



척추경 나사못 선택을 위한 기계적 평가와 생체역학적 분석

하명현^a, 홍민성^b, 이문구^{b*}**Mechanical Evaluation and Biomechanical Efficacy Analysis of Pedicle Screw Design**Myung Heon Ha^a, Min-Sung Hong^b, Moon Gu Lee^{b*}^a Solgo Biomedical, 154, Seotan-ro, Seotan-myeon, Pyeongtaek, Gyeonggi-do, 17704, Korea^b Dept. of Mech. Eng., Ajou University, 206, Worldcup-ro, Yeongtong-gu, Suwon, Gyeonggi-do, 16499, Korea**ARTICLE INFO***Article history:*

Received 5 September 2018

Revised 10 October 2018

Accepted 10 October 2018

Keywords:

Pedicle screw

Pullout test

Compressive bending test

Finite element analysis

ABSTRACT

Owing to the extended average life expectancy and continued labor by older people, incidence of spinal degenerative diseases, such as spondylolisthesis and lumbar spinal stenosis, has increased. Surgical treatments of these diseases involve procedures to correct the deformation of the vertebrae using implantable devices such as pedicle screws, rods, nut screws, and lumbar interbody fusion cages. Mechanical evaluations of the pedicle screw design have thus far been limited by the consideration of only the pitch and lead of the screw's thread. In this study, we propose pedicle screws of various shapes and evaluate their mechanical strengths according to ASTM standards. In addition, biomechanical finite element models are established to overcome the limits of the tests and experiments. The stresses of individual screws and vertebrae were analyzed in detail according to the pullout forces and screw designs of the models.

1. 서론

최근 들어 의료기술의 발달로 인하여 인류의 평균수명이 연장되어 사회 활동을 하는 노년층이 늘어남에 따라 요추부 척추관 협착증(lumbar spinal stenosis)과 같은 퇴행성 요추질환의 발생되는 빈도수가 급격히 증가하고 있다^{1,2}. 현재 퇴행성 요추질환의 수술적 치료 방법으로 감압술, 유합술과 기구 고정술 등이 알려져 있다³⁻⁶.

특히, 척추경 나사못(pedicle screw)을 이용한 요추 유합술(lumbar fusion)에서는 해부학적으로 척추의 가장 튼튼한 구조물인 척추경(pedicle)에 철심을 고정한다. 이 방법으로 척추 변형을

완화하고 척수 분절(spinal segment)을 안정화하고 유합력 자체를 강화할 수 있다. 또한 수술 초기에 통증을 완화하는 데 있어 큰 역할을 하는 것으로 알려져 있다^{7,8}. 뿐만 아니라 감압술과 추간체 유합술과 함께 사용되기도 하므로 수술적 치료에 가장 많이 사용되고 있다.

척추경 나사못의 사용량이 증가하면서 고정 실패와 파손 사례가 많이 보고되고 있으며, 나사못의 고정 능력이나 강도를 개선하려는 여러 연구가 시행되어 왔고^{9,10} 그 결과 많은 척추경 나사못의 형태와 특성이 제안되었다. 생체역학적 연구결과, 척추경 나사못의 고정과 강도에 영향을 미치는 인자는 크게 3가지에서 기인한다. 그것은 척추뼈, 척추경 나사못, 수술기법 등이다.

* Corresponding author. Tel.: +82-31-219-2338

Fax: +82-31-219-1611

E-mail address: moongulee@ajou.ac.kr (Moon Gu Lee).

척추뼈의 요인은 생체역학적 특성, 골밀도 차이 등이다. 척추경 나사못의 요인은 형태, 소재, 외경, 나사산 간격(pitch), 나사산 모양 등이다. 수술기법의 요인은 나사못 삽입 길이, 삽입을 위한 척추경 천공 방법, 천공의 직경, 삽입부의 피질골 제거 여부, 골 시멘트의 사용 여부, 나사못과 연결되는 로드와 연결 방법 등이다^[11-14].

기존 연구의 생체역학적 모델은 척추 자체만을 모델링하거나, 척추경 나사못 자체만을 모델링하였다. 또한, 나사산 간격(pitch)을 일정하게 하고, 단순히 리드(lead) 수만 변화시켰을 경우에 대한 연구가 이루어졌다. 나사에 걸리는 힘도 나사 길이 방향과 평행하다고 단순하게 가정하고 인장력(pullout force)에 대한 분석만 주로 하고 있다^[15,16].

본 연구는 다양한 형태와 피치 및 리드를 갖는 척추경 나사못들을 제안하고 각각의 강도를 ASTM의 표준에 따라 기계적으로 평가한다. 또한, 나사못이 요추에 삽입된 통합적인 생체역학적 모델을 수립하여 제안된 나사못들의 생체적 적합성을 비교, 분석한다.

2. 본 론

2.1 새로운 척추경 나사못의 제안

2.1.1 퇴행성 요추 질환

퇴행성 요추 질환(degenerative lumbar diseases)은 후관절(facet joint)과 추간판(intervertebral disc)의 노화(aging) 및 퇴행화(degeneration)로 인해 척추에 불안정(instability)한 현상이 나타나는 것을 말한다^[17]. 이 불안정성의 현상은 척추체 및 후관절(facet joint)에서 골극(osteophyte)이 발생하거나 추간판의 돌출 또는 탈출로 척추관 협착증(spinal stenosis)이 발생하고 신경근이 자극되어 보행 시 하지 통증을 일으키는 것이다. Fig. 1은 퇴행성 척추 전방전위증(degenerative spondylolisthesis)에 대한 수술 전, 후 이미지이다. 이 그림은 환자의 배쪽으로 척추가 굽어서 제 위치를 벗어나 보이는 것을 척추경 나사못과 추간체융합보형재(lumbar interbody fusion cage)를 이용하여 수술하여 바로잡은 것이다.

