<학술논문> **DOI http://dx.doi.org/10.3795/KSME-A.2011.35.10.1205** ISSN 1226-4873

인대 결손과 협부 결손이 요추 불안정성에 미치는 영향§

최대경*· 김윤혁*†· 김경수**
*경희대학교 기계공학과, **경기대학교 수학과

Influence of Ligament Deficits and Isthmic Defects on Instability in Lumbar Spine

Dae Kyung Choi*, Yoon Hyuk Kim*† and Kyungsoo Kim**
* Department of Mechanical Engineering, Kyung Hee University,
** Department of Mathematics, Kyonggi University

(Received April 8, 2011 ; Revised June 7, 2011 ; Accepted June 10, 2011)

Key Words : Lumbar Spine(요추), Instability(불안정성), Ligament Injury(인대 부상), Isthmic Defect(협부 결손), Finite Element Analysis(유한 요소 해석)

초록: 척추 불안정성은 요통과 관련되어 있다고 알려져 있다. 하지만 척추 불안정성과 관련된 임상적 연구가 충분하지 않아서 불안정성의 정의가 정량적으로 확립되어 있지 않다. 또한 추간판 퇴행 및 손상, 인대 결손, 협부 결손 등이 불안정성을 발생시키는 요인으로 알려져 있으나, 척추 불안정성에 미치는 영향이 명확하게 분석되어 있지 않다. 본 연구에서는 요추 단분절의 3 차원 유한요소 모델을 이용하여 인대 결손과 협부 결손이 단독 또는 복합적으로 척추 불안정성에 미치는 영향을 정량적으로 분석하였다. 여기서 굽힘 및 신전 시 척추의 시상각과 전위거리가 척추 불안정성을 나타내는 지표라고 가정하였다. 본 연구의 결과는 척추 불안정성의 원인과 기전을 이해하는데 도움이 될 수 있을 것이다.

Abstract: Spinal instability known to be related to low back pain. However, the quantitative definition of spinal instability has not been established because there is a lack of consensus regarding clinical and radiological studies. In addition, the major factors affecting such instability have not been elucidated, although disc degeneration, disc injury, ligament injury, and isthmic defects are considered to result in such problems. In this study, individual and combined influences on spinal instability with a three-dimensional finite element model of a one-level lumbar spinal motion segment were investigated, under the assumption that the rotation and translation in the sagittal plane under flexion and extension represented the instability indices. The results could be helpful in understanding the causes and mechanisms of spinal instability in the lumbar spine.

1. 서 론

요통은 유병률이 약 80%에 이르는 흔한 질환 중의 하나이다.(1) 요통의 원인은 심인성, 내장기성, 혈관성, 척추성으로 분류하고 있으며, 그 중에서 척추성 원인이 척추 불안정성과 관련이 있다고 알려져 있다.(2) 척추 불안정성을 일으키는 원인으로 추간판 퇴행에 따른 수핵 내압 감소, 추간판 높이 감소, 인대 결손, 협부 결손(Isthmic defect) 등이 있다고 보고되었다.(3~7)

현재 요추부의 불안정성을 평가하는 방법으로 임상적 증상이나 굽힘 및 신전 시 방사선 사진으로 확인하는 방법이 많이 사용되고 있다.(8,9) Dupuis 등(8)은 굽힘, 신전 시 정상범위를 넘는 병적 운동의 기준을 제시하였다. 척추체의 전위거리가 4 mm 이상, 축성 회전이 있을 때, 굴곡 시 전위각이 9° 이상, 시상 전위각이 주위 분절보다 10° 이상 될 때 척추가 불안정하다고 하였다. Posner 등(6)은 L1-L5 사이와 L5-S1 에서 각각 추체 앞뒤 길이의 8%, 6% 이상의 전위를 불안정하다고 하였으며, White 와 Panjabi(9)는 L1-L4 각 요추간 15° 이상, L4-L5 요추간 20° 이상, L5-S 간 25° 이상인 경우를 요추 불안정의 기준으로 제시하였다.

