한국정밀공학회지 제 24 권 제 8 호 (2007 년 8 월)
Journal of the Korean Society for Precision Engineering, Vol. 24, No. 8, August 2007

인공 추간판 적용으로 인한 인접 운동 분절의 영향

김영은#, 윤상석*

Effects on the Adjacent Motion Segments according to the Artificial Disc Insertion

YoungEun Kim# and Sang Seok Yun*

ABSTRACT

To evaluate the effect of artificial disc implantation and fusion on the biomechanics of adjacent motion segment, a nonlinear three-dimensional finite element model of whole lumbar spine (L1-S1) was developed. Biomechanical analysis was performed for two different types of artificial disc, ProDisc and SB Charité III model, inserted at L4-L5 level and these results were also compared with fusion case. Angular motion of vertebral body, forces on the spinal ligaments and facet joint under sagittal plane loading with a compressive preload of 150 N at a nonlinear three-dimensional finite element model of L1-S1 were compared. The implant did not significantly alter the kinematics of the motion segment adjacent to the instrumented level. However, Charité III model tend to decrease its motion on the adjacent levels, especially in extension motion. Contrast to motion and ligament force changes, facet contact forces were increased in the adjacent levels as well as implanted level for constrained instantaneous center of rotation model, i.e. ProDisc model.

Key Words : Artificial Disc (인공추간판), Fusion (융합술), Motion Segment (운동분절), Finite Element Model (유한요소모델), Facet Contact Force (후관절 접촉력)

1. 서론

추간판은 중심부의 수핵과 이를 둘러 싼 윤상 인대로 구성되어 있으며, 추체 사이에 위치하여 척추 분절의 관절운동을 가능하게 하여 준다. 그러나 수핵 혹은 윤상인대는 퇴행성 변화 또는 손상에 의하여 기계적 특성에 변화가 생길 수 있다. 이러한 변화는 추간판 내부 혹은 주위의 신경 말단을 자극 추간판 인성 요통을 유발하게 된다. 또한, 추간판의 기계적 물성치 변화는 후관절의 접촉력 및 상대 운동 변화를 일으켜 이로 인한 또 다른 통증을 유발시키기도 한다.[1] 추간판 인성 요통은 많은 사람들이 겪는 증상으로 통계적 조사에 의하면 일생 동안 겪는 추간판 인성 요통의 이환율은 50~70%, 높게는 80%까지 보고 있다. 추간판 인성 요통의 발생 위치는 주로 제 4-5 요추 간에서 가장

☞ 접수일: 2006 년 12 월 15 일; 게재승인일: 2007 년 5 월 8 일
교신저자:단국대학교 기계공학과
E-mail: yekim@dankook.ac.kr Tel. (02) 709-2561
* 단국대학교 대학원

많이 발생하나, 연령에 따른 발병 위치는 변화하고 있다.[2] 추간판을 포함한 요추 분절의 기계적 변화에 의한 요통이 지속되는 환자들 중 보전적 요법에 반응하지 않는 경우를 대상으로 몇 가지 수술적 치료법이 시행되어 왔다. 그 중 대표적인 것이 요추 분절의 융합술(fusion)과 최근 들어 새롭게 시도되고 있는 인공 추간판(artificial disc) 치환술을 들 수 있다. 케이지(cage)등을 이용한 융합술은 오래 전부터 현재까지 꾸준히 시행되고 있으며 이에 대한 장단점은 알려져 있다. 한편 인공 추간판에 대해서는 10 여년 간의 적용 결과에도 불구 하고 아직도 상반되는 견해가 존재하고 있다. 따라서 이에 대한 역학적 규명을 위해 여러 가지 공학적 방법을 동원한 해석이 시도 되었었다. 그 중 대표적인 것으로 in-vitro 실험을 통한 분석을 들 수 있다. 대표적인 연구로 Bütter-Janz 등 [3], Lemaire 등 [4], Cunningham 등 [5]에 의해 시행된 실험을 들 수 있다. 특히 Cunningham 등의 실험 결과는 매우 유용한 정보를 제공하고 있다. 실험은 사체의 요추분절(L2-sacrum)을 이용하여 제 4-5 요추에 SB Charité, BAK cage 를 삽입한 경우, 그리고 BAK cage 와 ISOLA pedicle screw/rod fixations 을 모두 장착시킨 경우에 대해 추체의 운동량 변화를 각기 측정하였다. 8Nm 굴곡-신전, 축 회전, 측 굴전 모멘트를 가한 결과 SB Charité 를 삽입한 경우에서 운동량이 축 회전에서 약 44 %, 굴곡-신전 모멘트에서 약 3 %, 측 굴전에서 15 % 증가하는 것을 보여주었다. 한편 해석적인 방법으로는 유한요소 모델을 이용한 방법이 일반적으로 사용되고 있다. 대표적으로 Dooris 등 [6], Rohlmann 등 [7], Goel 등 [8], 의해 해석된 결과가 있다. 본 연구자들에 의해서도 이미 인공 추간판의 순간 중심점의 고정 여부에 따른 운동분절의 운동 특성에 대한 결과[9]가 발표된 바가 있다.

