

공극탄성 재료를 이용한 인공디스크 수핵 치환 유한요소 모델의 최적설계

An Optimum Design of Finite Element Nucleus for using Poroelastic material

*이태경¹, 홍경화¹, 민성기¹, 김영은²

*T. K. Lee¹, #J. H. Hong(Hongjh32@korea.ac.kr)¹, S. K. Min¹, Y. E. Kim²

¹ 고려대학교 제어계측공학과, ² 단국대학교 기계공학과

Key words : Lumbar spine, Nucleus, Poroelastic, FEM, Artificial disc replacement, Intervertebral discs

1. Introduction

국내에서의 근골격계 질환은 최근 10년간(1998~2007) 지속적인 증가를 보이고 있으며, 그 중 요통은 가장 발병률이 높고, 치료와 생산력 저하 등 직·간접적으로 경제적 부담이 큰 질환중의 하나이다.[1] 요통은 외상에서 퇴행성 변화(일종의 비정상적인 노화 현상에 의한 변화)에 이르기까지 여러 가지 원인에 의해 야기되며, 이에 대한 정형 외과적 시술로써 관절 치환술, 척추 유합술, 인공디스크를 이용한 삽입술 등이 시행되고 있다. 척추에 관한 연구는 최근 들어 유한요소해석기법을 이용하여 더욱 활발하게 진행되고 있으며 본 연구에서는 인공디스크를 대상으로 유한요소해석기법을 이용한 최적화를 수행하였다. 인공디스크는 탄성과 운동성을 모두 적절하게 갖추고 있어야 하는 요구조건을 만족하기 위하여 기존의 티타늄재료가 아닌 섬유소재를 이용한 인공디스크 등이 제시된 바 있다.[2] 본 연구에서는 인공디스크 수핵의 소재로써 공극탄성재료(poroelastic material)가 사용되었을 때 인공디스크 요추의 거동이 실제 디스크 요추의 거동과 유사하게 발생하도록 하기 위한 인공디스크 수핵부의 공극탄성 물성치를 설계하기 위한 목적으로 수행되었다.

하였다.[3-5] FE-요추 모델의 특징은 다음과 같다. FE-요추 모델은 각기 수핵(nucleus pulpose), 섬유테(annulus fibrous), 종판(endplate)과 추골로 구성되어있다. 디스크는 절점공유를 통해 추골과 연결되어 있어, 추골에 하중이 작용할 경우 수핵과 옆면을 둘러싸고 있는 섬유테 및 상·하 종판에 걸쳐 변형이 발생하는 구조이다. 수핵과 섬유테는 솔리드 요소(solid element)를 이용하여 제작되었으며, 섬유테의 경우 섬유(fiber)가 들어가 있는 복합 형태로 제작하였다. 섬유는 트러스 요소(truss element)를 이용하여 모델링되었으며 섬유는 주위 기저물과 4점으로 교차 결합하도록 제작하였다. 해면골(trabecular bone)과 치밀골(cortical bone)은 각각 솔리드 요소(solid element)와 셸 요소(shell element)로 모델링 되었으며, 치밀골이 해면골을 둘러싸고 있는 구조임을 감안하여 경계면의 절점을 공유하였다. 인대(ligament)는 단축구조로 일축하중 시에만 저항력을 발생시킬 수 있도록 트러스 요소를 이용하여 제작하였다. 실제 요추의 거동은 모멘트에 의해 발생하는 L1-L5 각 추골의 각도 변화에 대한 실험값이 고려되었다.[6,7] 요추 모델과 실제 요추간의 거동을 일치시키기 위해 수핵과 후방인대의 물성조정이 이루어졌다. 단일 디스크의 영향을 파악하기 위해 전체 L1-L5 FE-요추 모델로부터 L1-L3부분을 제거한 L4-L5부분 모델을 기준 요추 모델로 지정하였다.(Fig 1-2)

2. Method

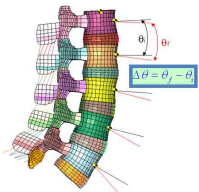
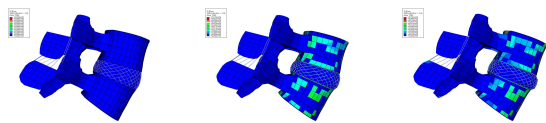


