Journal of Biomedical Engineering Research 36: 276-282 (2015)
http://dx.doi.org/10.9718/JBER.2015.36.6.276

학 술 논 문

척추경나사못을 이용한 유합술과 동반 시술된 극돌기간 삽입기구의 생체역학적 연구

김영현[1] · 박은영[2] · 이성재[3]

[1]부산지방식품의약품안전청 시험분석센터, [2]식품의약품안전평가원 의료기기심사부, [3]인제대학교 의용공학부

Biomechanical Analysis of a Combined Interspinous Spacer with a Posterior Lumbar Fusion with Pedicle Screws

Y.H. Kim[1], E.Y. Park[2] and S.J. Lee[3]

[1]Center for Food & Drug Analysis, Ministry of Food and Drug Safety, Busan 608-829, South korea
[2]Department of Medical Device Evaluaion, Ministry of Food and Drug Safety, Cheongju, Chungbuk 363-954, South korea
[3]Department of Biomedical Engineering, Inje University, Gimhae, Gyeongnam 621-749, South korea
(Manuscript received 14 October 2015; revised 8 December 2015; accepted 9 December 2015)

Abstract: Recently, during the multi-level fusion with pedicle screws, interspinous spacer are sometimes substituted for the most superior level of the fusion in an attempt to reduce the number of fusion level and likelihood of degeneration process at the adjacent level. In this study, a finite element (FE) study was performed to assess biomechanical efficacies of the interspinous spacer combined with posterior lumbar fusion with a previously-validated 3-dimensional FE model of the intact lumbar spine (L1-S1). The post-operative models were made by modifying the intact model to simulate the implantation of interspinous spacer and pedicle screws at the L3-4 and L4-5. Four different configurations of the post-op model were considered: (1) a normal spinal model; (2) Type 1, one-level fusion using posterior pedicle screws at the L4-5; (3) Type 2, two-level (L3-5) fusion; (4) Type 3, Type 1 plus Coflex^{TM} at the L3-4. hybrid protocol (intact: 10 Nm) with a compressive follower load of 400N were used to flex, extend, axially rotate and laterally bend the FE model. As compared to the intact model, Type 2 showed the greatest increase in Range of motion (ROM) at the adjacent level (L2-3), followed Type 3, and Type 1 depending on the loading type. At L3-4, ROM of Type 2 was reduced by 34~56% regardless of loading mode, as compared to decrease of 55% in Type 3 only in extension. In case of normal bone strength model (Type 3_Normal), PVMS at the process and the pedicle remained less than 20% of their yield strengths regardless of loading, except in extension (about 35%). However, for the osteoporotic model (Type 3_Osteoporotic), it reached up to 56% in extension indicating increased susceptibility to fracture. This study suggested that substitution of the superior level fusion with the interspinous spacer in multi-level fusion may be able to offer similar biomechanical outcome and stability while reducing likelihood of adjacent level degeneration.

Key words: Finite element, Interspninous spacer, Posterior lumbar fusion, Adjacent segment disease

I. 서 론

노인 인구의 증가에 따라 척추의 퇴행성 변화에 의한 신경 압박으로 요통이나 하지의 동통을 가지는 퇴행성 요추 질환의 발생 빈도가 급속히 증가하고 있다[1].

척추경 나사못(pedicle screw fixation, PSF)을 이용한 유합술은 손상된 척추를 인위적으로 고정 후 움직임을 제어하여 병변 분절의 안정성을 회복하고 신경의 압박을 줄여 통증을 해소 함으로써 퇴행성 요추 질환의 치료를 위한 대표적인 수술적 방법 중 하나로 널리 사용되고 있다[2]. 그러나 시술 분절의 운동성 감소에 따른 인접 분절의 상대적

Corresponding Author : Sung-Jae Lee
Biomedical Engineering, Clinical Biomechanics LAB, Inje University, #607, Obang-Dong, Gimhae-shi, Gyoungnam, 621-749, Korea
TEL: +82-55-326-5747 / FAX: +82-55-327-3292
E-mail: sjl@bme.inje.ac.kr

인 운동성 증가와 삽입된 고정기기의 높은 구조적 강성도로 인한 응력 방패 현상은 인접 분절의 추가적인 퇴행을 가속화 한다고 보고되고 있다[3,4]. 또한 퇴행성 요추 질환의 주요 대상이 골다공증을 겪고 있는 고령의 환자이며, 병변 부위가 한 분절이 아닌 여러 분절(multi-level)에 걸쳐 발생할 경우 인접 분절증 발생 가능성이 높아지고 나사못의 골유합이 정상적으로 이루어지지 않거나 골절 등의 추가적인 합병증이 발생하여 환자의 수술적 부담을 가중시키는 것으로 알려졌다[2,5].