지금까지의 연구 결과들은 주로 인공 추간판의 적용에 따른 인공 추간판이 삽입된 운동분절에서의 변화를 분석하는데 주안점을 두고 시도 되었었다. 그러나 케이지 등을 이용한 척추 융합술 결과에서 볼 수 있듯이 한 운동 분절에서의 운동량 변화는 인접 운동 분절에서의 변화를 야기하고 있다. 인공 추간판이 적용될 경우는 융합술의 결과와는 반대로 오히려 증대된 운동량 변화를 보이고 있다. 이와 같은 결과는 또 다른 예상치 못한 결과를 인접 운동 분절에 야기 할 수 있을 것으로 예상된다. 따라서 본 연구에서는 요추 전체에 대한 유한 요소 모델을 개발하여 인공 추간판 적용에 따른 인접 운동 분절에서의 변화를 해석 하고자 하였다.

2. 해석 방법

2.1 전체 요추부에 대한 유한요소 모델 개발

요추부 전체(whole lumbar spine)에 대한 모델 개발을 위해 본 연구자들에 의해 개발되었던 제 4-5 요추의 유한요소 모델 [9] 을 기본으로 하여 해부학 자료 [10] 를 참고하여 제 1 요추(L1)에서 제 1 천골(sacrum)의 상단 일부분까지를 포함한 모델을 제작 하였다. 모델 개발은 상용프로그램인 Hypermesh (Altair Engineering, ver.7.0)를 사용하였다.

제 2 요추의 추체(vertebral body) 상단과 천골 상단이 이루는 전만 각(lordotic angle)은 성인의 평균인 43° [2, 10] 가 되도록 하였으며, 이를 위하여 각 추체의 앞, 뒤 높이 차를 Table 1 과 같이 설정 하였다.

Table 1 Dimensions of vertebrae

	VBW	VBD	VBH	PW	PD
L1	47	35	25	79	51
	50	37			
L2	52	37		87	
	52	38			
L3	54	38		94	
	56	39			
L4	56	39		94	
	60	40			
L5	63	40		98	
	63	40			
S	63	40		98	

VB: vertebral body, P: posterior
W: width, D: depth, H: height

이와 같은 높이 차로 인하여 Fig. 1 에서 볼 수 있는 바와 같은 추체의 각도가 형성되었다. 또한 요추부에서의 전만 각은 추체 뿐만 아니라 추간판의 높이 차에 의해서도 발생되고 있다. 이와 같은 차이도 역시 모델링 시 고려하였으며 그림에서 볼 수 있듯이 이에 따라 각 추간판에서도 각도 차이가 형성 되도록 하였다. 각 운동 분절 사이에 위치한 추간판은 아래쪽으로 위치 할수록 그 크기가 증가하고 있다. 모델링 시 추간판의 크기에 관

