

다공탄성체 척추운동분절 유한요소 모델을 이용한 추간판의 퇴화과정 분석

우대곤*(연세대 대학원 의공학과), 김영은(단국대 기계공학과)

Analysis of Disc Degeneration in a Poroelastic Spinal Motion Segment FE Model

D. G. Woo* (Biomedical Eng. Dept. YSU), Y. E. Kim (Mechanical Eng. Dept., DKU)

ABSTRACT

To investigate the degeneration process in the intervertebral disc, a three dimensional (3D) poroelastic finite-element (FE) model was developed. Disc was modeled as two different regions, such as annulus modeled with fiber reinforced 20 node poroelastic ground matrix and nucleus having large porosity. Excess Von Mises stress in the disc element assumed to be a possible source of degeneration under compressive loading condition. Recursive calculation was continued until the desired convergence was attained by changing the permeability and porosity of those elements, which could be predicted from the previous iteration. The degenerated disc model showed that relatively small compressive stresses were generated in the nucleus elements compared to normal disc. Its distribution along the sagittal plane was matched well with a previously reported experimental result. Contrasts to this result, pore pressures in the nucleus were higher than those in the normal disc. Total stress indicated similar values for two different models. This new approach using poroelastic modeling could provide the explanation of the interaction between fluid and solid matrix in the disc during the degeneration process.

Key Words : Poroelastic model (다공탄성체), Disc degeneration (추간판 변성), FE model (유한요소 모델), Permeability (투수능), Void ratio (공극비)

1. 서론

척추는 앞쪽의 추간판(disc)에 의한 큰 관절 하나의 추간관절과 두 개의 후관절(facet joint)에 의해 세 개 관절의 복합체(triple joint complex)를 형성하게 된다. 이 세 개의 관절 중 어느 하나에 퇴행성 변화(degeneration)가 생기면 이 변화는 다른 운동분절(motion segment)에 까지 영향을 주게 된다. 특히 추간판은 수직 하중의 70-80%를 지지하기 때문에 운동분절 중 그 역할이 가장 크다고 할 수 있다. 운동분절의 기본 요소인 추간판은 추골(vertebra) 사이에 존재하며, 스프링과 감쇄기와 같은 작용을 하고 있다. 추간판은 인체가 노화됨에 따라 변성이 발생되며 이로 인하여 수핵 내의 유체의 구성비가 줄어들며 겔 상태의 수핵은 점차로 섬유질화 되어간다. 이에 따라 운동분절의 정 하중시의 강성도는 정상상태보다 증가하게 되며, 이와 같은 사실은 이미 in-vitro 상태의 실험을 통하여 입증되었다¹.

해면골과 추간판 내에 존재하는 유체의 이동은 특히 충격 하중이 가해질 경우 운동분절의 충격흡수에 주된 요소가 된다. 이로 인하여 척추체는 매우 큰 충격하중을 견뎌내게 된다. 지금까지 척추운동분절 내의 유체이동을 고려한 여러 유한요소 모델이 개발되었으며 대부분의 모델은 운동분절 내의 크립 현상에 주안점을 두어 해석되었다²⁻⁴. 대부분의 척추 부상은 충격하중 시 발생한다는 점에 착안하여 Lee 등⁵은 다공탄성체 모델을 이용한 충격하중에 따른 척추 운동분절의 응답 특성을 해석하였다. 동일한 모델을 수정하여 추간판의 변성에 따른 응답특성의 변화를 해석한 실험 사례도 있었다⁶. Adams 등은 in-vitro 실험을 통해 노화와 변성에 따른 추간판 내의 응력 분포를 조사하였다⁷. 최근에는 추간판 변성에 따른 투수능(permeability)과 간극률(porosity)을 고려한 다공탄성체모델도 개발되었다⁸. 그러나 다공탄성체 유한요소모델을 이용하여 추간판 변성에 따른 응력과 압력의 변화를 관찰한 연

구는 전무한 실정이다.

본 연구에서는 물리적 요인에 의한 추간판의 퇴행성 변화가 시작되는 위치와 경로를 해석하며, 다공탄성체로 이루어진 3 차원 유한요소 모델에서 수직 압축력에 따른 추간판 내의 퇴화에 따른 응력분포의 변화를 관찰하고자 한다.

2. 실험방법

CT 이미지를 기반으로 인체 골격 모형의 요추 세 번째와 네 번째 부위를 이용해서 추간판과 두 개의 추체, 후방요소(posterior region)로 이루어진 3 차원 다공성 탄성체 비선형 유한요소 모델을 제작하였다(Fig. 1).