이러한 문제점을 보완하기 위해 개발된 극돌기간 삽입기구(interspinous spacer, ISS)는 퇴행성 요추부 질환인 요추간 협착증 치료를 위하여 사용되며 기존의 척추경 나사못과 달리 추궁(lamina)을 포함한 후방 구조의 절제 없이 병변 분절의 극돌기(interspinous process) 사이에 삽입되어 기존의 추간체 높이를 회복하고 신경다발이 지나가는 통로 공간을 확보하여 신경압박에 따른 통증을 줄여주는 효과를 보인다[6]. 그러나 요추의 신전 운동(extension)을 제외한 운동에 대하여 고정력이 부족하며, 시술 분절의 척추경 및 극돌기의 골절에 대한 합병증이 보고되고 있다[5,6].

최근 퇴행성 요추부의 다분절(multi-level)에 대한 수술 방법으로 척추경 나사못을 이용한 유합술과 동반하여 병변 분절의 가장 상위 분절에 극돌기간 삽입기구를 삽입하는 시술 방법이 소개되어 환자 병변 부위의 유합 분절을 줄이고 인접 분절의 추가적인 퇴행을 예방할 것으로 기대되고 있다[5]. 그러나 기존 극돌기간 삽입기구의 단독 시술에 대한 연구는 이루어져 왔으나[7], 해당 시술 방법에 따른 요추부의 운동성 변화 및 척추경과 극돌기의 골절 가능성에 대한 생체역학적 연구는 부족한 실정이다[5,6].

따라서 본 연구에서는 유한요소법(Finite element method)을 이용하여 척추경 나사못과 동반 시술된 극돌기간 삽입기구의 시술 및 인접 분절의 요추부 운동성(ROM, range of motion), 골밀도 변화에 따른 요추부의 강성도(stiffness)와 시술 분절의 척추경 및 극돌기의 응력 분포(stress distribution)를 확인하였으며, 이를 척추경 나사못을 사용한 기존의 시술 모델과 비교 분석 하였다.

II. 재료 및 방법

1. 요추부의 3차원 유한요소 모델 구축

요추부의 3차원 유한요소 모델 구현하기 위하여 병변이 없는 성인 남성(25세, 175 cm, 68 kg)의 요추를 1 mm 간격으로 컴퓨터 단층 촬영(CT)하였다. 이후, 이미지 처리 기법을 통하여 제 1요추부터 제 1천추까지 3차원 형태의 기하학적인 데이터를 유한요소 프로그램에 적합한 형식으로 변환 하였다[8]. 본 요추 모델은 피질골, 해면골, 종판, 척추

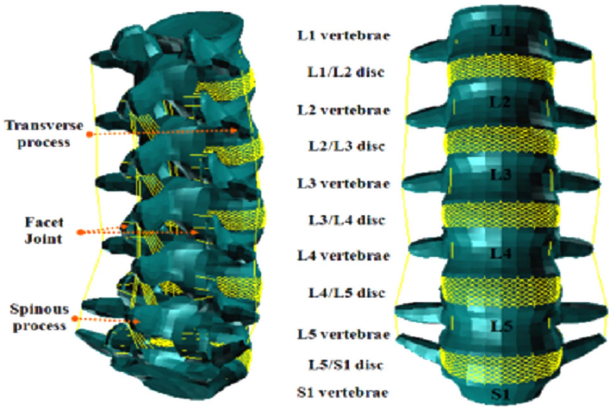

그림 1. 정상 요추부의 3차원 유한요소 모델(L1-S1).
Fig. 1. Three-dimensional FE model of an intact human L1-S1.

관절 돌기 부분을 구성되었으며 7종류의 주요 인대 (전종인대(ALL), 후종인대(PLL), 황색인대(LF), 관절낭인대(CL), 횡돌기간인대(ITL), 극간인대(ISL), 극상인대(SSL))의 비선형적 물성을 고려하여 구현되었다(그림 1)[8,9]. 또한 후관절 사이에는 접촉 간격 요소(contact gap element, GAPUNI)를 사용하여 후관절 면의 안쪽에 위치한 연골층의 생리학적 특성을 구현하고자 하였다[9]. 요추 모델의 각 구성 요소에 대한 물성치는 문헌을 참고하여 적용하였다(표 1)[10-14]. 구현된 요추부 모델은 압축 하중 하에서의 강성도(stiffness)와 추간판 내 압력(predicted intradiscal pressure)을 발표된 이전 연구의 결과들과 비교함으로써 검증되었다[8]. 본 연구에서는 상용 유한요소해석 소프트웨어인 ABAQUS (Habbitt, Karlsson & Sorensen, Inc., RI, USA)를 사용하여 해석을 진행하였다.