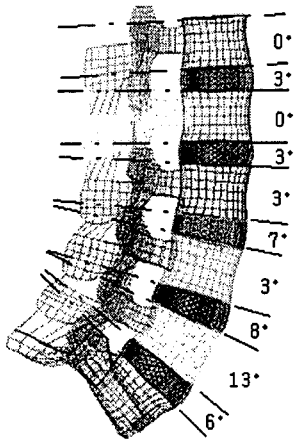


Fig. 1 Lordotic angles of at each vertebra and disc

Table 2 Dimensions of annulus at each lumbar level

	Annulus Volume (mm^3)	Annulus Fiber Length (mm)	Annulus Fiber cross-section (mm^2)
L1/2	8775.348	5835.00	0.241
L2/3	8775.348	5835.00	0.241
L3/4	10053.685	5907.79	0.277
L4/5	11366.150	6068.16	0.300
L5/S	10720.568	5930.68	0.289

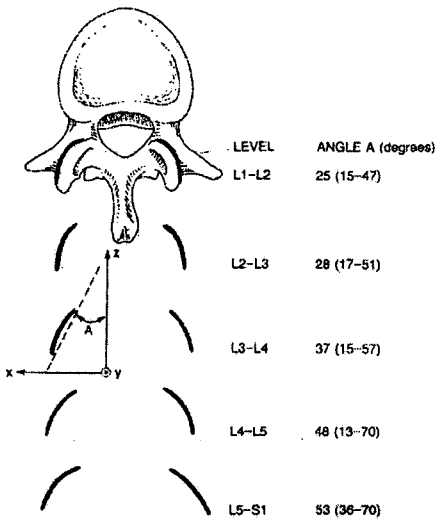


Fig. 2 Inclination of facet of the lumbar spine in the transverse plane [10]

계없이 각 추간판의 윤상 인대에서의 섬유소의 체적 비는 모두 16 %을 갖도록 설정 하였다. 이을 위하여 각 추간판 섬유소의 단면적을 Table 2 와 같이 다르게 적용하였다.

요추부에 위치한 후관절은 각 운동분절 위치에 따라 기울어진 각도를 달리 하고 있다. 모델링 시 후관절 면의 각도는 Fig. 2 에서와 같은 해부학 자료 [10] 를 참고하여 아래 분절로 갈수록 더 넓은 각을 갖도록 하였다

2.2 융합 분절 모델

제 4-5 요추 운동 분절에서 척추 융합을 일으킨 모델은 L4-L5 사이에 위치한 추간판의 수핵을 추체의 해면골과 같은 탄성계수 100 Mpa, 프와송비 0.2 를 갖는 요소(C3D8)로 대치 하였다. 시술 시에는 케이지와 자가 골을 이용하여 융합 시키지만 융합이 일어난 후에는 이곳에서의 상대적 운동량이 매우 작기 때문 [11] 에 케이지 등을 모두 고려한 모델 대신에 본 모델에서와 같이 단순화 시킨 모델을 사용하였다.

2.3 인공 추간판이 적용된 모델

앞서 발표한 해석 [9] 에서와 같은 방법으로 윤상 인대 앞쪽 일부분과 수핵부를 제거하여 제 4-5 요

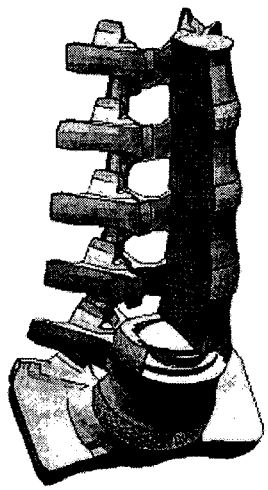


Fig. 3 Whole lumbar spine FE model with SB Charité Ⅲ artificial disc at L4/L5 level (Half of vertebrae and discs of L1-L4 were removed for clear view)

추 사이에 인공 추간판 ProDisc 와 SB Charité Ⅲ를 삽입한 모델을 각기 개발 하였다. Fig. 3 에서는 SB Charité Ⅲ 모델이 적용된 경우를 보여주고 있다. 이 경우 전방인대는 실제의 경우에서와 같이 모두 제거 하였다.