§ 이 논문은 2011 년도 대한기계학회 CAE 및 응용역학부문 춘계학술대회(2011. 4. 14.-15., SETEC) 발표논문임
† Corresponding Author, yoonhkim@khu.ac.kr
© 2011 The Korean Society of Mechanical Engineers

또한 척추 불안정성에 영향을 미치는 원인을 규명하기 위한 다양한 연구도 수행되었다. Posner[6]는 요추 및 요천추 분절의 사체실험을 통해 7 종류의 인대 및 추간판의 손상이 거동에 미치는 영향을 파악하였고, Rohlmann 등[5]은 유한요소 해석을 통하여 추간판의 퇴행변화에 따른 높이 감소가 굽힘과 신전, 좌우굽힘, 축회전 시의 거동과 추간판의 응력분포에 미치는 영향을 분석하였다. Grobler 등[10]은 엉덩허리인대(Iliolumbar ligament)와 협부형 척추전방전위증(Isthmic spondylolisthesis)이 L4-L5 와 L5-S1 의 안정성에 미치는 영향을 비교하는 실험을 하였으며, Natarajan 등[7]은 미끄럼의 정도와 여러 가지 하중에 따른 협부형 척추전방전위증의 안정성에 관한 연구를 수행하였다. 그러나, 아직까지 인대 결손과 협부 결손이 단독 혹은 복합적으로 요추 불안정성에 미치는 영향에 대한 고찰과 서로 다른 하중조건에서 불안정성을 비교 하는 연구 등이 이루어지지 않았다.

본 연구에서는 유한요소 해석을 이용하여 인대 결손과 협부 결손이 요추 불안정성에 미치는 생체역학적 영향을 분석하였다. 먼저 정상모델을 개발하고, 이를 이용하여 인대 결손과 협부 결손을 나타내는 요추 불안정 모델을 개발하였다. 이 모델을 이용하여 굽힘 및 신전에서 척추의 거동을 분석하고, 요추의 불안정성을 조사하였다.

2. 재료 및 방법

2.1 정상 요추 유한요소 모델

본 연구에서는 요통이 가장 많이 발생한다고 알려진 L4-L5 분절을 다루었다. 3 차원 유한요소 모델을 개발하기 위하여 척추에 병변이 없는 신장 175 cm, 나이 21 세 남성의 요추를 1 mm 간격으로 컴퓨터 단층 촬영(CT)하였다. CT 영상을 상용 소프트웨어 3D-doctor®(Able software Corp., U.S.A)를 이용하여 3 차원 모델로 재구성하고, Femap® ver. 10.1(Siemens Product Lifecycle Management Software Corp., U.S.A)를 이용하여 유한요소 모델을 개발하였다**(Fig. 1(a))**. 추체 모델은 겉질뼈와 해면뼈, 후면 돌기 부분으로 구성되며, 추체와 추체사이에 추간판 모델이 삽입되었다. 추간판은 수핵, 섬유륜, 기저물질 그리고 종판으로 나누어서 개발하였다. 본 연구에 사용된 요추 모델에는 앞세로인대(Anterior longitudinal ligament; ALL), 뒤세로인대(Posterior longitudinal ligament; PLL), 횡간인대(Inter transverse ligament; ITL), 극간인대(Inter spinal ligament; ISL), 극상인대(Supra spinal ligament; SSL),