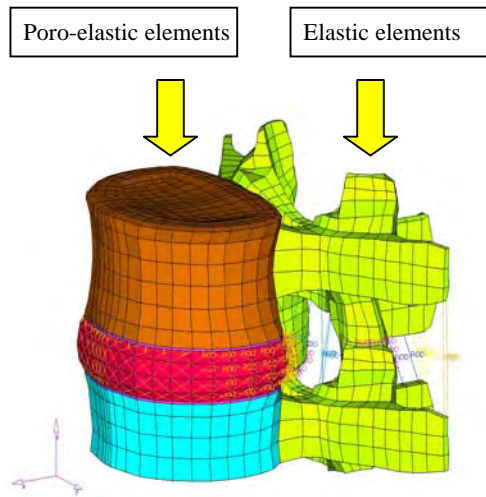


Fig. 1 Vertebra-disk finite element model used for the analysis

추체 내의 피질골은 쉘요소를 사용하였으며, 후방요소는 8 절점 브릭요소를 사용하였다. 추간판과 추체의 해면골은 점성유체로 가득찬 다공성 구조물의 형태를 보이고 있으므로 해면골과 종판, 추간판은 세분화된 20 절점의 브릭 요소를 사용하였다. 추간판은 윤상인대와 수핵의 두 부분으로 나누어서 모델을 구성하였다. 추체 모델은 실제의 추체를 모사하기 위해 27 개의 영역으로 세분화하여 기존의 실험적 측정 결과 각기 다른 값으로 나타나는 해면골의 강성도 차이를 나타내도록 하였다. 위치 별로 각각 다른 공극비(void ratio)와 투수능이 고려되었다. 기존의 연구들에서와 같이 윤상인대는 섬유소가 첨가된 복합재 형태의 다공성 물질로 모델링하였다. 윤상인대의 섬유소들은 3-D 케이블(cable) 요소가 연속된 각 층판(lamellae) 층에 따라 수직 축으로부터 각기 70°와 -70°의 방향을 가지고 연속적으로 연결된 형태로 제작하였다. 본 모델에서 사용된 퇴화가 진행되기 전 정상인들의 물성치들은 Table 1 과 같다. 이와 같은 값들은 선행 연구자들에 의해서 추간판의 특성을 잘 나타내고 있음이 확인되었다. 정상 상태에서의 윤상인대 기저물은 공극비 3 의 값을 대입하였는데 이는 Kraemer 등⁹ 에 의한 총 윤상인대 무게에 대한 유체 함유량 측정치(70-75%)와 비슷한 값을 나타내고 있다. 수핵 부분은 정상상태 추간판의 유체 함유량과 비슷하도록 공극비 6 을 취하였다. Kraemer 등⁹ 의 연구결과를 참조하여 추간판의 퇴화가 진행되는 동안 공극비의 변화를 결정하였다. 윤상인대와 수핵의 투수능은 Li 등¹⁰ 의 식 (1)을 이용하여 계산하였다. 변성된 모델에서는 추간판의 공극비 및 투수능을 조절하여 모델링 하였다.

$$k = k_0 \exp\left(M \frac{e - e_0}{1 + e_0}\right) \quad (1)$$

Table 1. Material properties

Material	Young's modulus (MPa)	Density (kg/mm ³)	Poisson's Ratio	Void Ratio
Cortical bone	10000	1.83E-6	0.25	
Cancellous bone	100	1.00E-6	0.25	
Endplate	10000	1.83E-6	0.25	4
Annulus (matrix)	5	1.20E-6	0.45	3
Nucleus (Solid phase)	2	1.36E-6	0.49	6

추간관의 맨 바깥부분에서는 공극압(pore pressure)을 0으로 하였으며 팽윤 압력(swelling pressure)은 해석 시 고려하지 않았다. Fig. 2는 본 연구에서 사용한 추간관의 퇴화과정 해석 알고리즘이다. 반복된 계산을 수행하다가 응력의 변화가 수렴 단계에 도달하면 해석은 종료하게 된다. 추체에 가해진 충격력은 1200N이며, 계산은 상용 소프트웨어인 ABAQUS 6.4 (Hibbit, Karlsson & Sorenson, Inc) 프로그램을 이용하였다.

