

압축 종동 예하중이 요추부 전종인대에 미치는 영향에 대한 유한요소해석

The Effect of a Compressive Follower Pre-Load on Anterior Longitudinal Ligament of a Lumbar Spine - A Finite Element Analysis

*문창현¹, 정태은², #신효철³

*Chang-Hyun Moon¹, Tae-Eun Chung², #Hyo-Chol Sin(sinhyo@snu.ac.kr)³

¹ 서울대학교 기계항공공학부, ²인덕대학 정보메카트로닉스과, ³서울대학교 기계항공공학부

Key words: Lumbar Spine, Follower Load, Ligament, Finite element, ALL, Shear Stress

1. 서론

요추부는 스스로 움직임을 만들어낼 수 있으나 없느냐에 따라 크게 동적요소와 정적요소로 나뉜다. 동적요소는 주로 근육들로 구성되어있고, 그 수는 요추부와 관련된 것만으로도 약 200 여개 이상에 이르며, 아직까지 정확한 근육수축과 관련된 메커니즘이 정확하게 밝혀지지 않았기에 다양한 모델을 토대로 많은 연구가 행해지고 있다. 정적요소의 경우 동적요소에 비해 비교적 많은 연구가 이루어져왔다. 재료의 물성치와 CT영상기술의 발전에 힘입어 요추부와 관련된 3 차원 유한요소해석이 시도되었다^{1,2}. 최근에는 압축 종동 예하중이 작용하는 경우를 유한요소해석하고, in-vitro의 실험결과와 잘 일치함을 보여준 경우도 있다³. 이러한 유한요소해석은 척추고정기구와 관련된 평가에 많이 이용되어왔다^{4,5}.

하지만 대부분의 경우, 경미한 부상과 가장 관련이 깊다고 생각되는 인대부를 직접 모델링하지 않고 메쉬된 후 노드 사이를 연결하는 일차원 요소를 삽입하지 않은 경우가 많았다^{3,5}. 그런 경우 해석은 간단하지만 인대의 형상에 의한 응력분포를 효과적으로 관찰할 방법이 없었다.

따라서 본 연구에서는 모든 정적요소 중 특히 요추부 인대를 고려한 모델을 이용하여 요추부 전종인대에 걸리는 전단응력을 유한요소해석을 통해 계산해보고, 부상과 관련이 깊다고 알려진 요추체 전방부 전단응력⁶과 비교해 봄으로써, 요추체가 골절되는 등과 같은 심각한 상해가 아닌 경미한 부상은 인대에 걸리는 전단응력과 관계가 있다는 것을 밝히고, 종동 예하중이 부상에 어떠한 영향을 주는지 알아보고자 한다.

2. 해석모델 및 해석방법

2.1 모델링

요추체(Vertebra Body)의 모델링은 Musculographics⁷사에서 만든 인체 모델 해석 프로그램인 SIMM에서 제공하는 인체 모델의 뼈 형상 중 요추에 부분의 점좌표들을 추출한 후 재구성하여 IGES파일로 만든 후 사용하였다. Boolean Operation을 이용하여 1 번 요추~5 번 요추(L1~L5)의 요추체의 Cortical, Cancellous, Endplate를 나누었고, 해당 모델을 토대로 Solid Works⁸를 이용하여 전체 요추부를 모델링하였다. 관련논문^{9,10}을 참조하여 요추체의 크기 및 디스크 사이의 간격을 조정하였으며 Lofting을 이용하여 배치된 요추체 사이에 디스크를 삽입하였다. 종동하중을 모사하기 위한 12 번 흉추와 꼬리뼈에 해당하는 요추체는 단순한 형태로 그렸고 Truss와 Link요소들을 요추체와 Boolean Operation으로 삽입하였다. 각각의 인대들은 관련 서적¹¹의 이미지를 참조하여 삽입하였고 단면적은 관련 논문⁵을 참고하였다. 모델링 결과는 아래의 Fig. 1 과 같다.