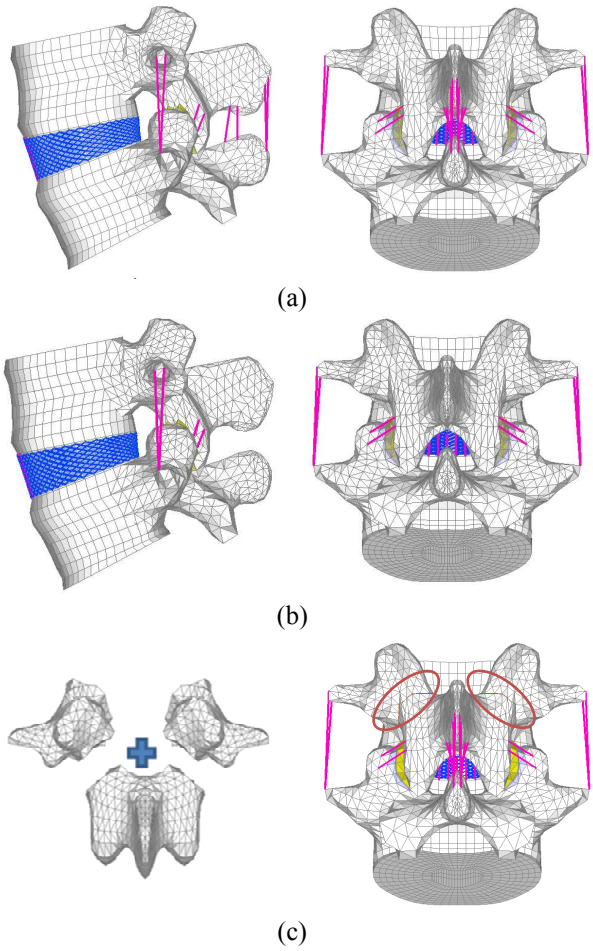

Fig. 1 Finite element model of lumbar spine; (a) intact (14,735 nodes; 20,291 elements), (b) ligament deficit (14,735 nodes; 20,283 elements) (c) isthmic defect (15,482 nodes; 25,598 elements)

관절주머니인대(Capsular ligament; CL), 황색인대(Flavum ligament; FL)의 총 7 개의 주요 인대가 고려되었다. 각 인대의 부착 위치와 추체 및 추간판에 사용된 물성치 등은 해부학 자료 및 과거 문헌을 참조하였다.[11]

2.2 요추 불안정 모델개발

Posner 등[6]의 실험 연구 결과는 신전 시 인대 결손이 요추 불안정에 미치는 영향이 매우 적은 것을 나타내었다. 따라서 본 연구에서는 굽힘에 가장 큰 영향을 미치는 후방 구조물의 인대가 결손된 경우를 고려하였다. ISL 이 제거된 모델, SSL 이 제거된 모델, SSL 과 ISL 이 모두 제거된 모델을 개발하였다**(Fig. 1(b))**. 또한 후면 돌기 부분이 골절된 협부 결손 모델도 개발하였다**(Fig. 1(c))**. 협부 결손 모델에서 협부의 절단면은 면접촉을 가정하였고, 마찰계수는 0.7 을 사용하였다.[12]