2.1.2 척추경 나사못(Pedicle Screw) 디자인

척추는 인체에서 하중을 지지하는 중요한 역할을 하며 나이, 인종, 성별, 척추의 형상, 위치(경추, 흉추, 요추)의 영향에 의해서 변화된다. 따라서 척추경 나사못은 이러한 영향을 고려하여 설계되어야 하며 척추경 나사못(pedicle screw)의 설계요소들은 다음과 같다.

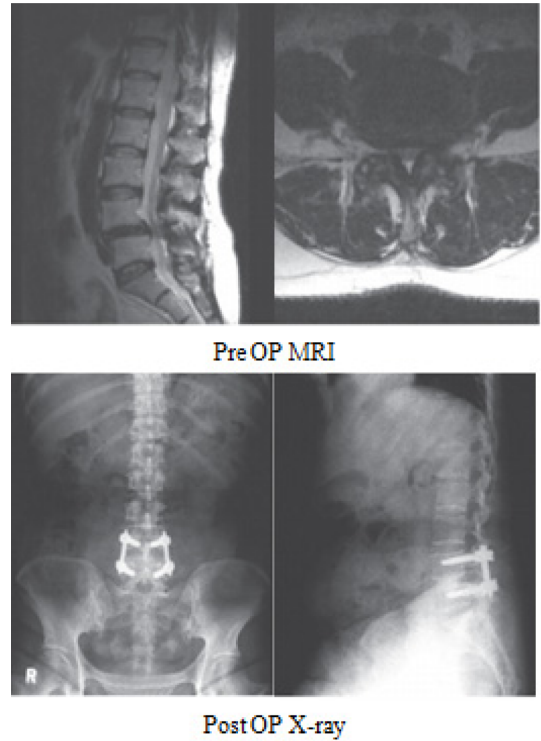


Fig. 1 Degenerative spondylolisthesis operation

- 나사의 길이와 외경 크기
- 나사의 골경 크기 및 디자인(Tapper 혹은 Straight)
- 나사산의 모양과 간격(Pitch)
- 나사의 외형 디자인(Tapper, Straight, Tapper + Straight)
- 나사와 로드의 결합

이러한 설계요소들은 척추에 전달되는 힘을 적절히 분산시키고 급격한 응력의 변화를 방지하도록 설계되어야 한다. 또한, 시술 편의성이 확보되어야 시술 시 오류를 방지하고 전체적인 시술시간을 단축할 수 있다^[18].

Fig. 2은 이러한 사항들을 고려하여 설계된 척추경 나사못의 형상이다. 이 형상들의 특징은 일반인 single thread (Fig. 2a), 시술 편의성을 향상시킨 double thread (Fig. 2b), 피질골(cortical bone)에 인체의 운동에 의한 하중이 적절히 분산되기를 기대하고 동시에 시술 편의성을 보완한 Quad thread (Fig. 2c)의 척추경 나사못을 나타내고 있다. Single thread는 단일한 나사 자루에 하나의 피치와 리드를 갖는다. Double thread는 피치가 약간 크고, 두 줄 나사이며, 나사 자루의 직경이 중간에 굵다가 얇아진다. Quad thread는 머리 바로 아래 피치가 짧은 나사산이 있고, 그 아래 나사산은 Double thread와 비슷하다. 이들에 대한 기계적 강도를 평가하고 생체역학적 특징을 분석하고자 한다.



Fig. 2 Pedicle screw design: (a) single thread, (b) double thread, (c) quad thread

2.2 척추경 나사못(Pedicle Screw)의 기계적 강도 평가

2.2.1 가장 일반적인 형태의 정적 압축 평가 방식

ASTM 1717-15^[19]의 시험규격과 방법은 임상적 안정성에 대한 시험으로 임상적 수술 후의 나사못, 기구, 척추뼈로 이루어진 구조체의 강도와 정적 특성에 미치는 영향을 실험으로 평가하고 있다.

Fig. 3과 같이 척추경 나사못을 고정하기 위해 UHMWPE (ultra high molecular weight poly ethylene) 블록으로 인공 척추체를 제작하였다. 제작된 블록에 ASTM 1717-15 규격에 따라 척추경 나사못을 삽입하고 시편의 크기는 76 mm로 하였다. 척추경 나사못의 헤드부의 U 홈에 봉(rod)을 안착시킨 후 너트(nut screw)를 헤드부와 봉을 결합하기 위해 60 Nm 이하의 소용량 토크 렌치를 이용하여 체결하였다. 이때 조임 토크는 10~12 Nm으로 설정한다²⁰⁾.

준비된 시편을 재료시험기(MTS 858 Table Top System, MTS System Corp., Mn, USA)의 중앙에 위치시키고 압축 굽힘 평가를 25 mm/min의 속도로 기계적 항복점을 지나 파괴 또는 기능 상실의 상태가 될 때까지 수행하여 하중 변위 그래프를 기록한다. 즉, 2% offset 항복 변위(mm), 압축 굽힘 항복하중(N), 압축 굽힘 극한 변위(mm), 압축 굽힘 극한 하중(N), 압축 굽힘 강성(N/mm) 등을 평가한다.