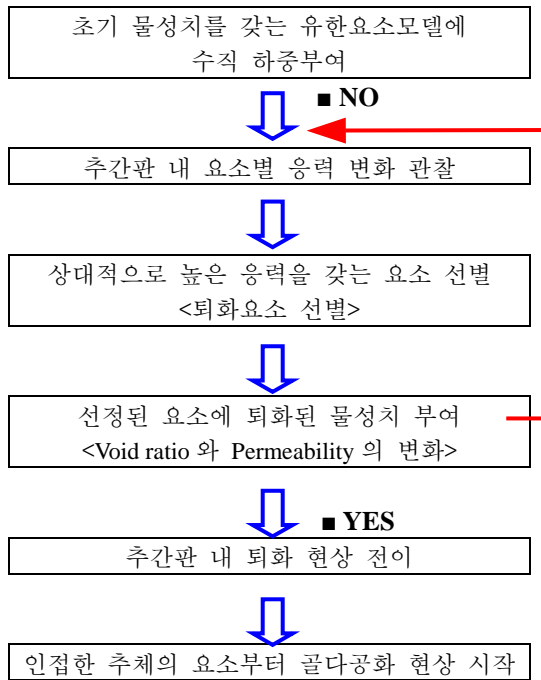
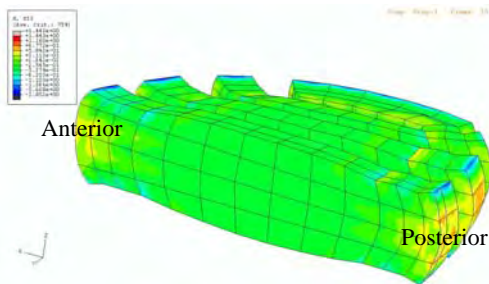


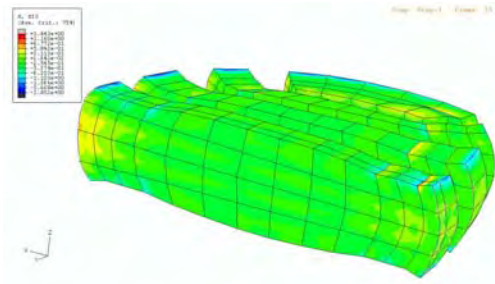
Fig. 2 Analysis algorithm of disc degeneration

3. 해석 결과

정상 상태와 변성된 추간관 모델을 대상으로 압축 응력, 압력의 변화를 관찰하였다. Fig. 3,4는 추간관 중심에서 시상면 내부의 수직 압축응력분포와 압력(pore pressure)분포를 보여주고 있다.

