

척추 퇴행성 환자의 관절 불안정 모델 개발

Development of Model of Joint Instability of the patients with Degenerative Disease in Spine

최 대 경, 김 윤 혁, 김 경 수*
경희대학교, 경기대학교*

Dae Kyung Choi, Yoon Hyuk Kim and Kyungsoo Kim*
Kyung Hee Univ., Kyonggi Univ.*

요약

본 연구에서는 유한요소 해석 방법을 이용하여 척추 퇴행성 질환을 가진 환자의 관절 불안정 모델을 개발 및 검증하였다. 관절 불안정 모델은 정상요추 유한요소 모델의 인대 및 협부를 결손시켜 개발하였으며, 요추 유한요소 모델의 제 5 요추체를 완전히 고정시키고 추적 경로 방향의 400 N의 압축력을 가한 상태에서 10 Nm의 굴곡과 신전 모멘트를 가하였다. 굽힘 및 신전 시 관절 불안정 모델들의 회전량이 정상의 요추 모델의 회전량에 비하여 크게 나타났다. 또한 굽힘 시 관절 불안정 모델들의 전위거리가 정상에 비하여 크게 나타났다. 본 연구의 결과는 척추 불안정성의 원인 및 기전의 이해뿐만 아니라 다양한 인체정보 콘텐츠 분야에 널리 활용될 수 있을 것으로 생각된다.

I. 서론

요통은 많은 사람이 경험하는 흔한 질환 중의 하나이다. 요통의 다양한 원인 중에서 척추성 원인이 불안정성과 관련이 있다고 알려져 있으며[1], 척추의 불안정을 발생시키는 원인으로 추간판 퇴행에 따른 추간판의 높이 감소, 수핵 내압 감소, 인대 및 협부 결손(Isthmic defect) 등이 있다고 보고되고 있다[2,3,4].

현재 임상적 증상이나 굽힘 및 신전 시 방사선 사진을 이용하여 요추부의 불안정을 판단하는 방법을 널리 사용하고 있다[5]. Posner 등은 제 1-5 요추 사이와 제 5 요추와 천추 사이에서 각각 추체 앞뒤 길이의 8%, 6% 이상의 전위를 불안정하다고 하였으며, White와 Panjabi는 제 1-4 요추간 15° 이상, 제 4-5 요추간 20° 이상, 제 5 요추와 천추간 25° 이상 회전각이 나타날 경우를 요추 불안정의 기준으로 제시하였다.

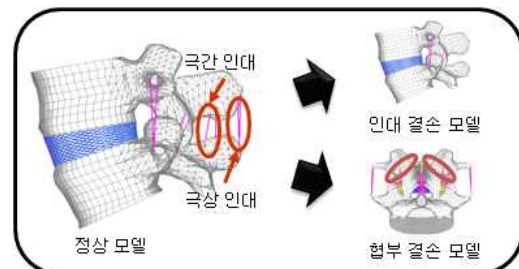
또한 척추 불안정성에 영향을 미치는 원인을 규명하기 위한 다양한 연구도 수행되었다. Posner 등은 요추 및 요천추 분절의 사체실험을 통해 7종류의 인대 및 추간판의 손상이 거동에 미치는 영향을 파악하였고, Rohlmann 등은 유한요소 해석을 통하여 추간판의 퇴행변화에 따른 높이 감소가 굽힘과 신전, 좌우굽힘, 축회전 시의 거동과 추간판의 응력분포에 미치는 영향을 분석하였다. 하지만, 아직까지 인대와 협부 결손, 전단력이 단독 혹은 복합적으로 요추 불안정성에 미치는 영향에 대한 연구는 이루어지지 않았다.

본 연구에서는 유한요소 해석을 이용하여 인대 결손과 협부 결손이 요추 불안정성에 미치는 생체역학적 영향을 분석하였다. 인대 결손과 협부 결손을 나타내는 요추 불

안정 모델을 개발하고, 이 모델을 이용하여 굽힘 및 신전에서 척추의 거동을 분석하고, 요추의 불안정성을 조사하였다.

II. 재료 및 방법

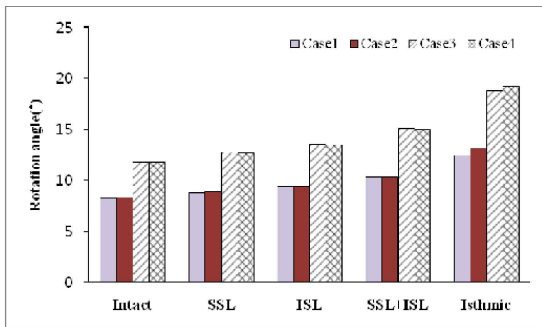
본 연구에서는 요추부의 7가지 주요인대 중에서 굽힘에 가장 큰 영향을 미치는 후방 구조물의 인대가 결손된 경우를 고려하였다. 극간인대(Inter spinal ligament; ISL)이 제거된 모델, 극상인대(Supra spinal ligament; SSL)이 제거된 모델, SSL과 ISL이 모두 제거된 모델을 개발하였으며, 또한 후방골의 일부가 부러진 협부 결손 모델도 개발하였다(그림 1).