정적 압축 시험에서는 척추경 나사못의 굽힘 방향으로의 하중에 대한 강도 검증이 이루어지고 있다. 그러나, 이는 구조체의 전체의 변형과 파손은 확인 가능하지만 각각의 척추경 나사못에 가해지는 인장력(pullout force) 의한 응력(stress)을 평가하기 어렵다. 즉, 실제 개별 나사못이 척추체에서 수술 후에 가해지는 인장력에 대해서 파손이 일어나지 않는가에 대한 평가가 부족한 것이

Table 1 Details of pedicle screws

Items	Diameter (Ø)	Length (mm)	Pitch (mm)	Lead (mm)
Single thread	4.5	35	2.5	2.5
Double thread	4.5	35	3.0	6.0
Quad thread	4.5	35	2.5/1.25	5.0/5.0

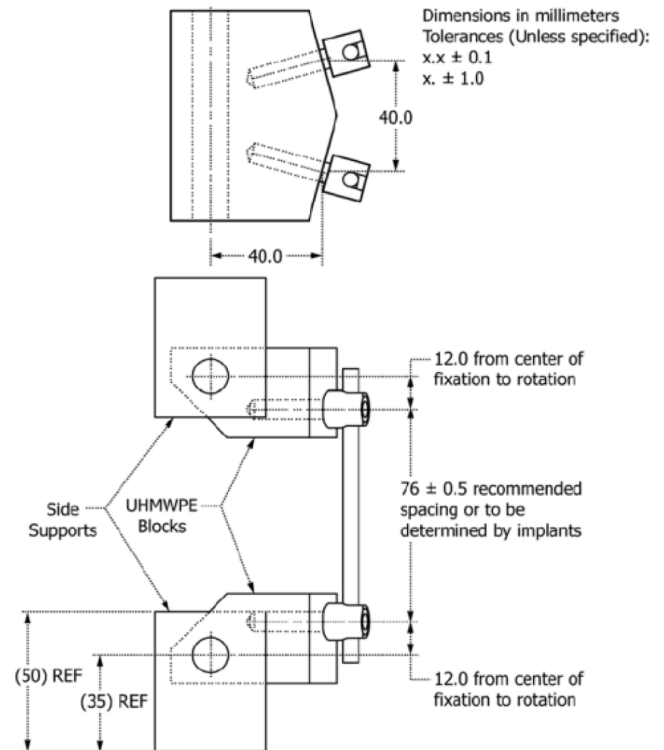


Fig. 3 ASTM F1717-15 test

다. 그러나, 사람의 인체의 골질, 척추체의 크기, 나사가 설치되는 척추체의 직경 등의 다양한 요소를 고려하여 시험하기는 한계가 있기 마련이다. 이를 해결하기 위하여 적절한 생체역학적 유한요소(finite element, FE) 모델을 수립하고 가상의 인장력을 가하여 평가하려 한다.

2.2.2 인장력에 대한 척추경 나사못의 강도 평가 방법

일반적으로 인장력이 척추경 나사못에 걸릴 때, 강도 평가는 ASTM F543-13^[21]를 근거로 한다. 생체를 모방한 폴리우레탄 폼(polyurethane Foam)에 나사못의 직경의 60% 이하로 홈을 생성하고 나사못을 삽입하고 당겨서 빠질 때까지 시험을 수행한다^[22]. 다른 방식으로는 돼지나 양의 척추체를 적출하고 나사못을 박고 나서 비슷한 방식으로 시험한다^[14,22]. 그러나, 다양한 인체에 대해 시험을 하는 것에 한계가 있고, 동물의 척추체를 구하기도 쉽지 않다.

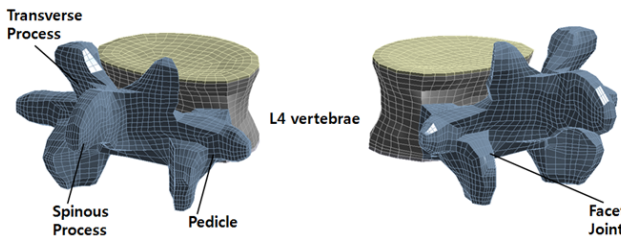


Fig. 4 3D finite element model: L4 vertebrae

이에 따라 척추체에 나사못을 삽입한 FE 모델을 구현하고 인체와 유사한 물성을 적용하여 생체적 안정성에 대한 인장력에 대한 강도를 평가하는 것이 더 효과적이다. 이 모델을 활용하면 더 면밀하게 인장력에 의한 응력 분산을 확인할 수 있는 장점도 있다.

2.3 척추경 나사못이 시술된 요추의 생체역학적 모델

2.3.1. 요추부 골조직 및 연부조직의 유한요소 모델

요추부의 3차원 FE 모델 구현을 위하여 척추체에 이상이 없는 성인의 요추 4번(L4)을 1 mm이 일정한 두께로 단층(computerized tomography, CT) 촬영을 하였다. 이후 이미지 처리 방법을 통하여 3차원 모양의 기하학적인 구조를 유한요소 프로그램에 적합한 형상으로 변경하였다. CT 데이터로부터 얻은 형상 데이터는 각 단면에 대한 바깥 경계와 안쪽 경계면의 백터화된 영상을 추출하는데 사용되었고, 이 영상 자료를 이용하여 요추부의 3차원 기하학적인 형상을 구축하였다. 3차원 FE 모델은 Fig. 4와 같이 척추체(해면골, 피질골) 후방돌기, 추간판으로 구성된다.

