이 모델을 이용하여 척추의 거동, 후관절에 걸리는 접촉력, 인대에 걸리는 응력 등을 분석하였고, 이를 통해 인공디스크를 이용한 디스크 치환술이 수술 분절에 미치는 생체역학적 영향을 예측하였다.

Ⅱ. 재료 및 방법

검증된 제 2-7 경추 유한요소 모델에 수술 프로토콜에 따라 반구속 개념과 비구속 개념의 인공디스크를 제 5-6 경추 사이에 각각 삽입하였다. 인공디스크는 금속 재질의 상판과 하판 사이에 폴리에틸렌 코어가 삽입된 형태로, 비구속 인공디스크(Mobi-C®)에서는 폴리에틸렌 코어의 위, 아래 면이 금속 재질의 상판과 하판에 모두 접촉하도록, 반구속 인공디스크(Prodisc-C®)에서는 폴리에틸렌 코어의 아랫면은 아랫판에 완전히 고정되고 윗면은 윗판과 접촉되도록 모델을 개발하였다. 또한, 인공디스크의 상·하판은 각각 제 5-6 경추에 각각 완전히 고정시켰다(그림 1). 제 7 경추를 완전히 고정시킨 상태에서 추적 경로 방향의 50 N의 압축하중과 함께 1 Nm의



▶▶ 그림 1. 두 가지 인공디스크가 삽입된 제 2-7 경추 유한요소 모델



▶▶ 그림 2. 하중조건 및 경계조건

굽힘과 신전, 측면 굽힘, 비틀림 모멘트를 각각 제 2 경추의 상단부에 가하였다(그림 2).

본 연구에서는 인공디스크가 시술된 경추 모델의 굴곡, 신전, 측면 굴곡, 비틀림 운동범위를 비교하여, 각각의 인공디스크의 운동성을 분석하였다. 또한, 신전 하중 조건에서 수술 분절에 걸리는 접촉력, 굽힘 하중 조건에서 각각의 인대에 걸리는 응력 등을 분석하고, 이를 정상 척추에서의 결과들과 비교하였다. 본 연구에서는 유한요소 해석 프로그램으로 ABAQUS Standard™ ver. 6.5(Simulia Corp., U.S.A)을 사용하였다.

Ⅲ. 결과 및 고찰

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 큰 회전량을 나타내었다. 측면 굴곡 하중 조건에서 정상 경추의 좌우 회전 범위는 14.0° 였으며, Prodisc-C®를 삽입한 모델과 Mobi-C®를 삽입한 모델의 회전 범위는 각각 14.7° , 14.8° 로 나타났다. 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. 인공디스크를 삽입하였을 경우 굽힘 및 신전 시 수술 분절의 회전량이 증가하였다. 이러한 회전량의 증가는 굽힘 운동 시 추체 후방부의 인대에 걸리는 축응력을 증가시켰으며, 신전 운동 시 후관절에 걸리는 접촉력을 증가시켰다. 이러한 결과는 최근 임상 논문에서 발표된 디스크 치환술이 수술관절에서의 불안정성을 증가시킬 수 있다는 의견을 뒷받침하고 있다.

신전 하중 조건에서 Prodisc-C®, Mobi-C® 인공디스크를 삽입한 제 5-6 경추 분절의 후관절 접촉력은 정상 경추의 접촉력에 비해 각각 107%, 113% 값을 보였다. 인공디스크 삽입 분절에서의 후관절 접촉력 증가는 후관절 퇴행성 질환을 유발할 것으로 판단된다.

굴곡 하중 조건에서 정상 경추 모델에 작용하는 인대의 축방향 인장응력은, 후종인대(PLL)에서 3.8 MPa, 극간인대(ISL)에서 2.5 MPa, 극상인대(SSL)에서 0.1 MPa, 후관절인대(CL)에서 20.0 MPa, 황색인대(FL)에서 5.8 MPa로 나타났으며, Prodisc-C®를 삽입한 모델에서는 7.4 MPa, 3.2 MPa, 0.2 MPa, 34.0 MPa, 8.0 MPa, Mobi-C®를 삽입한 모델에서는 7.1 MPa, 8.1 MPa, 0.3 MPa, 25.8 MPa, 8.1 MPa로 정상 경추의 동일 분절에 비하여 증가하였다. 이는 인공디스크 수술 분절에서 인대 부상의 가능성이 증가할 수 있음을 나타낸다.

Ⅳ. 결론

본 연구를 통하여 인공디스크 시술은 경추 운동 분절의 운동성, 후관절의 접촉력, 인대에 걸리는 응력 등 경추의 생체역학적 특성을 변화시키고, 인공디스크의 설계가 경추 수술 분절에서 운동성에 영향을 미칠 수 있음을 확인하였다. 본 연구의 결과는 척추 인공디스크 수술 시 수술 방법의 선택뿐만 아니라 새로운 경추 수술용 임플란트 개발을 위한 인체정보 콘텐츠를 구축하는데 유용하게 활용될 수 있을 것으로 기대된다.

▌후 기▐

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

▌참 고 문 헌▐

[1] 권상영, 김형태, 하성규, "비선형 거동을 고려한 척추 인공추간판 보철물의 최적설계", 대한기계학회, 제1권, 1호, pp. 234-242, 2002.

[2] Fabio, G., Chiara M. B., Manuela, T. R., Maurizio, F., and Roberto, A., "Cervical Spine Biomechanics Following Implantation of Disc Prosthesis," Med. Eng. & Phys., in process, 2008.

[3] Dmitriev, A. E., Cunningham, B. W., Hu, N., Sell, G., Vigna, F., and McAfee, P. C., "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, 2005.

[4] Goffin, J., van Calenbergh, F., van Loon, J., Casey, A., Kehr, P., Liebig, K., Lind, B., Logroscino, C., Sgrambiglia, R., and Pointillart, V., "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, 2008.

[5] 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., "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, 2007.