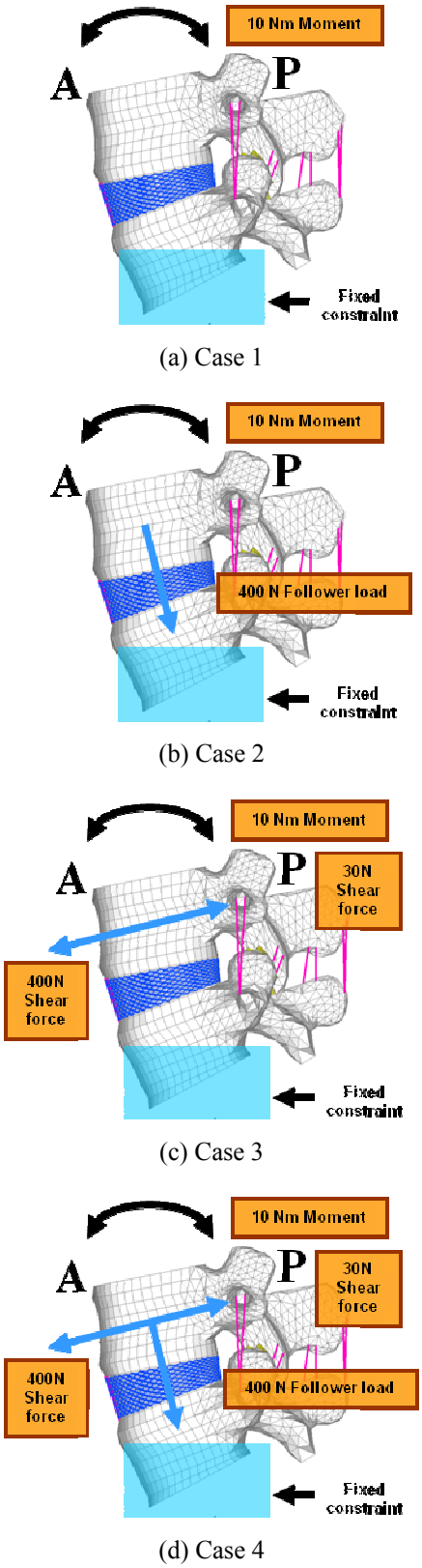

Fig. 2 Loading and boundary conditions; A = anterior direction, P = posterior direction.

2.3 하중 조건 및 구속 조건

네 가지 하중 조건(Case 1 ~ Case 4)을 가정하고, L4 추체의 중심에 하중을 가하였다. Freudiger 등[13]의 연구에 따르면, 최대 굽힘 시 추체에서 전방으로 380 N 의 전단력이 발생하며, 최대 신전시 후방으로 30 N 의 전단력이 발생한다고 하였다. 본 연구에서는 불안정한 자세 혹은 근육의 불안정한 작용 등의 이유로 발생할 수 있는 전단력을 불안정성을 발생시키는 한 요인으로 가정하고, 굽힘 시 전방으로 400 N 의 전단력과 신전 시 후방으로 30 N 의 전단력을 가하였다. 하중 조건 1(Case 1)은 상단 추체 중심에 10 Nm 의 모멘트를 가하였고, 하중 조건 2(Case 2)는 400 N 의 추적 경로 하중(Follower load)를 가하고 10 Nm 의 모멘트를 가하였다. 하중 조건 3(Case 3)의 경우 10 Nm 의 모멘트와 굽힘 시 전방으로 400 N, 신전 시 후방으로 30 N 의 전단력을 가하였다. 마지막 하중 조건 4(Case 4)는 10 Nm 의 모멘트와 400 N 의 추적 경로 하중을 가하고, 굽힘 및 신전 시 각각 400 N, 30 N 의 전단력을 가하였다(**Fig. 2**). Case 1 부터 Case 4 까지 모두 하단 추체를 6 자유도 모두 구속하였다. 본 연구에서는 유한요소 해석의 전후 처리 프로그램으로 Femap® ver. 10.1 과 해석 프로그램으로 ABAQUS Standard™ ver. 6.8(Simulia Corp., U.S.A)를 각각 사용하였다. 정상 및 불안정 모델의 결과를 비교하기 위하여 굽힘 및 신전 시 25% 이상의 회전 변위, 굽힘 시 4.5 mm 이상의 전위를 불안정한 상태의 기준으로 가정하였다.[9]

3. 결과 및 고찰

3.1 모델의 타당성 검증

요추 유한요소 모델을 기존의 실험 및 해석 연구 결과와 비교하기 위하여 굽힘 및 신전의 회전 범위에 대한 굽힘 및 신전 모멘트의 비율을 강성으로 정의하였다. 정상 모델의 굽힘 및 신전 시 강성을 Yamamoto 등[14], Goto 등[15], Heuer 등[16]의 연구와 비교할 때 정상 모델은 Yamamoto 등[14]의 사체 실험 연구에 비하여 약 33% 높은 강성을 보였다(**Fig. 3**). 그리고 정상모델에서 ISL 과 SSL 을 제거한 모델의 회전 변위가 각각 4%, 6% 증가한 Heuer 등[16]의 연구와 유사하게 본 연구에서는 회전 변위가 각각 7%, 14% 증가하였다(**Fig. 4**). 유한요소 모델의 경우 서로 다른 부위의 결합이 완전한 것으로 가정하기 때문에 전반적으로 실험에 비하여 높은 강성을 가진다고 알려져 있다.[17] 또한, 요추 운동 분절의 강성과 운동 범위 등은 실험 대