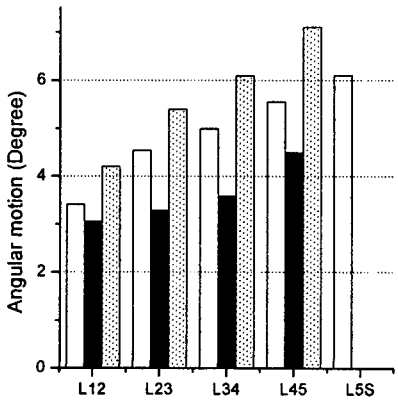
2.4 하중 및 경계조건

제 2 요추의 상부 종판을 수평면에 평행하도록 설정하였으며 천추 하단 면의 절점들을 고정시켰다. 수직하중은 in-vitro 실험 [11] 과 동일하게 150 N 의 전 하중(preload)을 제 1 요추체 상단의 절점에 분포하중으로 주었으며 요추체의 후방 3 분의 2 지점을 중심으로 전후방 100 mm 의 beam 요소를 달아 그 끝 절점에 집중 하중을 가하여 2~12 Nm 의 굴곡-신전(Flexion -Extension) 모멘트가 발생하도록 하였다.

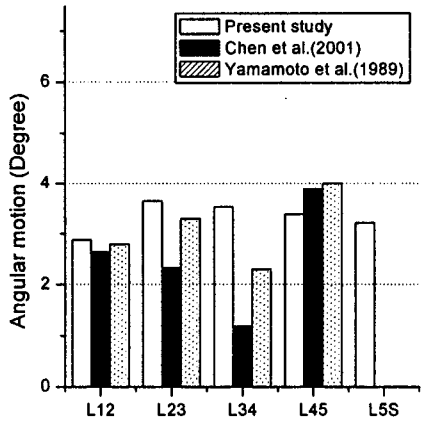
3. 해석 결과 및 고찰

3.1 모델의 타당성 검토

모델의 타당성을 검증하기 위하여 Chen 등 [12] 의 제 1-5 요추에 대한 유한요소모델의 연구결과와 Yamamoto 등 [11] 의 제 1-5 요추를 이용한 in-Vitro 실험과 비교하였다(Fig. 4). 하중조건은 기존의 연구결과와 비교 검토를 위하여 앞에서 표기한 바와 같은 동일한 조건을 부과하였다. 계산 결과 굴곡 시에서의 변화량은 기존의 실험적 측정 결과와 유사한 형태를 보이고 있었으며, 그 크기는 실험값과 유한요소 모델 해석 결과의 중간 값을 보이고 있었다. 아울러 각 운동 분절에서의 굴전량은 아래



(A)



(B)

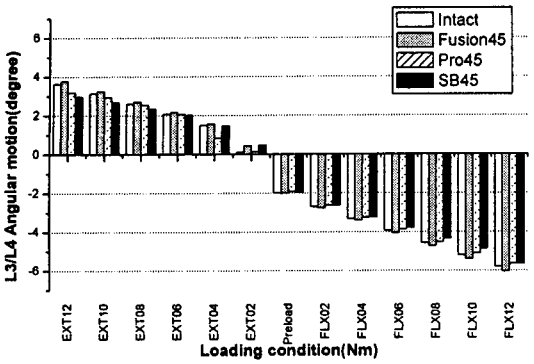
Fig. 4 Angular motion in sagittal plane at 10 Nm of (A) flexion and (B) extension moment with 150 N of compressive preload

운동분절로 갈수록 큰 회전량을 가지는 공통된 경향을 볼 수 있었다. 이전의 해석적 연구 [8] 에서는 아래쪽에 위치한 운동 분절에서 오히려 상대적으로 작은 운동량이 계산되었다. 이와 같은 원인은 후관절을 둘러싸고 있는 관절낭인대(capsular ligament)를 인장력만을 받는 트러스(tension-only truss) 요소로 모델링 할 경우 이 요소들의 방향에 크게 영향을 받기 때문임을 본 연구를 통해서 확인할 수 있었다. 한편 신전 시의 운동량은 각 운동분절의 위치에 따라 큰 차이를 보이지는 않았으며, 본 모델은 각 운동 분절 사이의 운동량 차이도 가장 작게 나타나고 있었다.