Fig 1. Whole L1-L5 FE-lumbar spine model



(a) Initial FE model (b) Deformed FE model (step1) (c) Deformed FE model (step2)

Fig 2. Mises stress and deformation of FE lumbar model under loading condition

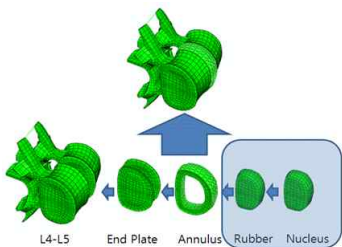


Fig 3. Poroelastic lumbar spine model

2.1 Reference model

실제 요추의 거동을 표현하기 위한 기준 요추 모델(reference lumbar spine model)을 제작하였다. CT단층촬영을 통해 얻어진 요추의 형상 데이터를 바탕으로 유한요소해석을 위한 L1-L5 FE-요추 모델을 재구성(reconstruction)하였다. 요추 각 부분의 물성치(material property)는 사체실험으로부터 얻어진 데이터 값을 적용

2.2 Poroelastic model

인공디스크 수핵 치환 모델로써 공극탄성 소재(poroelastic material)의 수핵으로 구성된 공극탄성 요추 모델(poroelastic lumbar spine model)을 제작하였다. 기준 요추 모델의 수핵을 섬유테와 종판으로부터 분리 한 후 그 사이에 수핵을 감싸는 풍선(balloon)을 삽입하였다. 풍선은 수핵 안의 내부 유체(interstitial fluid)가 수핵 밖으로 빠져나가지 못하도록 하는 기능을 가지며 더불어 수핵과 섬유테/종판 사이의 접촉(contact)을 통한 하중 전달의 중개 역할을 담당한다. 수핵은 공극탄성 물성치를 적용한 솔리드 요소를 사용하였으며, 풍선은 초 탄성(hyper-elastic) 물성치를 적용한 셸 요소를 사용하여 모델링하였다. 수핵-풍선-섬유테/종판 사이의 다중 접촉(contact)에 의한 하중 전달 방식은 절점을 공유하는 기준 요추 모델과 가장 큰 차이점이다.(Fig 3)

2.3 Boundary condition and Constraint

기준 요추 모델과 공극탄성 요추 모델은 동일한 하중 및 경계조건이 부가 되었다. L5 하단종판의 절점과 후방구조물 하단의 절점을 완전구속(6자유도) 한 상태에서 L4 상단종판의 중심 절점에 하중을 부가하였다. L4 상단종판의 절점들은 중심 절점과 kinematic coupling을 통해 구속되어 있어 중심 절점과의 상대 운동이 없도록 하였다. 하중은 연속적인 두 개의 스텝(step)을 통해 적용하였다. 첫 번째 스텝에서는 상체의 무게를 고려한 400N의 축방향 하중을 적용하였으며, 두 번째 스텝에서는 400N의 축방향 하중과 4Nm의 굽힘 모멘트를 동시에 부가하였다.[7] 두 모델의 결과 비교를 위하여 두 번째 스텝에서 L4 상단종판 중심 절점의 축하중 방향 처짐(deflection)과 굽힘 모멘트 축 방향의 회전각도(rotation angle)를 얻었다.