2. 시술 및 골다공증성 모델 구축

시술모델의 극돌기간 삽입기구 및 척추경 나사못의 삽입은 정상 요추의 L3-4와 L4-5를 수정하여 구현되었다. 극돌기간 삽입기구는 해당 시술법에 임상적으로 사용되고 있는 Coflex^{TM}를 사용하였으며[5], 척추경 나사못과 동반 시술된 극돌기간 삽입기구와 척추경 나사못을 사용한 기존의 시술 모델을 비교하기 위하여 다음과 같은 정상 요추부 모델 및 세 가지 시술 모델을 사용하였다(그림 2):

(1) Normal spinal model (L1-S1);

(2) Type 1, one-level fusion using posterior pedicle screws (Ti6A14V, E = 114GPa, υ = 0.3, Φ = 6 mm) at the L4-5;

(3) Type 2, two-level (L3-5) fusion;

(4) Type 3, Type 1 plus Coflex^{TM} (Ti6A14V, E =

표 1. 요추부 유한요소 모델에 사용된 다양한 물성치.
Table 1. Material properties used in the finite-element model of the lumbar spine.

Material	*Young's modulus E (MPa)*		*Poisson's ratio*	*Cross-sectional area (mm^2)*
Cortical bone	12000		0.3	-
Cancellous bone	100		0.2	-
Bony				
Posterior element	3500		0.25	-
End plate	25		0.25	-
Annulus ground	4.2		0.45	-
Nucleus pulposus	1.0		0.499 (incompressible)	-
Annulus fibers				
Layer 1/2	550		-	0.50
Layer 3/4	495		-	0.39
Layer 5/6	413		-	0.31
Layer 7/8	358		-	0.24
Ligaments				
ALL	7.8 (< 12%)	20 (> 12%)	-	63.7
PLL	10 (< 11%)	20 (> 11%)	-	20
LF	15 (< 6.2%)	19 (> 6.2%)	-	40
CL	7.5 (< 25%)	33 (> 25%)	-	30
ITL	10 (< 18%)	59 (> 18%)	-	1.8
ISL	10 (< 14%)	12 (> 14%)	-	40
SSL	8 (< 20%)	15 (> 20%)	-	30

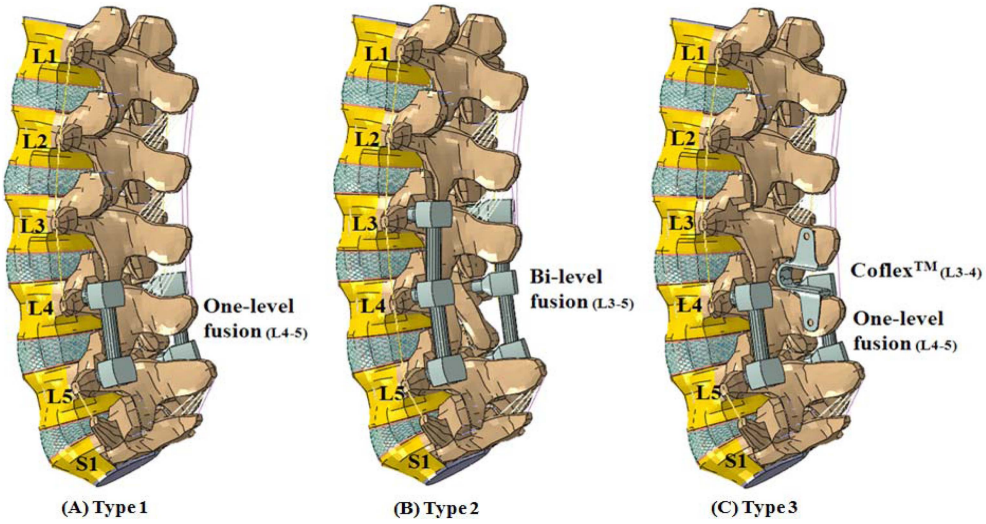

그림 2. 시술 모델: (A) Type 1, 척추경 나사못을 사용한 단분절(L4-5) 유합 모델, (B) Type 2, 척추경 나사못을 사용한 두 분절(L3-5) 유합 모델, (C) Type 3, Type 1에 Coflex™(L3-4) 결합 모델
Fig. 2. Post-operative models: (A) Type 1, one-level fusion using pedicle screws at the L4-5, (B) Type 2, bi-level (L3-5) fusion with pedicle screws, (C) Type 3, Type 1 plus Coflex™ at the L3-4

114GPa, υ = 0.3, Paradigm spine, Wurmlingen, Germany) at the L3-4.