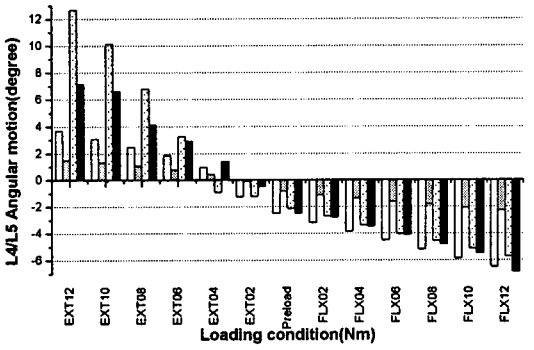
3.2 운동 분절의 운동량 변화

정상모델, 4-5 요추 사이가 융합된 모델 그리고 4-5 번 요추 사이에 인공 추간판이 삽입된 모델의 운동량을 계산 하여 다음과 같은 결과를 얻었다. Fig. 5 는 150 N 의 전 하중(preload)를 가한 상태에서 2~12 Nm 의 신전 모멘트와 굴전 모멘트를 추가적으로 가한 경우 각 운동 분절의 운동량을 비교한 결과를 나타내고 있다. 첫 번째 운동 분절 (L1-L2)과 두 번째 운동분절 (L2-L3) 에서는 큰 변화가 나타나지 않아 인공 추간판이 적용되거나 융합된 운동분절과 이와 인접한 운동 분절에서의 결과만을 그림에서 나타내었다.

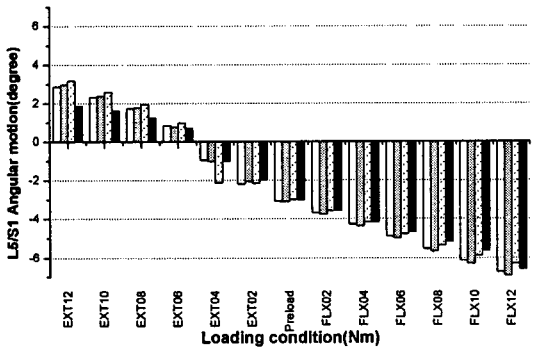
제 4-5 요추가 융합된 모델에서는 기존의 연구



(A)



(B)



(C)

Fig. 5 Angular motion under sagittal plane loading with 150 N of compressive preload at (A) L3-L4 (B) L4-L5 (C) L5-S1 motion segment

결과 [12] 와 마찬가지로 이 운동 분절의 운동량은 급격히 감소하게 되며 인접 운동 분절(L3/L4, L5/S1)에서 정상모델에 비해 회전량이 5~6 % 증가됨을 보여주고 있다. 그러나 이보다 위쪽에 위치한 운동 분절(L1-L3)에서의 변화량은 미미한 상태이었다. 융합된 분절에서의 운동성이 상실될 경우 인접 분절에서 만회하려는 경향을 보임에 따라 인접 분절에서 추가적인 문제가 발생하게 된다.

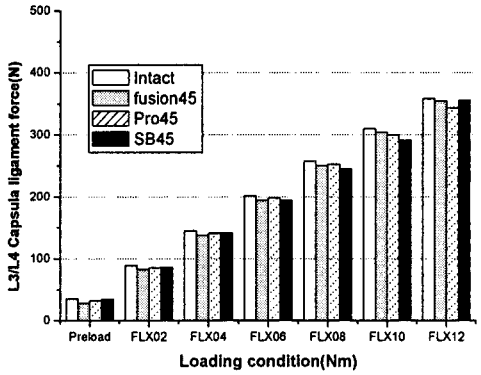
인공 추간판 삽입 모델과 정상모델 회전량을 비교한 결과 한 개의 운동 분절 이용하여 해석한 앞선 연구 결과 [9] 보다 ProDisc 를 적용한 모델에서 신전 시 더 많은 운동량이 발생하고 있다. 이에 따라 바로 위에 위치한 운동 분절에서는 신전량이 감소하고 있었다. 그러나 L5-S1 의 운동 분절에서는 오히려 증가되는 현상이 나타나고 있다. 이와 현상은 이 부분에 위치한 추간판의 형상과 상대적으로 큰 전만각 때문이라고 여겨진다. ProDisc 의 삽입 모델에서는 굴곡모멘트의 경우 전체 운동 분절(L1-S1)에서의 운동량이 굴곡 시 4.7 % 감소 하였다. 반면에 SB Charité Ⅲ 삽입 모델에서는 3.2 % 감소가 계산되었다. 두 인공 추간판 삽입 모델에서 모두 제 1-3 요추 분절에서의 회전량은 거의 동일한 값을 보였다. 신전 시에는 인공 추간판 삽입된 분절에서는 과도한 회전량이 발생하였다. ProDisc 모델에서는 3~4 배 SB Charité Ⅲ 삽입 모델에서는 2~3 배 이상의 회전량을 보이는 것은 윤상 인대의 앞부분 및 전방인대 제거로 인하여 발생되고 있음을 알 수 있다.