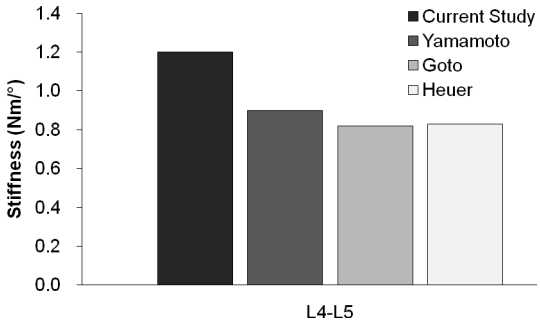

Fig. 3 Comparison of the flexion-extension stiffness of intact-lumbar model with previous studies

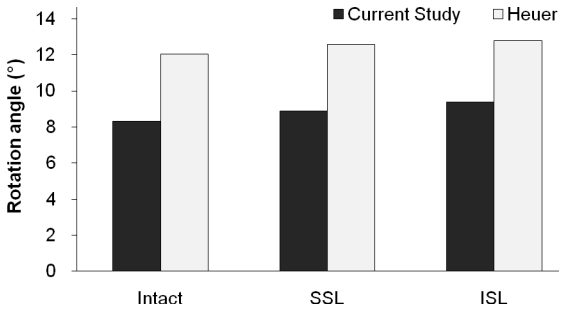

Fig. 4 Comparison of the flexion-extension rotation angle of intact-lumbar model with previous studies

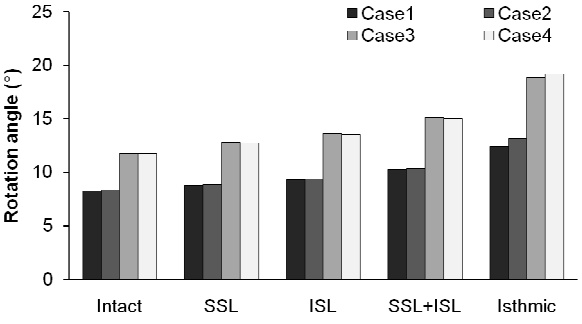

Fig. 5 Comparison of rotation angle in L4-L5 under flexion-extension

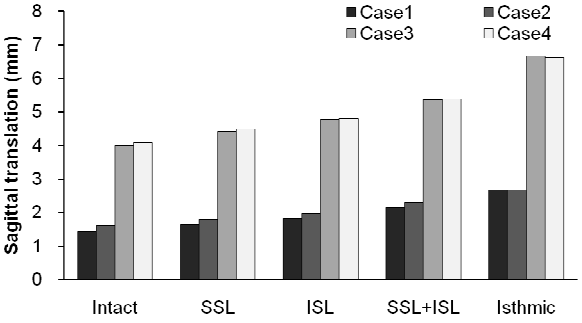

Fig. 6 Comparison of sagittal translation in L4-L5 under flexion

상의 전만각 및 물성치 등에 따라 다양하게 나타날 수 있으므로, 본 연구의 유한요소 모델에 사용된 전만각과 인대 등의 물성치가 실험 대상의 것과 완전히 일치하는 것은 아님을 감안하면 본 연구에서 사용한 L4-L5 유한요소 모델이 타당하다고 할 수 있다.