척추체(vertebral body & posterior element)의 피질골(cortical bone)과 해면골(cancellous bone)은 각각 다른 영역으로 구분하여 모델링 하였고, 피질골의 두께는 1 mm로 설정하였다. 후방돌기는 척추경, 추궁판(lamina), 가로 돌기(transverse process), 가시 돌기(spinous process)와 관절 돌기(articular process of facet)로 구성되었다. 절점(node)과 요소(element)로 구성된 요소망을 생성하기 위하여 8절점 블럭 요소(8-node block element)를 사용하였다. 척추체의 두 영역의 물성은 균일하고 등방성이라 가정하였다^[23-26].

척추체와 추간판(intervertebral disc) 중간에 위치하여 있는 종판(cartilaginous endplate)의 두께는 1 mm로 균일하게 모델링하였다. 척추체의 끝부위의 모양과 동일한 형태의 곡면을 가지며, 척추체 방향으로 안쪽으로 오목한 형상(concave)을 띄고 있다. 8절점 블럭 요소(8-node block element)와 6절점 사면체 요소(6-node wedge elements)로 요소망을 구성하였다.

본 연구에서 사용된 요추부 3차원 FE 모델의 각 부위들에 대한 재료의 물성치는 기존 문헌^[23-26]을 기준으로 Table 2와 같이 설정하였다. 앞에서 설명한 바와 같이, 물성은 균일하고 등방성이라 가

Table 2 Material properties in FE model of lumbar spine

Bony structures	Young's Modulus, E (MPa)	Poisson's ratio
Cortical bone	12,000.0	0.3
Cancellous bone	100.0	0.2
Posterior element	3,500	0.25
End plate	79.2	0.25

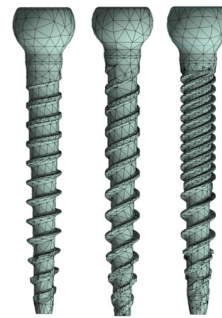


Fig. 5 FE model of pedicle screws

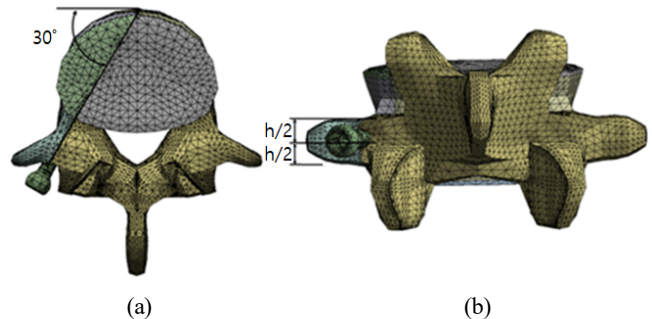


Fig. 6 L4 with pedicle screw: (a) Insertion angle (top view), (b) Insertion location (posterior view)

Table 3 Material properties of pedicle screw

Material	Young's Modulus, E (MPa)	Poisson's ratio
Ti-6Al-4V ELI	114,000	0.3

정하였다.

2.3.2 척추체 인장력 모델

척추경 나사못을 시술한 요추의 생체모델링에는 전문 범용 설계 프로그램인 Solidwork2016을 활용하였다. Fig. 5의 나사못을 Fig. 6과 같은 정상인의 요추부(L4)에 삽입하였다. 이때 L4에 나사못과 동일한 음의 형상을 구현하고 삽입하였다. 설계된 3차원 모델을 범용 유한요소 해석 프로그램(Ansys 17.2)으로 불러오고 완전한 골유합을 가정하여, 나사와 뼈에 tie-contact 조건을 적용하였다. 나사못 물성은 Table 3^[27]과 같이 생체용 티타늄 합금

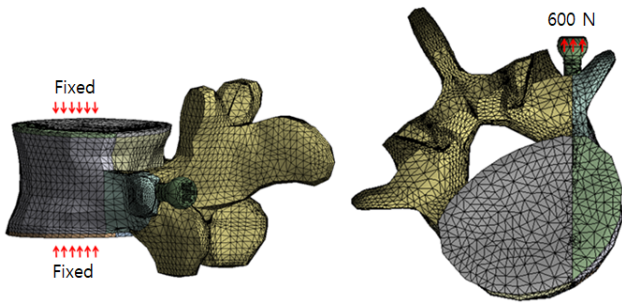


Fig. 7 Boundary conditions and loading on FE model

(Ti-6Al-4V ELI)으로 적용하였다.

시술 후에 척추가 움직일 때, 작용하는 인장력에 의한 응력과 그에 따른 강도를 분석하기 위해 요추 하위 분절인 L4 모델을 사용하였다. L4의 상종판(superior endplate), 하종판(inferior endplate)의 모든 절점(node)을 구속하였다. 요소의 형태는 Ansys 구조해석에서 널리 사용되는 Solid168 사용하였고, 절점의 수와 요소의 수는 각각 106,582개와 57,938개였다. 인장력 하중은 척추경 나사못의 머리에 나사 자루 방향으로 인장될 때까지 600 N을 인가하였다. 힘의 방향은 나사가 빠지는 방향이다. 이는 Fig. 7에 나타내었다.