Coflex™의 삽입을 위하여 극간인대(interspinous ligament)를 절제하고 극상인대(supraspinous ligament)의 일부를 제거하였다[5,7].

척추경 나사못은 상관절 돌기 외연을 지나는 중축과 횡돌기를 양분하는 횡축이 만나는 점에서 시작하여 척추경의 축을 따라 삽입하는 Inward method로 관절낭인대(facet capsular ligament), 극상인대(supraspinous ligament)를 제거하여 삽입하였으며[15], 골과의 경계면은 완전한 유합을 가정하여 'tie contact' 조건을 적용하였다[8,16]. 또한 Coflex™ 의 2쌍의 날개에 의한 압박 고정을 구현하기 위하여 극돌기와 기기의 접촉면에 0.3의 마찰계수를 사용하였다[8,16]. Coflex™ 의 삽입에 따른 극돌기와 척추경에서의 응력분포는 요추부의 골밀도 변화에 따라 확인하였다.

요추의 골다공증성 모델을 구축하기 위하여 정상 요추부의 골조직에 해당하는 부분의 탄성계수를 해면골(cancellous bone) 66%, 치밀골(cortical shell), 종판(endplates), 후방구조물(posterior elements)의 경우 33%를 감소시켜 구현하였다[17]. 또한 요추의 골밀도 감소에 따른 요추부 강성도의 추이 변화를 확인하기 위하여 정상 및 골다공증 요추 모델의 중간 값에 해당하는 물성치 (해면골 33%, 치밀골, 종판, 후방구조물의 경우 16.5% 감소)를 적용하여 골감소증(osteopenia) 모델을 구현하였다.

3. 하중 및 구속 조건

주어진 하중을 회전 각도로 나눈 값을 추체의 강성도로 정의하고, 제 1천추의 하종판을 모든 방향에 대하여 움직임이 없도록 구속한 상태에서 제 1요추의 상종판에 신전(extension), 굴곡(flexion), 축회전(axial rotation), 측굴곡(lateral bending) 운동을 위한 모멘트 10 Nm와 400N의 압축 follower load를 적용하여 각 모델의 강성도를 확인하였다[8,9]. 시술 및 인접분절의 운동성을 예측하기 위하여 Hybrid protocol(정상 모델 10 Nm)을 사용하였으며[18], 척추경과 극돌기의 파단 가능성은 각 골 항복 강도 대비 PVMS (peak von Mises stress)의 비율에 따라 평가하였다[19].

III. 결 과

1. 시술 및 인접 분절의 운동성

정상 모델과 비교하여, 인접 분절(L2-3)에서의 운동성은 요추의 운동 방향과 상관없이 Type 2에서 가장 크게 증가(16~68%)하였으며 Type 3(3~59%), Type 1(1~19%) 순이었다. 여기서 Type 3는 신전 운동을 제외하고 Type 2보다 Type 1에 유사한 운동성을 보였다(그림 3). 상위 시술 분절(L3-4)에서 Type 3는 신전 운동에서의 경우에만 55%가 감소하였으며, 굴곡 운동에서의 경우에는 극간인대와 극상인대의 절제와 L4-5에서의 척추경 나사못 삽입으로 인한 운동성 감소에 따른 운동성 34%가 증가한 것과 비교할 때(그림 3A), Type 2의 운동성은 모든 운동 방향에서 34~56% 감소하였다.

L4-5에서 모든 시술 모델의 운동성은 굴곡(58~76%) 및 신전(60~84%) 운동에서 가장 크게 감소하였다. L3-4에서 Type 3의 축회전 및 측굴곡에 대한 영향은 미비하였다(그림 3C, D).

2. 골밀도에 따른 요추부의 강성도 변화

10 Nm 적용 시 정상 골밀도 모델의 강성도는 굴곡 운동에서 0.43 Nm/deg, 신전 0.49 Nm/deg, 측굴곡 0.55 Nm/deg, 회전 1.80 Nm/deg를 보였으며 골감소증, 골다공증 모델의 상대적인 강성도 변화는 그림 4와 같다. 요추의 골부분을 구성하고 있는 해면골, 치밀골, 종판, 후방구조물의 물성치가 감소할수록, 요추의 운동 상태와 상관없이 모든 운동에서 그 강성도가 감소하는 결과를 보였으며 골감소증에서 골다공증 상태가 되었을 때 그 감소하는 정도가 증가하였다. 골다공증 요추의 강성도 변화는 정상 모델과 비교할 때 축회전(18.5% 감소)에서 가장 크게 나타났으며 측굴곡(12%), 신전(10.5%), 굴곡(7.5%) 운동 순으로 감소하였다.