3.2 정상과 불안정 모델의 비교

요추 유한요소 모델의 불안정성을 평가하기 위해서 정상모델 Case 1 의 회전 각도 대비 모델 · 조건별 회전 각도의 증감률을 회전 각도 백분율(Percentage of rotation angle; PR), L4 추체 길이 대비 모델 · 조건별 전위 거리의 증감률을 시상 전위 백분율(Percentage of sagittal translation; PT)으로 정의하였다. Case 1 에서 Case 4 까지 L4-L5 의 회전 변위는 정상에서 협부 결손 모델로 갈수록 점점 증가하는 경향을 나타내었다(**Fig. 5**). Case 1 부터 Case 4 까지 회전각이 각각 8.3°, 8.3°, 11.8°, 11.8°에서 12.5°, 13.2°, 18.8°, 19.2°로 증가하였다(**Table 1**). SSL+ISL 과 협부 결손 모델의 경우 모든 하중조건에서 불안정성의 기준인 25% 이상의 회전 변위가 나타났다. 또한 L4 의 전위 거리에서도 SSL+ISL, 협부 결손 모델이 다른 모델에 비해서 더 큰 값을 가지는 것을 확인하였다(**Fig. 6**). 이는 단독적인 부상보다는 복합적인 부상에서 더 큰 불안정성이 발생함을 나타낸다

Case 1 과 Case 2 의 경우 정상부터 SSL+ISL 모델까지 회전각이 약 0.1° 증가하였고, 전위 거리 또한 약 0.2 mm 증가하였다. 전단력을 가한 Case 3 와 Case 4 에서는 추적 경로 하중을 가할 때 회전각이 감소하였다. 이는 추적 경로 하중의 영향으로 전단력을 가할 때 그 효과가 감소하며, 전단력이 없을 시에는 오히려 회전각 및 전위 거리를 증가시키기 때문인 것으로 판단된다. 반면에 협부 결손 모델의 경우 Case 3 와 Case 4 를 비교하였을 때 회전각이 증가하고, 전위거리가 감소하는 경향이 나타났다. 이는 협부 결손 시 후면 돌기 부분에 부착된 인대가 작용하지 않아서 회전 운동이 증가하기 때문으로 판단된다. 추적 경로 하중에 따라서 각각 회전각과 전위 거리의 차이는 있었지만 불안정성에 큰 영향을 미치지는 않는 것으로 나타났다.

Case 2 와 Case 4 를 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 거리는 1.6 mm, 1.8 mm, 2.0 mm, 2.3 mm, 2.7 mm 에서 4.1 mm, 4.5

Table 1 Rotation angle and percentage in L4-L5 under flexion-extension

Loading condition	Normal		SSL		ISL		SSL+ISL		Isthmic	
	Rotation angle	PR	Rotation angle	PR	Rotation angle	PR	Rotation angle	PR	Rotation angle	PR
Case1	8.3°	0.0%	8.8°	6.4%	9.4°	13.2%	10.3°	24.6%*	12.5°	50.8%*
Case2	8.3°	0.8%	8.9°	7.4%	9.4°	13.8%	10.3°	24.9%*	13.2°	59.4%*
Case3	11.8°	42.7%*	12.8°	54.5%*	13.6°	64.6%*	15.1°	83.3%*	18.8°	127.6%*
Case4	11.8°	42.4%*	12.7°	53.8%*	13.5°	63.4%*	15.0°	81.4%*	19.2°	132.4%*

PR = percentage of rotation angle; *= unstable status

Table 2 Sagittal translation and percentage in L4-L5 under flexion

Loading condition	Normal		SSL		ISL		SSL+ISL		Isthmic	
	Translation	PT	Translation	PT	Translation	PT	Translation	PT	Translation	PT
Case1	1.4 mm	3.9%	1.6 mm	4.4%	1.8 mm	4.9%	2.1 mm	5.7%	2.7 mm	7.2%
Case2	1.6 mm	4.3%	1.8 mm	4.8%	2.0 mm	5.3%	2.3 mm	6.1%	2.7 mm	7.2%
Case3	4.0 mm	10.7%	4.4 mm	11.9%	4.8 mm*	12.8%	5.4 mm*	14.4%	6.7 mm*	17.9%
Case4	4.1 mm	11.0%	4.5 mm*	12.1%	4.8 mm*	12.9%	5.4 mm*	14.5%	6.6 mm*	17.8%