3. 시험 및 해석 결과

3.1 척추경 나사못의 기계강도 강도 시험 결과

척추경 나사못의 종류에 따라, ASTM 규격의 정적 압축 하중 시험을 역시 규격에서 정한 시료 수를 기준으로 각각의 시료 6개에 대해 압축 굽힘 시험을 수행한 결과는 Table 4와 같다. Quad thread가 가장 강한 강도를 나타냈고, double thread는 quad thread와 비교하여 평균값 92 N 이상 차이로 가장 약한 강도를 나타냈다.

Quad thread의 경우 상단의 피치가 짧은 나사 산에 응력이 분산되는 효과에 따른 것으로 보인다. 이와 다르게 double thread는 나사 직경이 변화되는 지점에 응력이 집중되어 파손이 일어날 수 있는 것으로 판단된다. 이는 결국 quad thread 보다 double thread의 강도가 더 약하게 나타나는 원인이 되었다.

3.2 인장력에 대한 생체역학적 분석

생체역학적 FE 모델을 이용하여 나사못의 설계에 따라 인장력에 따른 응력을 분석하였다. 유한요소모델에서 척추체(lumbar body)에 나사못을 삽입한 모델에 대하여 Von-Mises Stress 결과는 Table 5과 Fig. 10, 13, 16과 같으며 나사못 표면에서 확인한 Von-Mises Stress 결과는 척추체와 나사못 통합 모델의 최대값

Table 4 Compressive bending test results

Specimen #	Single thread (N)	Double thread (N)	Quad thread (N)
TEST01	253.31	123.37	259.96
TEST02	232.67	167.33	244.38
TEST03	278.01	181.16	275.39
TEST04	253.31	178.19	237.94
TEST05	264.94	174.05	266.52
TEST06	252.95	175.84	270.13
Average	255.87	166.66	259.05
SD	15.05	21.71	14.88

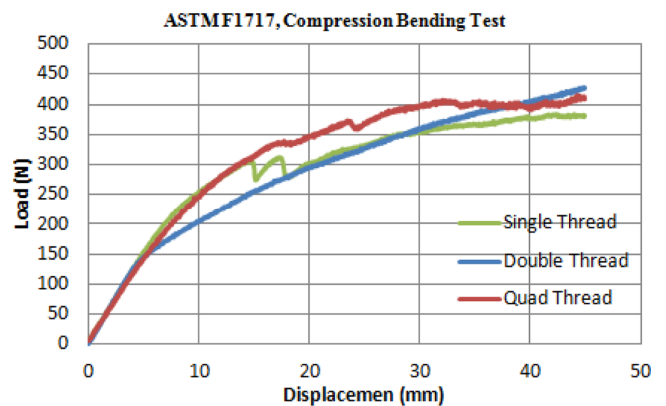


Fig. 8 Compressive bending test results

Table 5 FEA result for pullout force

Specimen	Lumbar Body + Screw (MPa)	Screw (MPa)	Lumbar Body (MPa)
Single thread	77.30	77.30	39.86
Double thread	81.39	81.39	48.15
Quad thread	132.7	132.7	84.31

과 차이를 보이지 않았다. 이는 나사못의 Von-Mises Stress 결과 값이 척추체와 나사못의 Von-Mises Stress의 결과값으로 나타나는 것으로 판단된다.

더 자세히 응력을 확인하기 위해 척추체에서 척추경 나사못이 삽입되는 척추경 부위의 응력분포를 살펴보았다. 표면의 응력을 기준으로 전술한 최대 응력에 대비하여 Single thread는 52%, Double thread 59%, Quad thread 64%가 감소한 응력을 보였다. 이는 인장력에 의한 응력이 척추체와 척추경 나사못에서 각각 나누어서 분포되기 때문이다. 대략 Single thread는 5:5, Double thread는 6:4, Quad thread는 6.5:3.5 비율로 인장력이 척추체와 척추경에 분산된다. 그러므로 척추체와 척추경 나사못은 Single thread가 인장력에 대해서 적절한 응력 분산을 보여서 더 우수한 것을 확인하였다. 이 결과는 각각의 나사 형상에 대해서 Fig. 9와