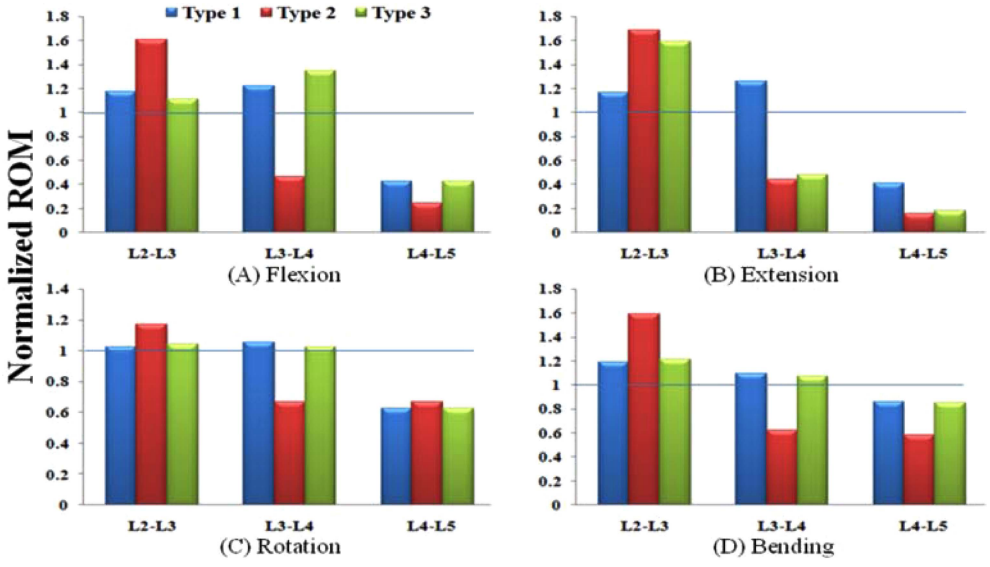

그림 3. 정상 모델에 대하여 표준화된 시술 모델의 시술(L3-5) 및 인접(L2-3) 분절 운동성: (A) 굴곡, (B) 신전, (C) 축회전, (D) 측굴곡 운동.
Fig. 3. Range of motion (ROM) at the operated (L3-5) and adjacent (L2-3) levels normalized to ROM of the intact model: (A) Flexion, (B) Extension, (C) Axial Rotation, (D) Lateral Bending.

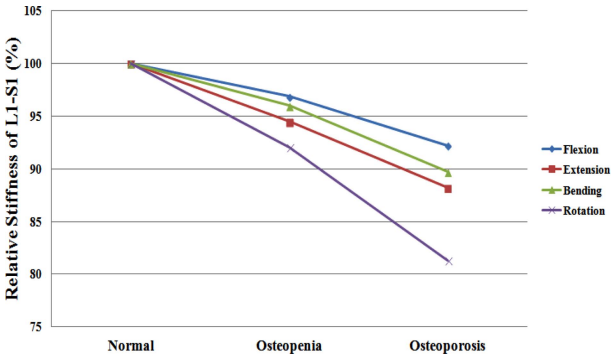

그림 4. 요추부(L1-S1)의 골밀도에 따른 굴곡, 신전, 측굴곡, 축회전 운동에서의 강성도 변화.
Fig. 4. Stiffness changes of the lumbar (L1-S1) along with bone quality under various motions.

또한 골감소증 모델에서도 골다공증 모델과 유사하게 축회전, 측굴곡, 신전, 굴곡 운동 순으로 감소하였으며 각각 8%, 5.5%, 4%, 3% 감소한 결과를 보였다.

3. 척추경 및 극돌기의 파단 가능성

Type 3의 정상골 모델의 경우, 신전 (35%) 운동을 제외한 모든 운동 방향에 대하여 20% 미만의 항복 강도 대비 PVMS를 나타냈다.

그러나 Type 3의 골다공증성 모델에서는 척추경에서 최대 56%의 항복 강도 대비 PVMS를 보이며 골절에 대한 가능성을 증가시켰다(그림 5).

IV. 고 찰

척추경 나사못을 이용한 유합술은 90% 이상의 골유합 성공률을 보이며 퇴행성 요추부 질환에서 가장 대표적으로 사용되는 수술적 방법이다[2].