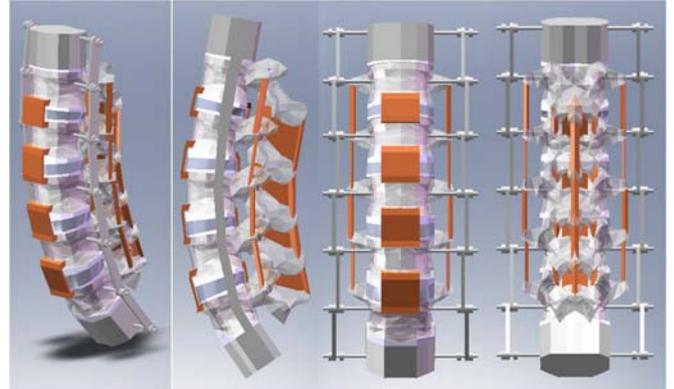


Fig. 1 Whole Lumbar Spine Model with Truss and Ligaments: From the left, Dimetric, Sagittal, Anterior and Posterior View of the Model, respectively.

2.2 물성치 입력

본 연구에 사용된 요추부의 물성치는 관련 논문을 참고하였다^{2,3,5}. Truss요소 중 요추체를 관통하는 요소는 높은 탄성계수를 적용하였고 그러한 요소를 연결하는 Link요소들은 상대적으로 낮은 탄성계수를 적용하여 in-vitro와 유사하게 맞췄다. 해석의 용이성을 위해 재료들은 선형으로 가정하였다.

2.3 하중조건

축하중(Axial Force)을 50, 100, 150, 200 N 씩 12 번 흉추에 해당하는 Upper Guide 의 윗면에 부과하였고, 각각의 경우에 대해 굴곡과 신전(Flexion and Extension)에 해당하는 모멘트를 5, 10, 15, 20 N·m 를 같은 면에 부과하였다. 실제와 유사한 하중조건을 위해 요추체의 전방부와 후방부에 7:3 의 비율로 축하중을 부과하였다. 종동예하중은 500 N 의 힘을 축하중이 100, 200 N 인 경우에 굴곡과 신전 각각에 적용해 해석하였다.

해석에는 상용프로그램인 Ansys Workbench¹²를 이용하였다.

3. 해석결과

전형적인 해석결과는 아래의 Fig. 2 와 같다. Stress Probe 를 이용하여 각각의 하중조건에 대해 요추체 전방부(L1~L5)와 전종인대(L12~L45) 각각 요소의 Anterior 방향을 Normal 로 하는 면(YZ Plane)의 전단응력(Shear Stress) 및 최대 주응력(Maximum Principle Stress)을 측정하였다. 한편 같은 요소의 같은 면에서 최대 전단응력(Maximum Shear Stress)를 함께 검토해본 결과 YZ Plane 의 전단응력과 큰 차이를 보이지 않았다. 구체적인 전단응력 값은 아래의 Table 1 에 정리하였다.

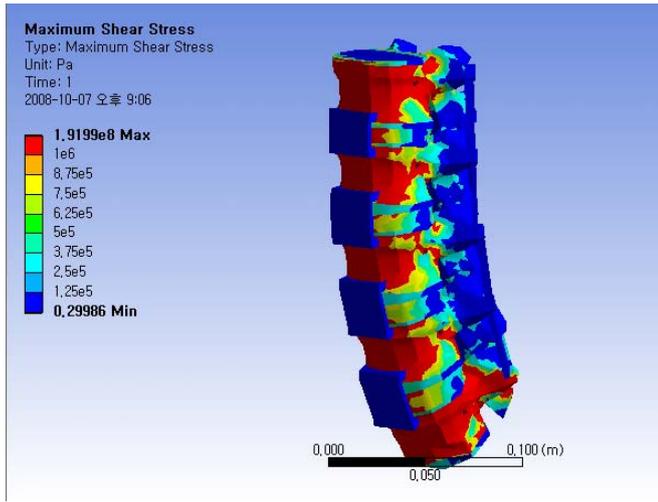


Fig. 2 Resultant Maximum Shear Stress with Axial Force of 200 N and Flexion Moment of 20 N·m