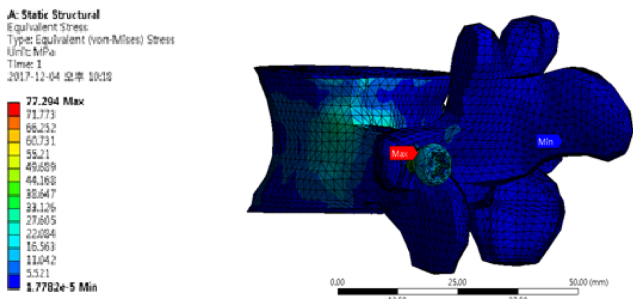


Fig. 9 FEA for pullout force: L4 and single thread

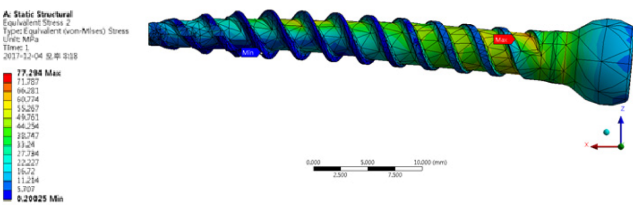
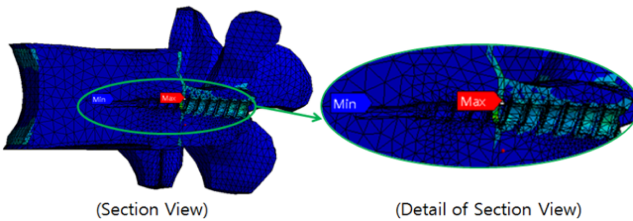
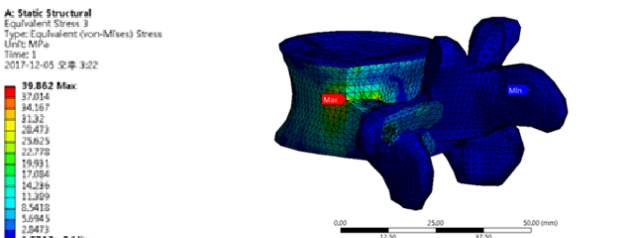


Fig. 10 FEA for pullout force: single thread



(Section View) (Detail of Section View)

Fig. 11 FEA for pullout force: L4 and single thread, sectional view

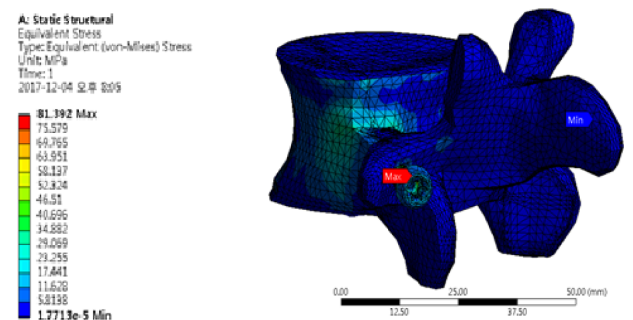


Fig. 12 FEA for pullout force: L4 and double thread

11, Fig. 12와 14, Fig. 15와 17에 나타내었다. 척추체에 주요 인장력에 의한 응력이 분포되는 부위를 보다 세밀하게 관찰해보니 척추체의 전체적인 모델의 표면에서 피질골에 응력이 집중되어

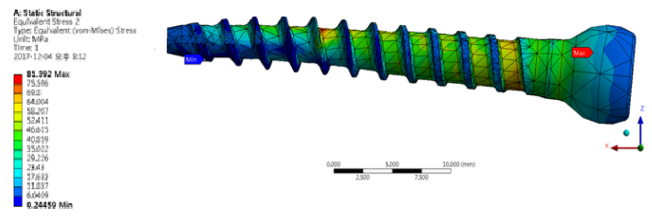
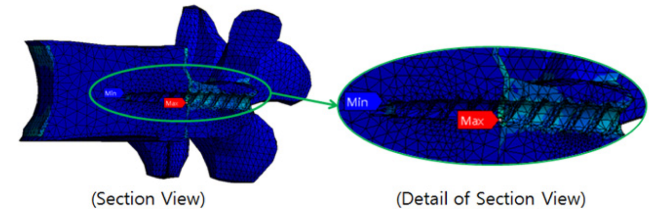
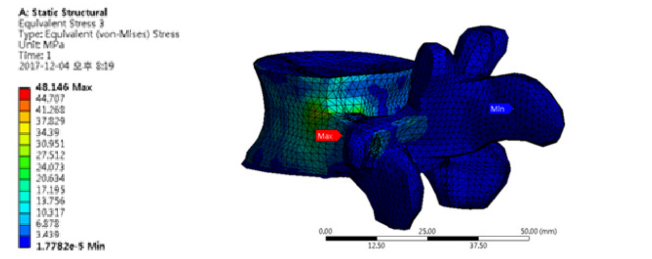


Fig. 13 FEA for pullout force: double thread



(Section View) (Detail of Section View)

Fig. 14 FEA for pullout force: L4 and double thread, sectional view

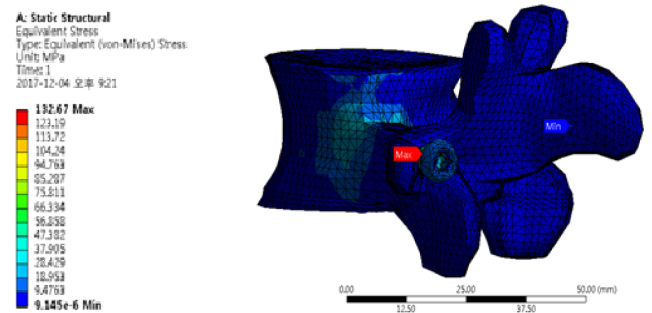


Fig. 15 FEA for pullout force: L4 and quad thread

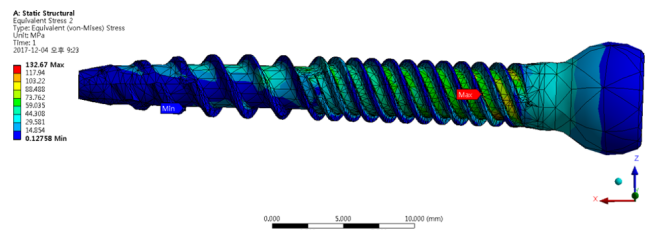


Fig. 16 FEA for pullout force: quad thread

있었다. 그러나, 척추경 나사못이 삽입되는 30°를 따라 척추체 단면을 확인한 결과 주요 응력이 전체 척추체에서 나타나는 앞의 결과와는 다르게 피질골과 후방돌기에서 응력이 주로 나타났다. 이는 피질골과 후방돌기가 인장력을 주로 담당한다는 것으로써,