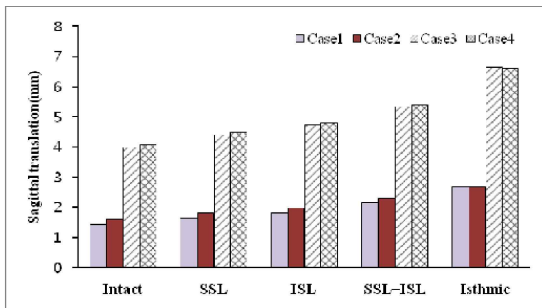
▶▶ 그림 1. 정상, 인대 결손, 협부 결손 유한요소 모델

네 가지 하중 조건(Case 1 - Case 4)을 가정하고, 제 4 요추의 상단부 중심에 하중을 가하였다. 하중 조건 1(Case 1)은 10 Nm의 모멘트를 가하였고, 하중 조건 2(Case 2)는 10 Nm의 모멘트와 400 N의 추적 경로 하중(Follower load)를 가하였다. 하중 조건3(Case 3)은

10 Nm의 모멘트와 굽힘 시 전방으로 400 N, 신전 시 후방으로 30 N의 전단력을 가하였다. 마지막 하중 조건 4(Case 4)는 10 Nm의 모멘트와 400 N의 추적 경로 하중을 가하고, 굽힘 및 신전 시 각각 400 N, 30 N의 전단력을 가하였다. Case 1부터 Case 4까지 모두 제 5 요추의 하단을 완전히 고정하였다. 본 연구에서는 유한요소 해석의 전후 처리 프로그램으로 Femap[®] ver. 10.1과 해석 프로그램으로 ABAQUS Standard[™] ver. 6.8(Simulia Corp., U.S.A)를 각각 사용하였다. 요추부의 불안정성을 판단하기 위하여 굽힘 및 신전 시 25% 이상의 회전각 변위, 굽힘 시 4.5 mm 이상의 전위를 불안정한 상태의 기준으로 가정하였다.



▶▶ 그림 2. 굽힘 및 신전 시 요추의 회전각



▶▶ 그림 3. 굽힘 시 요추의 전위거리

III. 결과 및 고찰

모든 하중 조건에서 정상 모델부터 협부 결손 모델까지 회전각이 각각 8.3°, 8.3°, 11.8°, 11.8°에서 12.5°, 13.2°, 18.8°, 19.2°로 증가하였으며, SSL+ISL과 협부 결손 모델의 경우 모든 하중조건에서 25% 이상의 회전 변위가 나타났다(그림 2). 또한 제 4 요추의 전위 거리에서도 SSL+ISL, 협부 결손 모델이 다른 모델에 비해서 더 큰 값을 가지는 것을 확인하였다.

Case 1과 Case 2의 경우 정상부터 SSL+ISL모델까지 회전각이 약 0.1° 증가하였고, 전위 거리 또한 약 0.2 mm 증가하였다. 전단력을 가한 Case 3과 Case 4에서는 추적 경로 하중을 가할 때 회전각이 감소하였다. 반면에 협부 결손 모델의 경우 Case 3과 Case 4를 비교하였을 때 회전각이 증가하고, 전위거리가 감소하는 경향이 나타났다.

Case 2와 Case 4를 비교하였을 때, 회전각은 각각 8.3°, 8.9°, 9.4°, 10.3°, 13.2°에서 11.8°, 12.7°, 13.5°, 15.0°, 19.2°로 증가하였으며, 전위 거리 또한 1.6 mm, 1.8 mm, 2.0 mm, 2.3 mm, 2.7 mm에서 4.1 mm, 4.5 mm, 4.8 mm, 5.4 mm, 6.6 mm로 크게 증가하였다. Case 4에서 정상의 전위 거리를 제외한 모든 값에서 척추 불안정성의 기준인 25% 이상의 각변위와 4.5 mm의 전위 거리를 넘는 결과가 나타났다(그림 3).

이러한 결과들은 단독적인 요인보다는 복합적인 요인에서 더 큰 불안정성이 발생함을 나타낸다. 또한 척추체에 전단력이 발생할 경우 척추 불안정성을 유발할 수 있는 부상의 가능성이 증가할 것으로 판단된다.

IV. 결론

본 연구를 통하여 인대 결손과 협부 결손 등과 같이 척추 불안정성에 영향을 미친다고 알려진 요인들이 복합적으로 작용할 때 더 큰 척추의 불안정성을 발생시킴을 확인할 수 있었다. 또한 자세의 불균형이나 척추 근육의 불안정적인 작용 등의 영향으로 인해 발생할 수 있는 전단력도 척추 불안정성의 중요한 요인이 될 수 있음을 알 수 있었다. 본 연구의 결과는 척추 불안정성의 원인 및 기전의 이해뿐만 아니라 다양한 인체정보 콘텐츠 분야에 널리 활용될 수 있을 것으로 생각된다.

■ 후 기 ■

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

■ 참고 문헌 ■

- [1] 석세일, 척추외과학, 최신의학사, 서울, 2004.
- [2] Sato, K., Kikuchi, S. and Yonezawa, T., "In vivo intradiscal pressure measurement in healthy individuals and in patients with ongoing back problems," Spine, Vol. 24, No. 23, pp. 2468-2474, 1999.
- [3] Posner, I., White, A. A. 3rd., Edwards, W. T. and Hayes, W. C., "A biomechanical analysis of the clinical stability of the lumbar and lumbosacral spine," Spine, Vol. 7, No. 4, pp. 374-389, 1982.
- [4] Rohlmann, A., Zander, T., Schmidt, H., Wilke, H. J. and Bergmann, G., "Analysis of the influence of disc degeneration on the mechanical behaviour of a lumbar motion segment using the finite element method," J Biomech, Vol. 39, No. 13, 2484-2490, 2006.
- [5] White, A. A., Panjabi M. M., Clinical Biomechanics of the Spine, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, 1990.