2.4 Optimization design

인공 디스크 요추의 거동이 실제 디스크 요추의 거동과 유사하게 발생하도록 위해 인공디스크 수핵부의 적절한 공극탄성 물성

치가 요구된다. 본 연구에서는 적절한 공극탄성 물성치를 획득하기 위한 방법으로 최적설계(optimization design)를 도입하였다. 최적 설계를 위한 설계변수(design variable)의 선정은 변화량 20%에 대한 민감도해석(sensitivity analysis)을 통해 이루어졌다. 5개의 설계변수 중 선정된 3개의 설계 변수로는 공극탄성 물성치(poroelastic properties)중 고체상(solid grain)의 체적탄성계수(bulk modulus), 초기 공극압력(initial pore-pressure), 초기 공극률(initial void ratio)이고 목적함수(objective function)로는 L4 상단중판 중심 절점의 축하중 방향 처짐과 굽힘 모멘트 축 방향의 회전각도를 선정하였다. 기준 요추 모델의 목적함수 값을 목표 값(target value)로 하여 최적 설계를 수행하였다. 3개의 설계변수에 대해 중심합성설계(central composite design)를 수행하여 필요한 15개(확장 20개)의 run set을 얻었으며,(Fig 4) 유한요소해석 툴(ABAQUS)을 이용하여 이에 대한 유한요소 해석을 수행하였다. 최종적으로 유한 해석 결과에 대해 표면응답 반응법(response surface method)을 통해 최적화를 수행하여 최적 설계 변수 값을 얻었으며, 검증을 위해 최적 설계 변수에 대한 해석을 추가적으로 수행하였다.(Table 1과 Fig 5)

3. Result and Discussion

설정된 3개의 설계변수 (체적탄성계수, 초기 공극압력, 초기 공극률)에 대한 정규화(normalization)된 최적 설계 변수 값은 각각 1.523, 1.6806, -0.4057로 나타났으며, 이를 실제 물성치로 환산한 결과를 Table 2 에 나타내었다. 최적화된 공극 탄성 요추 모델과 기준 요추 모델을 비교했을 때 축하중 방향의 처짐에 대한 편차는 step 1: -0.03928(mm), step 2: 0.00728(mm), 굽힘 모멘트 축의 회전각도에 대한 편차는 step 1: 0.13761°, step 2: -0.00203° 로서 거의 일치함을 확인하였다.(Fig 6) 따라서 최적 설계에 의해 얻어진 공극 탄성 물성치는 생체 적합한 인공 디스크 수핵 제작 시 활용 가능 하리라 판단된다. 포와송 비 0.3-0.49에 대하여 기준 요추 모델의 수핵과 공극 탄성 요추 모델의 수핵에 대한 체적탄성계수K를 비교한 결과 공극탄성수핵의 K값이 13-15배가량 더 큰 것을 확인 할 수 있었다. 이것은 적은 변형으로도 큰 압축력을 감당할 수 있음을 의미한다. 이는 하중 작용 시 접촉조건(contact condition)으로 인해 전단에 의한 반력이 발생하지 않으므로 전단 반력을 보상하기 위한 요구로 판단된다. 일반적으로 인체의 경/연 조직은 급격한 하중이 작용했을 때 강한 저항력을 발휘하고 반대로 완만한 하중에 대해서는 작은 저항력을 발휘하는 공극탄성 거동 특성을 나타낸다. 따라서 인공 디스크 수핵의 재료로서 본 연구에서 고려된 공극탄성 재료가 인체에 가장 적합하다고 판단된다.

Table 1. Results of response surface optimization and central composite design

Run/Cycle	A	B	C	X1	X2	X3	CF1	CF2
1	-1	-1	-1	1.1081E+06	4.0599E+03	1.6222E+00	-2.15294	5.90175
2	1	-1	-1	2.8919E+06	4.0599E+03	1.6222E+00	-1.97227	5.5217
3	-1	1	-1	1.1081E+06	1.5940E+04	1.6222E+00	-2.14144	5.89099
4	1	1	-1	2.8919E+06	1.5940E+04	1.6222E+00	-1.96342	5.51192
5	-1	-1	1	1.1081E+06	4.0599E+03	6.3778E+00	-1.94777	5.6719
6	1	-1	1	2.8919E+06	4.0599E+03	6.3778E+00	-1.75755	5.24888
7	-1	1	1	1.1081E+06	1.5940E+04	6.3778E+00	-1.94361	5.66789
8	1	1	1	2.8919E+06	1.5940E+04	6.3778E+00	-1.75549	5.25273
9	-1.68179	0	0	3.5000E+06	1.0000E+04	4.0000E+00	-2.1007	5.96317
10	1.68179	0	0	3.5000E+06	1.0000E+04	4.0000E+00	-1.77623	5.22969
11	0	-1.68179	0	2.0000E+06	1.0000E+01	4.0000E+00	-1.89747	5.50124
12	0	1.68179	0	2.0000E+06	1.9990E+04	4.0000E+00	-1.89249	5.50004
13	0	0	-1.68179	2.0000E+06	1.0000E+04	1.0000E+03	-2.40879	6.11317
14	0	0	1.68179	2.0000E+06	1.0000E+04	7.9990E+00	-1.81432	5.4012
15	0	0	0	2.0000E+06	1.0000E+04	4.0000E+00	-1.89747	5.50134
Optimal	1.523	1.6806	-0.4057	3.5396E+06	1.9983E+04	9.0303E+00	-1.8126	5.39274