그러나 본 연구의 모델에서 고려하지 못한 근육에 의해 발생되는 힘들을 고려할 경우에는 이 크기가 줄어들 것으로 예상된다.

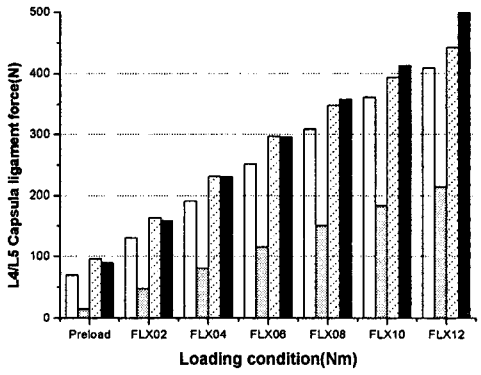
3.3 인대에 작용하는 힘

전하중을 가한 상황에서 굴곡 모멘트가 추가적으로 부과 되었을 경우 각 분절에 연결된 인대에서 발생되는 인장력을 비교하여 보았다. 정상모델과 융합된 모델 비교 시 10 Nm 의 굴전 모멘트가 가해질 경우 융합된 인접 분절의 후방 인대의 인장력은 약 90 % 감소하였으나 인접 분절인 제 3-4 요추 분절에서는 35.7 %, 제 5 요추-제 1 천추 분절에서는 약 15 % 가 증가하였다. ProDisc 삽입 모델에서는 정상모델 보다 피막 인대에서 15.7 %, 상극돌기 인대에서 4.8 %, 횡돌기간 인대에서 67.9 %, 극돌기간 인대에서 12 %, 황색 인대에서 22.6 % 의 인장력이 증가하였으며 특히 후방 인대에서는 5 배 이상의 인장력이 발생 되고 있다. 반면에 인접 분절에서의 인대들의 인장력은 회전량의 감소와 비슷하게 줄어드는 경향을 보였다. SB

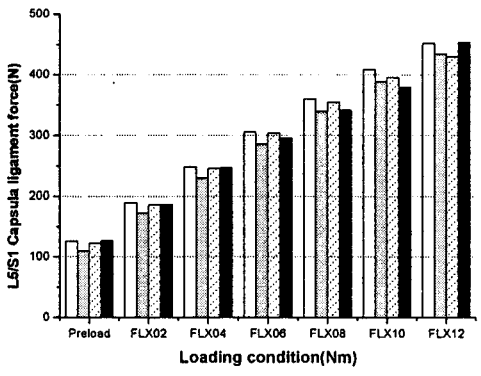
Charité Ⅲ 삽입 모델에서는 피막 인대에서 18.9 %, 상극돌기 인대에서 5.1 %, 횡돌기간 인대에서 58.5 %, 극돌기간 인대에서 10.6 %, 황색 인대에서 26.5 % 증가하였으며 후방 인대에서는 약 4 배 이상 증가하였다. SB Charité Ⅲ 삽입 모델 또한 삽입 분절 이외의 분절에서는 회전량의 감소로 인해 인장력의 감소를 보이고 있다. 그러나 SB Charité Ⅲ 모델에서의 인장력 증가율은 피막 인대를 제외하면 ProDisc 삽입 모델보다 더 작은 증가 량을 보이고 있었다. 피막인대의 손상은 또 다른 요통의 원인으로 작용될 수 있다. Fig. 6 에서는 굴전 모멘트 크기에 따른 피막인대의 인장력 변화를 나타내고 있다.