하지만 이러한 방법은 수술 시 수술 절개가 비교적 크다는 단점이 있으며 시술 분절의 운동성 감소로 인한 인접 분절의 상대적인 운동성 증가로 인접 분절 추간판 내압이 증가하여 추가적인 퇴행이 발생할 가능성이 높다고 알려져 있다. 인접 분절 병증은 유합술의 분절이 많을 수록 발생할 가능성이 높아지며 퇴행성 요추 질환의 주요 대상이 골다공증을 겪고 있는 고령의 환자인 것을 고려할 때 나사못의 골유합이 정상적으로 이루어지지 않거나 골절 등의 추가적인 합병증이 발생할 가능성이 있다[3,4].

이러한 문제점을 보안하기 위해 개발된 극돌기간 삽입기구는 퇴행성 요추부 질환인 요추간 협착증 치료를 위하여 주로 사용되고 있다. 본 연구에서 사용된 Coflex™은 U 형태의 몸통과 양끝의 2쌍의 날개가 있으며 극돌기간 삽입 후 양 날개를 사용하여 압박 고정 함으로써 시술 분절의 신전 운동을 제한하고 요추관과 추간공의 압박을 예방하는 효과를 기대할 수 있다[5,7].

이러한 기기의 특성을 통하여 척추경 나사못을 이용한 유합술과 동반되어 병변 분절의 가장 상위 분절에 극돌기간 삽입기구를 삽입하는 시술 방법이 최근 시행되고 있으며 본 연구에서는 유한요소법을 이용하여 척추경 나사못과 동반 시술된 극돌기간 삽입기구의 효과를 생체역학적으로 확인하

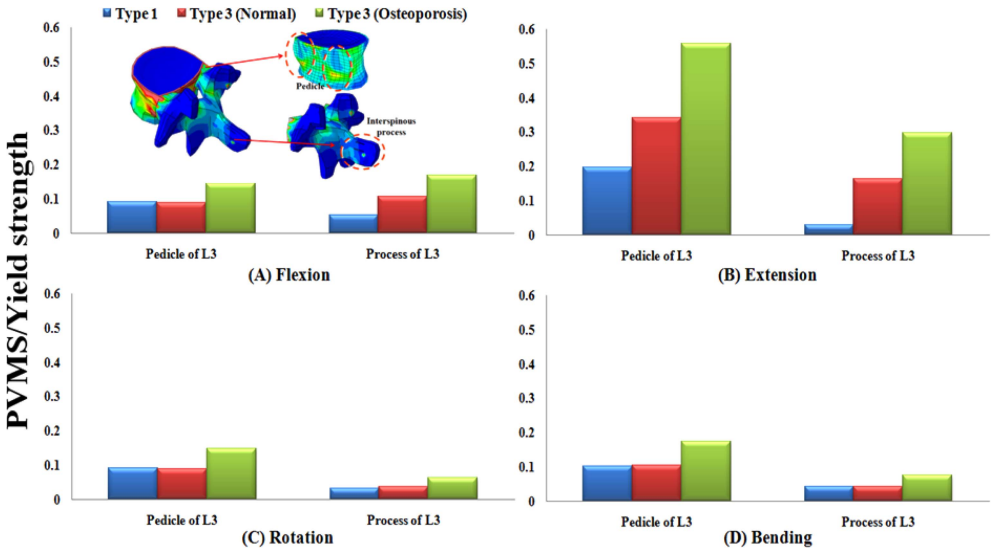

그림 5. 극돌기간 삽입기구 삽입에 따른 척추경 및 극돌기에서의 골밀도 변화에 따른 각 항복 강도 대비 PVMS: (A) 굴곡, (B) 신전, (C) 축회전, (D) 측굴곡 운동.
Fig. 5. Post-op peak von Mises stresses (PVMS) at the pedicle and the process around the interspinous spacer (Type 3) with respect to changes of bone quality, normalized to their yield strengths: (A) Flexion, (B) Extension, (C) Axial Rotation, (D) Lateral Bending.

고자 하였다.

운동성의 경우 PSF가 삽입된 모든 시술 모델의 L4-5에서, 요추에 적용된 하중 조건과 상관없이 그 운동성이 제한되었으며, 특히 굴곡, 신전 운동에서 58~84% 가량의 운동성이 감소하며 Lin et al.의 연구와 유사한 결과를 보였다[20]. PSF가 bi-level에 시술되었을 경우 one-level 시술된 모델에 비하여 L4-5에서 더 높은 운동성 감소율을 보였으며 L3-4에서도 모든 방향의 운동성을 제한하였다. ISS가 시술된 Type 3의 L3-4 운동성은 Kettler et al.에서 언급한 바와 같이 신전 운동을 제외한 굴곡, 회전, 측굴곡 운동에 대하여는 그 고정력이 미비하였다[21]. 이에 따라 Type 3는 Type 2와 비교하여 인접 분절의 운동성 증가를 상대적으로 감소시켰으며, 이는 인접 분절의 퇴행성 변화를 줄이는데 기여할 수 있을 것으로 보인다. 그러나 PSF 시술로 인한 운동성 감소와 ISS 시술에 따른 후방 인대의 제거로 인하여 Type 3의 상위 시술 분절(L3-4)은 굴곡 운동 시 정상 모델과 비교하여 34% 증가한 운동성을 보였으며 이는 ISS 시술 시 후방 인대 절제 정도에 따라 시술 분절의 굴곡 변형에 대한 불안정성을 악화시킬 개연성도 있을 것으로 사료된다[5].