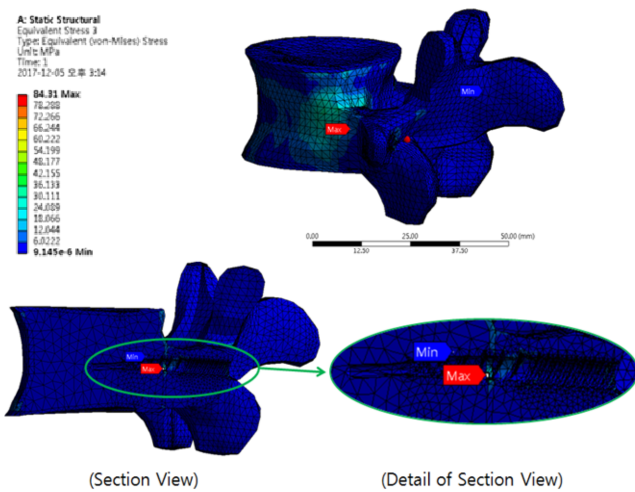


Fig. 17 FEA for pullout force: L4 and quad thread, sectional view

이러한 적절한 분산은 생체역학적 안정성의 확보에 유리하다.

4. 결론

척추경 나사못은 척추의 골절과 기형 및 변형, 퇴행성 질환 등의 치료를 위해 척추 후방고정기술에 사용되는 생체 삽입 고정장치이다. 본 연구는 척추경 나사못의 디자인의 최적설계를 위한 기계적 평가와 생체역학적 유용성을 분석한 것으로 다음과 같이 요약할 수 있다.

(1) FDA와 식약처에서 요구하는 임상적 안정성에 대한 시험 (ASTM F1717-15 test)으로 척추경 나사못이 삽입된 척추체 모사 구조의 강도와 정적 특성에 미치는 영향을 평가하였다. 실험결과 Quad Thread 259±15 N, Single Thread 256±15 N, Double Thread 167±22 N으로 척추경 나사못의 리드가 많고 나사산이 촘촘한 Quad thread를 사용할 때, 정적 압축 하중에 더 강건한 것으로 나타났다. Quad thread의 나사산의 촘촘한 부분이 응력을 분산하는 역할을 하는 것으로 판단되었다.

(2) 척추경 나사못의 종류에 따른 척추체와 나사못의 응력 변화를 살펴보기 위하여 생체역학적 특성을 고려한 유한요소 모델에서 인장력을 가하여 살펴보았다. 인장력은 피질골과 후방돌기로 적절히 분산되어 있었다. 유한요소 모델의 절단면(section view)를 기준으로 분석한 결과 피질골에서 인장력에 의한 응력이 크게 집중되며 나사의 리드수가 적은 설계에서 피질골과 후방돌기에서 응력이 적절히 분산되어 인장력을 적절히 분담하는 것으로 나타났다.

이 연구에서는 Single thread가 생체역학적으로 안정성이 더 유리한 것으로 보인다. 그러나 이 결과는 Table 5에서와 같이 일반적인 인체 뼈의 인장강도(100~121 MPa)을 고려하였을 때, Quad

thread의 응력이 과도하게 계산된 측면이 있다. 이에 대한 추후 연구가 필요하다.

(3) 본 연구에서는 기계적 평가와 유한요소 해석이 병행 실시되었다. 하지만 척추경 나사못의 임상적 구조체(Pedicle screw, Rod, Nut screw의 조합)에 대한 디자인의 영향과 환자의 체내 환경에서의 피로 수명에 대한 영향을 평가하지 못했다. 이에 임상 및 전임상 통한 척추체의 인장력에 대한 강도를 실험적 비교를 통해 한계점을 극복하고 척추체 모델을 더욱 발전시켜 임상적 모델을 다양하게 구현하여 생체역학적 분석에 대한 신뢰성을 확보해야 할 것이다.

후 기

이 성과는 2018년도 정부(과학기술정보통신부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임(No. NRF-2018R1A2B 2002683)

References

- [1] Hilibrand, A. S., 1999, Rand N. Degenerative Lumbar Stenosis : Diagnosis and Management, J. Am. Acad. Orthop. Surg., 7 239-249.
- [2] Taylor, V. M., Deyo, R. A., Cherkin, D.C., Kreuter, W., 1994, Low Back Pain Hospitalization : Recent United States Trends and Regional Variations, Spine, 19 1207-1213.
- [3] Johnsson, K. E., Rosen, I., Uden, A., 1992, The Natural Course of Lumbar Spinal Stenosis, Clin Orthop., 279 82-86.
- [4] Cho, J. M., Yoon, S. H., Park, H. C., Park, H. S., Kim, E. Y., Ha, Y., 2004, Surgery of Spinal Stenosis in Elderly Patients: Bilateral Canal Widening Through Unilateral Approach, J. Korean Neurosurg. Soc., 492-497.
- [5] Rao, R. D., Wang, M., Singhal, P., McGrady, L. M., Rao, S., 2002, Intradiscal Pressure and Kinematic Behavior of Lumbar Spine After Bilateral Laminotomy and Laminectomy, Spine, 2 320-326.
- [6] Chen Y. C., Lee, S. H., Chen, D., 2003, Intradiscal Pressure Study of Percutaneous Disc Decompression With Nucleoplasty in Human Cadavers, Spine, 28 661-665.
- [7] Suk, S. L., Kim, W. J., Lee, S. M., Kim, J. H., Chung, E. R., 2001, Thoracic Pedicle Screw Fixation in Spinal Deformities, Spine, 26:18 2049-2057.
- [8] Oda, I., Cunningham, B. W., Lee, G. A., Abumi, K., Kaneda, K., McAfee, P. C., 2000, Biomechanical Properties of Anterior Thoracolumbar Multi-Segmental Fixation, Spine, 25:18 2303-2311.
- [9] Postacchini, F., Cinotti, G., Perugia, D., Gumina, S., 1993, The Surgical