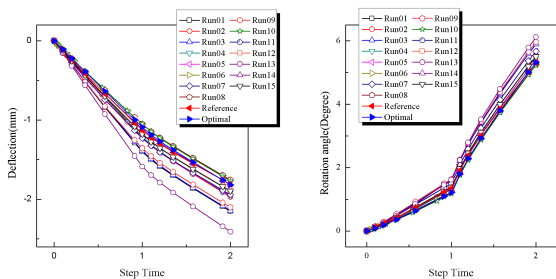


Fig 4. Results of displacement and rotation angle of loading point

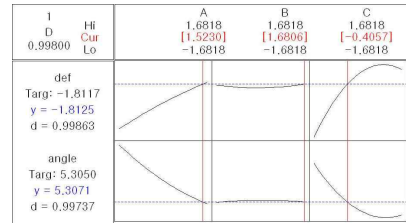


Fig 5. Results of response surface method

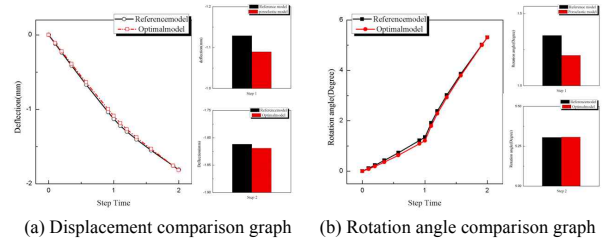


Fig 6. Results of displacement and rotation angle of two model

Table 2. Optimum poroelastic properties

공극 탄성 물성치	
Bulk modulus :	1109462.9 Pa
Initial porepressure :	19983 Pa
Initial void ratio :	3.0353

4. Conclusion

본 연구에서는 생체적합성 공극탄성 소재의 인공 디스크 수핵 제작에 필요한 공극탄성 물성치를 얻어내기 위하여 기준 요추 모델과 공극탄성 요추 모델을 구성하였다. 최적화를 통해 동일한 하중조건에서 동일한 거동(요추의 처짐과 회전각도)을 나타내는 최적 공극탄성 요추 모델을 구현하였으며, 공극탄성 수핵에 대한 세 가지 공극 탄성 물성치(고체상의 체적탄성계수, 초기 공극압력, 초기 공극률)를 획득하였다. 향후 수핵 제작과 관련된 연구 및 인공디스크 치환시술 방법 등에 있어 활용 가능할 것으로 판단된다.

Acknowledgements

이 논문은 2010년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업(2010-0001648)과 보건복지가족부 보건의료연구개발사업중개연구센터의 지원(A090213)에 의하여 이루어진 것임.

Reference

1. 권부현, 박기혁, 김 욱, 김영미, 최홍구, 우리나라의 근골격계 질환자 발생 추이 분석(1998-2007), 대한인간공학회, 2008
2. Yasuo Shikunami, A biomimetic artificial intervertebral disc system composed of a cubic three-dimensional fabric, SPINE, 10,141-152,2010
3. Christina A. Niosi, Biomechanical characterization of the three-dimensional kinematic behaviour of the Dynesys dynamic stabilization system: an in vitro study, Eur Spine J,15,913-22,2006
4. Steven A. Rundell, Effect of Nucleus Replacement Device Properties on Lumbar Spine Mechanics, SPINE,34,19,2022-2032, 2009
5. R K Wilcox, The biomechanical effect of vertebroplasty on the adjacent vertebral body: a finite element study, Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine,220,4,2006
6. H.-J. Wilke, A Novel Approach to Determine Trunk Muscle Forces During Flexion and Extension ,SPINE,28,23,2585-593,2003
7. Yamamoto Isao, Three-Dimensional Movements of the Whole Lumbar Spine and Lumbosacral Joint, Spine,14,11,1989