Table 1 Resultant YZ Shear Stress

Loading Condition	Axial(N)	50	100	150	200	100*	200*
	Moment(Nm)	5	10	15	20	10*	20*
Flexion	L1	0.348	0.696	1.044	1.392	0.821	1.518
	L2	0.204	0.408	0.613	0.817	0.695	0.897
	L3	0.182	0.364	0.546	0.728	1.084	1.183
	L4	0.232	0.464	0.696	0.928	1.129	1.104
	L5	0.295	0.590	0.885	1.180	1.755	1.179
	L12_ALL	0.001	0.003	0.004	0.006	0.003	0.006
	L23_ALL	0.002	0.003	0.005	0.007	0.002	0.005
	L34_ALL	0.006	0.012	0.018	0.024	0.014	0.009
	L45_ALL	0.002	0.005	0.007	0.009	0.010	0.005
Extension	L1	0.088	0.176	0.264	0.352	0.203	0.279
	L2	0.124	0.247	0.371	0.495	0.616	0.546
	L3	0.156	0.311	0.467	0.623	0.727	0.602
	L4	0.236	0.471	0.707	0.943	2.209	2.681
	L5	0.153	0.306	0.459	0.612	2.637	2.943
	L12_ALL	0.002	0.004	0.006	0.008	0.005	0.009
	L23_ALL	0.002	0.004	0.006	0.008	0.007	0.010
	L34_ALL	0.005	0.010	0.015	0.020	0.035	0.045
	L45_ALL	0.002	0.003	0.005	0.006	0.018	0.021

(*A case with follower pre-load)

4. 결론

요추체 전방부와 전중인대의 Anterior 방향 전단응력을 가장 큰 값을 기준으로 평균화한 결과를 토대로 판단해 보니 하중이 선형적으로 증가하는 데에 따라 요추체 전방부와 전중인대의 전단응력이 모두 선형적으로 증가하는 것으로 보아 두 변수가 강한 상관관계가 있다는 것을 알 수 있었다. 따라서 관련논문⁶을 토대로 전중인대의 전단응력이 부상의 위험과 관련이 있다고 결론을 내릴 수 있다.

한편, 중동 예하중이 적용된 경우 전중인대의 전단응력이 줄어드는 것으로 보아 중동 예하중이 부상방지에 어느 정도 기여한다고 보여진다. 다만, 이 경우 전중인대 및 요추체의 최대 주응력이 증가하는 경향이 있으므로 재료자체로서의 파괴에 유의해야 한다. 또한 하중조건에 따라 오히려 전단응력을 증가시키거나 신전의 경우에는 전혀 영향이 없는 것으로 보아 하중이나 자세에 따라 요구되는 중동 예하중의 크기나 방향에 따라 영향을 미치는 인대가 틀릴 것

으로 생각되니 적용에 유의해야한다.

참고문헌

1. F. Nabhani and M. Wake, "Computer Modeling and Stress Analysis of the Lumbar Spine", Journal of Materials Processing Technology, **127**, 40-47, 2002.
2. Jerome Noailly, Damien Lacroix and Josep A. planell, "The Mechanical Significance of the Lumbar Spine Components-a Finite Element Stress Analysis", Summer Bioengineering Conference, June.
3. Susan M. Renner, Raghu N. Natarajan, Avinash G. Partwardhan, Robert M. Havey, Leonard I. Voronov, Bev Y. Guo, Gunnar B.J. Andersson and Howard S. An, "Novel Model to Analyze the Effect of a Large Compressive Follower Pre-Load on Range of Motions in a Lumbar Spine", Journal of Biomechanics, **40**, 1326-1332, 2007.
4. Antonius Rohlmann, Nagananda K. Burra, Thomas Zander and Georg Bergmann, "Comparison of the Effects of Bilateral Posterior Dynamic and Rigid Fixation Devices on the Loads in the Lumbar Spine : A Finite Element Analysis", Eur Spine J, 2006.
5. 신동석, "3 차원 비선형 유한요소해석을 이용한 기능보형재가 삽입된 요추의 생체역학적 연구", 서울대학교 대학원, 공학석사학위논문, 2006.
6. Stuart M. McGill, Richard L. Hughson and Kellie Parks, "Changes in Lumbar Lordosis Modify the Role of the Extensor Muscles", Clinical Biomechanics, **15**, 777-780, 2000.
7. <http://www.musculographics.com>, Musculographics Inc..
8. <http://www.solidworks.co.kr>, Dassault Systems Solidworks Corp..
9. 김남현, 문성환, 이환모, 김두환, "정상 한국인의 척추 제원 및 형태 변이 -방사선에 의한 정량 형태계측-", 대한정형외과학회지, **33**, 1611-1619, 1998.
10. 박병철, 오창욱, 민우기, "한국 성인의 요추 및 추체간 공간의 해부학적 형태계측", 대한척추외과학회지, 6,34-39, 1999.
11. Frank H. Netter and John T. Hansen, "Atlas of Human Anatomy", Rittenhouse Book Distributors Inc.
12. <http://www.ansys.com>, Ansys, Inc..