본 연구에서는 골밀도 변화에 따른 Type 1과 Type 3의 시술 분절의 척추경 및 극돌기의 응력 변화를 확인함으로써 ISS 시술 전, 후 발생하는 해당 부분의 파단가능성을 분석하였다. ISS 삽입에 따른 척추경 및 극돌기의 파단 가능성은 신전 운동 시 척추경에서의 경우 35%, 극돌기는 16% 이었으며 운동성에서의 결과와 유사하게 굴곡, 회전, 측굴곡 운동에서 Type 1과 비교하여 그 차이가 미비하였다. Type 3의 골다공증성 모델 에서도 ISS는 신전 운동에서만 영향을 주었으며 그 파단 가능성은 척추경에서 56%, 극돌기에서 30%로 증가하였으며, 이는 요추를 구성하는 각 골조직의 골다공증 정도에 따라 달라질 수 있을 것으로 보인다. 또한 본 연구는 정상 모델의 골밀도 변화에 따른 강성도를 확인하였다. 요추의 강성도는 골 부분을 구성하고 있는 해면골, 치밀골, 종판, 후방구조물의 물성치가 감소할수록 모든 운동에서 최대 18.5% 가량 감소하였으며 이는 Polikeit et al. 과 같은 경향의 결과를 보였다[17]. 각 골밀도 변화에 따른 요추의 강성도 변화는 각 시술 모델의 운동성에도 영향을 미치며 시술기기 삽입에 따른 응력 변화에도 영향을 줄 것으로 사료된다.

본 연구에서 사용된 요추 모델은 피질골, 해면골, 종판을 포함하는 골 구조물의 비등방성 및 비선형적 특성이 반영되지 않았으며, 골감소증, 골다공증 모델의 경우 정상 요추 모델의 탄성계수만을 조정하여 구현하였다는 한계점이 있다. 또한 시술 후 골과 임플란트의 계면에서 모두 골유합이 일어난 경우로 고정기기들의 이상적인 삽입 상태만을 가정함에 따라 임플란트의 풀림현상(loosening), 이탈 등에 대하여 고려하지 않았으며 디스크의 퇴행 정도를 고려하지 않아 이에 대한 추가적인 연구가 필요할 것으로 보인다.

V. 결 론

두 분절에 대한 후방 요추 유합술과 비교하여 유합술과 동반 시술된 극돌기간 삽입기구는 시술 분절의 안정성을 효과적으로 제공하는 동시에 인접 분절에서의 운동성 증가를 감소시키는 결과를 보였다. 그러나 골다공증성 요추에서의 경우, 신전 운동 시 극돌기간 삽입기구 시술에 따른 극돌기의 파단 가능성이 증가하였다. 결론 적으로 유합술과 동반한 극돌기간 삽입기구는 시술 분절의 안정성을 효과적으로 제공하며 인접 분절에서의 추가적인 퇴행 가능성을 줄여줄 수 있을 것으로 사료된다. 그러나 극돌기 및 척추경 파단 가능성에 대한 사항은 추가적으로 규명될 필요가 있을 것으로 보인다[5].

Reference

[1] A.S. Hilibrand, N. Rand, “Degenrative lumbar stenosis: Diagnosis and management,” *J Am Acad Orthop Surg*, vol. 7, no. 4, pp. 239-249, 1999.

[2] I. Oda, B.W. cunningham, G.A. Lee, “Biomechanical properties of anterior thoracolumbar multi-segmental fixation,” *Spine*, vol. 25, no. 18, pp. 2303-2311, 2000.

[3] T. Akamura, N. Kawahara, S.T. Yoon, A. Minamide, K.S. Kim, K. Tomita, W. Hutton, “Adjacent segment motion after a simulated lumbar fusion in different sagittal alignment,” *Spine*, vol. 28, pp. 1560-1566, 2003.

[4] D.H. Chow, K.D. Luk, J.H. Evans, J.C. Leong, “Effects of short anterior lumbar interbody fusion on biomechanics of neighboring unfused segment,” *Spine*, vol. 21, pp. 549-555, 1996.