PT = percentage of sagittal translation; *= unstable status

mm, 4.8 mm, 5.4 mm, 6.6 mm 로 크게 증가하였다. Case 4 에서 정상의 전위 거리를 제외한 모든 값에서 척추 불안정성의 기준인 25% 이상의 각변위와 4.5 mm 의 전위 거리를 넘는 결과가 나타났다 (**Table 2**). 이는 척추체에 가해지는 전단력이 척추 안정성에 큰 영향을 미칠 수 있음을 의미한다. 척추의 자세가 무너지거나, 척추 근육의 불안정적인 작용으로 전단력이 발생되면 부상이 발생할 가능성이 증가할 것으로 판단된다.

4. 결 론

본 연구에서는 유한요소 해석을 이용하여 굽힘 및 신전 운동 시 인대 결손과 협부 결손에 따른 요추 분절의 회전각과 전위 거리를 분석하였다. 부상의 종류에 따라서 정상, 인대 결손, 협부 결손 순으로 불안정성이 점차 증가하였으며, 하중 조건에 따라서 전단력을 고려할 때 대부분의 모델에서 척추 불안정성의 기준을 초과하였다. 즉, 각각의 요소가 불안정성에 영향을 미친다고 할지라도 인대 결손과 협부 결손, 전단력 등의 요소가 복합적으로 작용할 때 더 큰 척추의 불안정성을 야기시킨다고 말할 수 있다. 또한 자세의 불균형이나 척추 근육의 불안정적인 작용 등의 영향으로 인해 발생할 수 있는 전단력도 척추 불안정성의 원인이 되는 중요한 요인이 될 수 있음을 알 수 있었다. 따라서 척추 불안정성의 원인을 규명하고 그 영향을 파악하기 위한 연구에서는 추간판 퇴행으로 인한 수핵 내압 감소 및 높이 감소, 인대 결손이나 협부 결손 등의 부상 자체적인 요인뿐만 아니라, 척추 근육의 불안정한 작용으로 발생하는 전단력 등 외부적인 요인도 고려해야 할 필요가 있다고 여겨진다.[18~21] 본 연구의 결과는 향후 불안정성의 원인 및 기전을 규명하는데 도움이 될 수 있을 뿐만 아니라 척추 질환 환자의 수술적 및 비 수술적 다양한 치료 방법을 위한 기초 자료로 활용될 수 있을 것이다.

후 기

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

참고문헌

(1) Nachemson, A., 1979, "A Critical Look at the Treatment for Low Back Pain," *Scand. J. Rehabil. Med.*, Vol. 11, No. 4, pp.143~147.

(2) Suk, S. I., 2004, *Spinal Surgery*, Newest Medical Publishing Company, Seoul.

(3) Sato, K., Kikuchi, S. and Yonezawa, T., 1999, "In Vivo Intradiscal Pressure Measurement in Healthy Individuals and in Patients with Ongoing Back Problems," *Spine*, Vol. 24, No. 23, pp. 2468~2474.

(4) Brinckmann, P. and Grootenboer, H., 1991, "Change of Disc Height, Radial Disc Bulge, and Intradiscal Pressure from Discectomy. An In Vitro Investigation on Human Lumbar Discs," *Spine*, Vol. 16, No. 6, pp. 641~646.

(5) Rohlmann, A., Zander, T., Schmidt, H., Wilke, H. J. and Bergmann, G., 2006, "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.

(6) Posner, I., White, A. A. 3rd., Edwards, W. T. and Hayes, W. C., 1982, "A Biomechanical Analysis of the Clinical Stability of the Lumbar and Lumbosacral Spine," *Spine*, Vol. 7, No. 4, pp. 374~389.

(7) Natarajan, R. N., Garretson, R. B. 3rd., Biyani, A., Lim, T. H., Andersson, G. B. and An, H. S., 2003, "Effects of Slip Severity and Loading Directions on the Stability of Isthmic Spondylolisthesis: A Finite Element Model Study," *Spine*, Vol. 28, No. 11, pp. 1103~1112.