- Treatment of Central Lumbar Stenosis. Multiple Laminotomy Compared With Total Laminectomy, *J. Bone and Joint Surgery*, 75 386-392.
- [10] Verbiest, H., 1954, A Radicular Syndrome From Developmental Narrowing of the Lumbar Vertebral Canal, *J. Bone and Joint Surgery*, 36B 230-237.
- [11] Nasca, R. J., 1989, Rationale for Spinal Fusion in Lumbar Spinal Stenosis, *Spine*, 14 451-454.
- [12] Esses, S. I., Doherty, B. J., Crawford, M. J., Dreyzin, V., 1996, Kinematic Evaluation of Lumbar Fusion Techniques, *Spine*, 21 676-684.
- [13] Suk, S. I., Kim, W. J., Lee, S. M., Kim, J. H., Chung, E. R., 1995, The Diameter and Changes of the Vertebral Pedicles After Screw Insertion, *J. Korean Orthop.*, 2:2 168-176.
- [14] Kim, K. T., Lee, S. U., Kim, Y. W., Hong, G. P., Mun, M. S., 1998, A Biomechanical Study of Screw Designs of Transpedicular Screw on the Fixation Strength, *J. Korean Orthop.*, 33:2 350-358.
- [15] Yoo, M. C., Lee, S. U., Kim, K. T., Sun, S. D., Kim, I. Y., Moon, M. S., 1995, A Biomechanical Study on the Fixational Strength of the Trans-Pedicular Screw -In Vitro Measurement, *J. Korean Orthop.*, 30:3 459-469.
- [16] Ahn, M. W., Han, J. H., Koo, J. W., Chung, S. M., Cho, J. H., 2007, Morphologic Feasibility of Pedicle Screw Insertion in Korean, *J. Korean Orthop.*, 42:2 255-263.
- [17] Fritz, J. E., Delitto, A., Welch, W. C., Erhard, R. E., 1998, Lumbar Spinal Stenosis : A Review of Current Concepts in Evaluation, Management and Outcome Measurements, *Arch. Phy. Med. Rehabil.*, 79 700-708.
- [18] Nam, K. W., Chang, S. M., Lee, S. H., Cho, M. W., 2001, A Study on the Finite Element Analysis and Machining Methods for Optimum Design of Pedicle Screw System, *Proceedings of the Korean Soc. Precis. Eng., Autumn Conference*, 634-638.
- [19] ASTM, 2004, Standard Test Methods for Spinal Implant Constructs in a Vertebrectomy Model, ASTM F1717-04, USA.
- [20] Park, W. M., Kim, Y. H., 2009, Analysis of Static Properties of Polyaxial Pedicle Screw System According to Tightening Torque, *Proceedings of the Korean Soc. Precis. Eng., Autumn Conference*, 619-620.
- [21] ASTM, 2013, Standard Specification and Test Methods for Metallic Medical Bone Screws, ASTM F543-13, USA.
- [22] Yaman, O., Demir, T., Arslan, A. K., Iyidiker, M. A., Tolunay, T., Camuscu, N., Ulutas, M., 2015, The Comparison of Pullout Strengths of Various Pedicle Screw Designs on Synthetic Foams and Ovine Vertebrae, *Turk Neurosurg.*, 25:4 532-538.
- [23] Goel, V. K., Monroe, B. T., Gilbertson, L. G., Brinckmann, P., 1995, Interlaminar Shear Stresses and Laminae Separation in a Disc. Finite Element Analysis of the L3-L4 Motion Segment Subjected to Axial Compressive Loads, *Spine*, 20:8 887-900.
- [24] Shirazi-Adl S. A., Suresh, C., Shrivastava, E. S., Abdul, M. A., 1995, Stress Analysis of the Lumbar Disc-Body Unit on Compression: A Three-dimensional Nonlinear Finite Element Study, *Spine*, 20:8 887-900.
- [25] Sharma, M., Langrana, N. A., Rodriguez, J., 1995, Role of Ligaments and Facets in Lumbar Spinal Stability, *Spine*, 20:8 887-900.
- [26] Smit, T. H., Odgaard, A., Schneider, E., 1997, Structure and Function of Vertebral Trabecular Bone, *Spine*. 22:24 2823-2833.
- [27] Park, J. S., Seo, T. I., Bae, J. S., Yoon, G. S., 2006, Development and Evaluation for the Micro-Movement Structure of Interspinous, *J. Korean Soc. Manuf. Technol. Eng.*, 15:3 127-132.