[5] D.C. Kim, W.J. Choe, S.K. Jang, “Preliminary report on usefulness of adjacent interpinous stabilization using interspinous spacer combined with posterior lumbosacral spinal fusion in degenerative lumbar disease,” *Korean J Spine*, vol. 9, no. 3, pp. 149-155, 2009.

[6] R.J. Crawford, R.I. Price, K.P. singer, “Surgical treatment of lumbar segment disease with interspinous implant: review,” *Journal of Musculoskeletal Research*, vol. 12, no. 3, pp. 153-167, 2009.

[7] J.H. Park, S. Heo, K. Son, S.J. Lee, “Biomechanical analysis of lumbar interspinous process fixators and design of miniaturization and advanced flexibility,” *Transactions of the Korean Society of Mechanical Engineers A*, vol. 30, issue 12, pp. 1509-1517, 2006.

[8] W.M. Chen, C.K. Park, K.Y. Lee, S.J. Lee, “In situ contact analysis of the prosthesis components of Prodisc-L in lumbar spine following total disc replacement,” *Spine*, vol. 34, no. 20, pp. 716-723, 2009.

[9] Y.H. Kim, T.G. Jung, E.Y. Park, G.W. Kang, K.A. Kim, S.J.

Lee, “Biomechanical efficacy of a combined interspinous fusion system with a lumbar interbody fusion cage,” *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, vol. 16, no. 5, pp. 997-1001, 2015.

[10] T. Zander, A. Rohlmann, J. Calisse, G. Bergmann, “Estimation of muscle forces in the lumbar spine during upper-body inclination,” *Clinical Biomechanics,* vol. 16, pp. 73-80, 2001.

[11] V.K. Goel, B.T. Monroe, L.G. Gilberton, P. Brinckmann, “Interlaminal shear stresses and laminae separation in a disk: Finite element analysis of the L-L4 motion segment subjected to axial compressive loads,” *Spine*, vol. 20, pp. 689-698, 1995.

[12] S.A. Shirazi-Adl, S.C. Shrivastava, A.M. Ahmed, “Stress analysis of the lumbar disc-body unit in compression a tree-dimensional nonlinear finite element study,” *Spine*, vol. 9, pp. 120-134, 1984.

[13] M. Sharma, N.A. Langrana, J. Rodreguez, “Role of ligaments and facets in lumbar spinal stability,” *Spine*, vol. 20, pp. 887-900, 1995.

[14] T.H. Smit, A. Odgaard, E. Schneider, “Structue and Function of Vertebral Trabecular bone,” *Spine*, vol. 22, pp. 2823-2833, 1997.

[15] Y.H. Ahn, W.M. Chen, D.Y. Jung, K.W. Park, S.J. Lee,, “Biomechanical effects of posterior dynamic stabilization system on lumbar kinematic: a finite element analysis,” *J. Biomed. Eng. Res*, vol. 29, pp. 139-145, 2008.

[16] Y.H. Kim, K.S. Ryu, K.Y. Lee, S.J. Lee, “Biomechanical Efficacies of an Interspinous Spacer combined with Posteiror Lumbar Fusion with Pedicle Screws,” *Orthopadic Research Society 2013 Anuual Meeting*, Poster no. 0817, 2013.

[17] A. Polikeit, L.P. Nolte, S.J. Ferguson, “The effect of cement augmentation on the load transfer in an osteoporotic functional spinal unit: finite element analysis,” *Spine*, vol. 28, pp. 991-996, 2003.

[18] M.M. Panjabi, V.K. Goel, “Adjacent-level effects: Design of a new test protocol and finite element model simulations of disc replacement,” *Roundtables in Spine Surgery; Spine Biomechanics, St Louis, MO: Quality Medical Publishing*, pp. 45-58, 2008.

[19] Y.H. Kim, S.C. Jun, D.Y. Jung, S.J. Lee, “Biomechanical analysis of different thoracolumbar orthosis designs using finite element method,” *Journal of Rehabilitation, Welfare Engineering & Assistive Technology,* vol. 6, no. 1, pp. 45-50, 2012.

[20] H. Lin, G. Zhang, H. Wu, N. Liu, Z. Zha, “Treatment of bisegmental lumbar spinal stenosis: Coflex interspinous implant versus bisegmental posterior lumbar interbody fusion,” *Scientific Research and Essays,* vol. 6 pp. 479-484, 2011.

[21] A. Kettler, J. Drumm, F, Heuer, K. Haeussler, C. Mack, L. Claes, H-J. Wilke, “Can a modified interspinous spacer prevent instability in axial rotation and lateral bending? a biomechanical in vitro study resulting in a new idea,” *Clinical Biomechanics*, vol. 23, pp. 242-247, 2008.