(8) Dupuis, P. R., Yong-Hing, K., Cassidy, J. D. and Kirkaldy-Willis, W. H., 1985, "Radiologic Diagnosis of Degenerative Lumbar Spinal Instability," *Spine*, Vol. 10, No. 3, pp. 262~276.

(9) White, A. A. and Panjabi, M. M., 1990, *Clinical Biomechanics of the Spine*, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia.

(10) Grobler, L. J., Novotny, J. E., Wilder, D. G., Frymoyer, J. W., and Pope, M. H., 1994, "L4–5 Isthmic Spondylolisthesis: A Biomechanical Analysis Comparing Stability in L4–5, L5–S1 Isthmic Spondylolisthesis," *Spine*, Vol. 19, No. 2, pp. 222~227.

(11) Park, W. M., Kim, K. T., Hong, G. P., Kim, Y. H. and Oh, T. Y., 2008, "Biomechanical Effect of Total Disc Replacement on Lumbar Spinal Segment : A Finite Element Analysis," *Trans. Soc. CAD/CAM Eng.*, Vol. 13, No. 1, pp. 58~66.

(12) Shirazi-Adl, A., Da mmak, M. and Paiement, G., 1993, "Experimental Determination of Friction Characteristics at the Trabecular Bone/Porous-Coated Metal Interface in Cementless Implants," *J. Biomed. Mater. Res.*, Vol. 27, No. 2, pp. 167~175.

(13) Freudiger, S., Dubois, G. and Lorrain, M., 1999, "Dynamic Neutralisation of the Lumbar Spine Confirmed on a New Lumbar Spine Simulator In Vitro," *Arch. Orthop. Trauma Surg.*, Vol. 119, No. 3-4, pp. 127~132.

(14) Yamamoto, I., Panjabi, M. M., Crisco, T. and Oxalnd, T., 1989, "Three-Dimensional Movements of the Whole Lumbar Spine and Lumbosacral Joint," *Spine*, Vol. 14, No. 11, pp. 1256~1260.

(15) Goto, K., Tajima, N. and Chosa, E., 2003, "Effects of Lumbar Spinal Fusion on the Other Lumbar Intervertebral Levels," *J. Orthop. Sci.*, Vol. 8, No. 4, pp. 577~584.

(16) Heuer, F., Schmidt, H., Klezl, Z., Claes, L. and Wilke, H. J., 2007, "Stepwise Reduction of Functional Spinal Structures Increase Range of Motion and Change Lordosis Angle," *J. Biomech.*, Vol. 40, No. 2, pp. 271~280.

(17) Adams, V. and Askenazi, A., 1998, *Building Better Products with Finite Element Analysis*, OnWord Press, Santa Fe.

(18) Kim, K., Kim, Y. H. and Lee, S. K., 2007, "Increase of Load Carrying Capacity under Follower Load Generated by Trunk Muscles in Lumbar Spine," *Proc. Inst. Mech. Eng. H.*, Vol. 221, No. 3, pp. 229~235.

(19) Kim, K. and Kim, Y. H., 2008, "Role of Trunk Muscles in Generating Follower Load in the Lumbar Spine of Neutral Standing Posture," *J. Biomech. Eng.*, Vol. 130, No. 4, 041005.

(20) Kim, K., Kim, Y. H. and Lee, S. K., 2010, "Biomechanical Effects of Variation in Maximum Forces Exerted by Trunk Muscles on Joint Forces and Joint Moments in Lumbar Spine: A Finite Element Analysis," *Proc. Inst. Mech. Eng. H.*, Vol. 224, No. 10, pp. 1165~1174.

(21) Kim, K., Kim, Y. H. and Lee, S. K., 2010, "Shear Force Allowance in Lumbar Spine under Follower Load in Neutral Standing Posture," *Acta Bioeng. Biomech.*, Vol. 12, pp. 47~51.