(A)



(B)

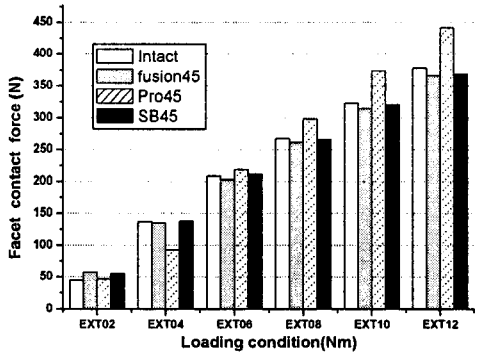


(C)

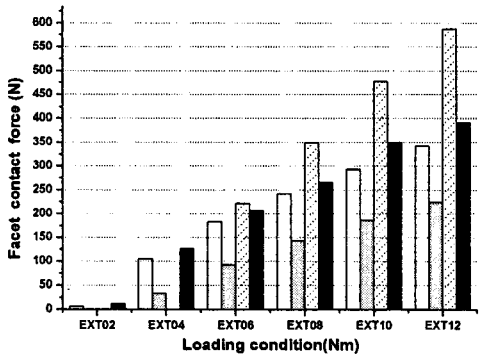
Fig. 6 Capsular ligament forces under sagittal plane loading with 150 N of compressive preload at (A) L3-L4 (B) L4-L5 (C) L5-S1 motion segment

3.4 후관절에서의 접촉력

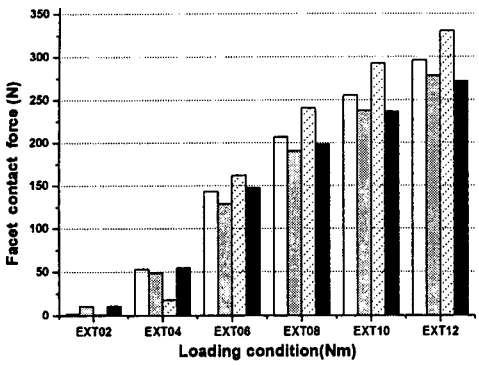
신전 시 각 운동분절 후관절에서 발생되는 접촉력을 비교하여 Fig. 7 에서 보여주고 있다. ProDisc 삽입 모델에서 가장 큰 값이 발생하였으며, 특이하게도 인접 분절에서도 정상모델에 비해



(A)



(B)



(C)

Fig. 7 Facet contact forces under sagittal plane loading with 150 N of compressive preload at (A) L3-L4 (B) L4-L5 (C) L5-S1 motion segment

접촉력이 증가함을 볼 수 있었다. 융합된 모델에서는 회전량이 증가하였음에도 불구하고 후관절에서의 접촉력은 감소하고 있었다. SB Charité Ⅲ 삽입 모델에서는 인공추간판 삽입 분절인 제 4-5 요추 분절을 제외한 분절에서 정상모델과 거의 같은 접촉력을 보이고 있었다. 이와 같은 결과 ProDisc, SB Charité Ⅲ 삽입 분절에서 후관절의 비후증상을 야기할 수 있음을 보여주며, 또한 ProDisc 적용 시 삽입 운동 분절에서만 아니라 인접 운동 분절 에서도 후관절의 비후증상을 야기해 오랜 시간 뒤에는 인접 분절에서 퇴화 변성을 가져올 것으로 예상된다.

4. 결 론

인공추간판이 적용될 경우 인접 운동 분절에서의 변화를 분석 하기 위하여 L1 부터 S1 까지의 요추부 전체를 포함 시킨 유한 요소 모델을 개발 하였다. 인공 추간판은 순간 중심점의 고정된 경우와 움직이는 경우의 대표적 모델인 ProDisc 와 SB Charité Ⅲ 를 각기 택하였다. 해석 결과는 아직도 많이 시행되고 있는 융합술이 적용된 경우와 비교 분석 하였다. 인공 추간판의 적용에 따라 인접 운동 분절에서의 운동량은 상대적으로 줄어 들고 있음에도 불구하고 후관절에서의 접촉력이 ProDisc 모델에서는 인접 운동 분절에서 오히려 증대되는 결과를 보이고 있었다. 이와 같은 해석 결과는 비후증상이 인공 추간판이 삽입된 분절뿐만 아니라 인접 분절에서도 유발될 수 있을 것으로 예측할 수 있다. 본 연구에서는 요추체에 연결된 근육의 영향은 해석 시 고려치 못하였다. 그 동안 실험적 분석에 의하면 근육의 영향으로 인해 각 운동 분절의 운동량의 변화가 측정되고 있다. 따라서 모델링 시 이와 같은 영향을 고려 할 수 있다면 보다 완성도 있는 결과를 도출 할 수 있을 것으로 사료 된다.