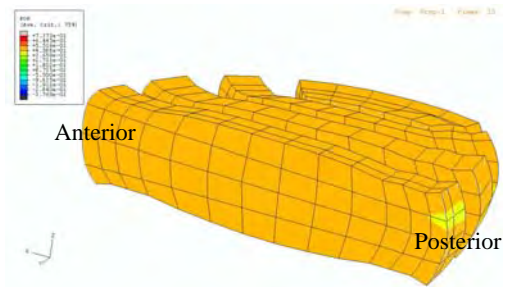


(a) Normal

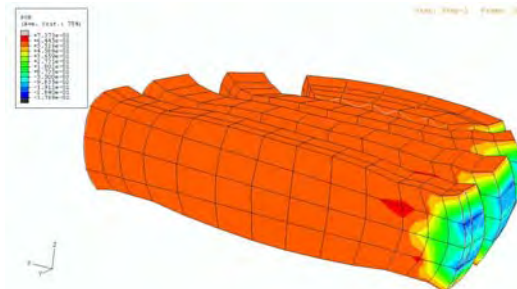


(b) Degenerated

Fig. 3 Distribution of compressive stress in the disc



(a) Normal



(b) Degenerated

Fig. 4 Distribution of pore pressure in the disc

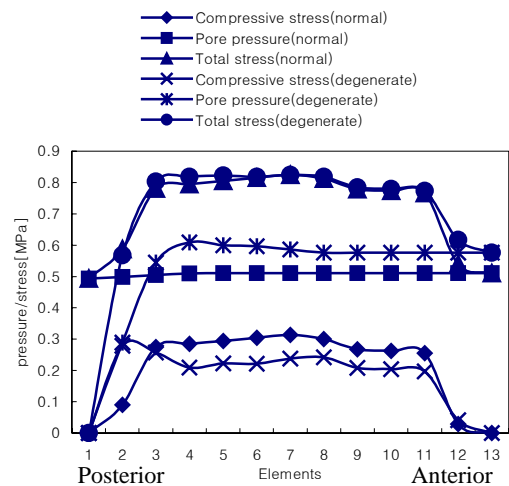


Fig. 5 Variation of pore pressure and compressive stress in the disc

퇴화가 진행된 수핵은 정상 상태의 수핵과 비교해 보았을 때 비교적 낮은 압축응력을 보임을 알 수 있었다. 압력은 변성된 경우가 정상 상태보다 더 큰 값을 나타냈다. 윤상인대의 전방부위와 후방부위, 수핵 세 부분으로 나누어서 관찰해보면 Fig. 5에서 볼 수 있듯이, 정상 상태의 수핵 부분은 거의 변화가 없는 상태인 것을 확인할 수 있다. 변성된 경우에는 윤상인대와 수핵에서 정상 상태보다 더 큰 압력이 발생되며, 후방부위에서 가장 큰 압력이 발생한다. 수직 압축응력은 윤상인대의 후방부위를 제외하고 정상 상태가 변성된 모델보다 더 큰 값이 계산되었다. 퇴화가 진행되는 경로는 윤상인대와 수핵의 후방부위임을 보여주고 있다. Adams 등⁷ 기존의 실험적 측정결과와 잘 일치하는 결과를 확인할 수 있다. 추간판이 변성된 경우와 정상 상태 모델 모두에서 수직 압축응력과 압력을 더한 총 응력의 합은 거의 변화가 없었다.

4. 결론

인체 노화가 진행됨에 따라 추간판에서 퇴행성 변화(degeneration)가 발생하게 되며 이 변화는 인접한 추체(vertebral body) 해면골의 물성치 변화도 유발하게 된다. 본 연구에서는 물리적 요인에 의한 추간판의 퇴행성 변화를 분석하기 위해 추간판과 추체 해면골 사이에서의 유체 유동을 고려한 3차원 다공탄성체 유한요소모델을 개발하였다. 수직 압축력에 따른 추간판내의 퇴화 전이를 추적 및 관찰해 본 결과, 추간판 내에 분포하는 응력은 수핵과 윤상인대의 후방 부위에 집중한다는 것을 알 수 있었다. 이후 퇴화는 앞쪽으로 전이되는 경향을 보이며, 최종적으로 퇴화 과정의 모사를 완성한다. 추간판이 변성되었을 경우 정상상태의 추간판에서 보다 상대적으로 유체의 점유율이 작아서 큰 간극 압력이 생성되게 된다. 반면에 기저물에서는 추간판 내의 유체의 구성비가 줄어들며 점차 섬유질화되어 간다. 그로 인해 수직 압축응력은 퇴화가 진행된 모델에서 상대적으로 작은 값을 갖는다. 변성이 진행되는 과정에서 압력과 압축응력을 더한 총 응력의 합은 거의 변화가 없는데 이는 변성되어 가는 과정에서 추간판 내 기저물과 유체의 상호작용에 따른 결과로 사료된다.

후 기

본 연구는 산업자원부 “실버의료기기 핵심 기술 개발 사업”으로 지원되었음.

참고문헌

1. Umehara, S., Tadano, S., Abumi, K., Katagiri, K., Kanera, K., Ukai, T., “Effect of Degeneration on the Elastic Modulus Distribution in the Lumbar Intervertebral Disc,” *Spine*, Vol. 21, pp. 811-820, 1996.
2. Argoubi M, Shirazi-Adl A., 1996, “Poroelastic creep response analysis of a lumbar motion segment in compression,” *J. of Biomech*, Vol. 29, pp.1331-1339.
3. Laible JP, Pflaster DS, Krag MH, Simon BR, Haugh LD, 1993, “A poroelastic-swelling finite element model with application to the intervertebral disc,” *Spine*, Vol. 18, pp.659-670.
4. Wu JSS, Chen JH., 1996, “Clarification of the mechanical behaviour of spinal motion segments through a three-dimensional poroelastic mixed finite element model,” *Med Eng Phys*. Vol. 18, pp.215-224.
5. Lee CK, Kim YE et.al, 2000, “Impact response of the intervertebral disc in a finite element model,” *Spine*, Vol. 25, pp.2431-2439.
6. 김영은, 박덕용, “다공탄성체 척추운동분절 유한요소 모델에서 추간판의 변성이 충격 거동에 미치는 영향 해석,” *한국 정밀공학회지*, 제 20 권, 제 11 호, pp. 188-193, 2003.
7. Adams, M.A., McNally, D.S., Dolan, P., “Stress Distributions inside Intervertebral Discs,” *The Journal of Bone and Joint Surgery*, Vol. 78, pp. 965-972, 1996.
8. Natarajan, N., Williams, R., Andersson B.J., “Recent Advances in Analytical Modeling of Lumbar Disc Degeneration,” *Spine*, Vol. 29, pp. 2733-2741, 2004.
9. Kraemer, J.D., Kolditz, M., Gowin, R., “Water and Electrolyte Content of Human Intervertebral Discs under Variable Load,” *Spine*, Vol. 10, pp. 69-71, 1985.
10. Li, L.P., Soulhat, J., Buschmann, M.D., Shirazi-Adl A., “Nonlinear analysis of cartilage in unconfined ramp compression using a fibril reinforced poroelastic model,” *Clinical Biomechanics*, Vol. 14, pp. 673-682, 1999.