후 기

본 연구는 2005 년도 단국대학교 대학연구비의 지원으로 연구 되었음.

참고문헌

1. Freemont, A. J., Peacock, T. E., Goupile, P., Hoyland, J. A., O'Brien, J. and Jayson, M. I., "Nerve Ingrowth into Diseased Intervertebral Disc in Chronic Back Pain," Lancet, Vol. 350, No. 9072. pp. 178-181, 1997.
2. Suk, S.I., "Spinal Surgery," Choisin, pp. 218-254, 2004.
3. Bütter-Janz, K., Schellnack, K. and Zippel, H., "Biomechanics of the SB Charité Lumbar Intervertebral Disc Endoprosthesis," Int. Orthop., Vol. 13, No. 3, pp. 173-176, 1989.
4. Lemaire, J. P., Skalli, W., Lavesate, F., Templier, A., Mendes, F., Diop, A., Sauty, V. and Laloux, E., "Intervetevral Disc Prosthesis. Results and Prospects for the Year 2000," Clin. Orthop., Vol. 31, No. 3, pp. 64-76, 1997.
5. Cunningham, B. W., Gordon, J. D., Dmitriev, A. E., Dmitriev, E., Hu, N. and McAfee, P. C., "Biomechanical Evaluation of Total Disc Replacement Arthroplasty: An in Vitro Human Cadaveric Model," Spine, Vol. 28, No. 20, pp. S110-S117, 2003.
6. Dooris, A. P., Goel, V. K., Grosland, N. M., Gilbertson, L. G. and Wilder, D. G., "Load sharing Between Anterior and Posterior Elements in a Lumbar Motion Segment Implanted with an Artificial Disc," Spine, Vol. 26, No. 6, pp. E122-E129, 2001.

7. Rohlmann, A., Zander, T. and Bergmann, G., "Effect of Total Disc Replacement with ProDisc on Intersegmental Rotatopn of the Lumbar Spine," Spine, Vol. 30, No. 7, pp. 738-743, 2005.
8. Goel, V. K., Grauer, J. N., Patel, T. C., Biyani, A., Sairyo, K., Cishnubhotla, S., Matyas, A., Cowgill, I., Shaw, M., Long, R., Dick, D., Panjabi, M. M. and Serhan, H., "Effects of Charité Artificial Disc on the Implanted and Adjacent Spinal Segments Mechanics Using a Hybrid Testing Protocol," Spine, Vol. 30, No. 24, pp. 2755-2764, 2005.
9. Kim, Y. E., Yun, S. S. and Jung, S. K., "Bio-mechanical Analysis of the implanted constrained and Unconstrained ICR Types of Artificial Disc using FE Model," J. of the KSPE, Vol. 23, No. 4, pp. 176-182, 2006.
10. White Ⅲ, A. A. and Panjabi, M. M., "Clinical Biomechanics of the Spine," Lippincott Williams & Wilkins, pp. 1-83, 1990.
11. Yamamoto, I., Panjabi, M. M. and Crisco, T., "Three-Dimensional Movement of the Whole Lumbar Spine and Lumbosacral Joint," Spine, Vol. 14, No. 11, pp. 1256-1260, 1989.
12. Chen, C. S., Cheng, C. K., Liu, C. L. and Lo, W. H., "Stress Analysis of the Disc Adjacent to Interbody Fusion in Lumbar Spine," Medical Engineering & Physics, Vol. 23, No. 7, pp. 483-491, 2001.