

요추부 협착증 치료를 위한 극돌기 삽입술의 생체역학적 효과 분석

이희성¹, 첸웬밍¹, 송동률¹, 권순영², 이권용³, 이성재^{1,4}

¹인제대학교 의용공학과, ²한국보건산업진흥원, ³세종대학교 기계공학과

⁴인제대학교 백인제기념임상의학연구소

(Received July 31, 2006. September 11, 2006)

A Biomechanical Analysis of an Interspinous Distraction Device for Treatment of Lumbar Spinal Stenosis

Hui Sung Lee¹, Wen Ming Chen¹, Dong Ryul Song¹,
Soon Young Kwon², Kwon Yong Lee³, Sung Jae Lee^{1,4}

¹Department of Biomedical Engineering, Inje University, Gimhae, Korea

²Korea Health Industry Development Institute, Seoul, Korea

³Department of Mechanical Engineering, Sejong University, Seoul, Korea

⁴Paik Institute for Clinical Research, Inje University, Busan, Korea

Abstract

Many types of interspinous distraction devices (IDDs) have been recently developed as an alternative surgical treatment to laminectomy and fusion with pedicle screws for the treatment of the lumbar spinal stenosis (LSS). They are intended to keep the lumbar spine in a slightly flexed posture to relieve pain caused by narrowing of the spinal canal and vertebral foramen. However, their biomechanical efficacies are not well known. In this study, we evaluated the kinematic behaviors and changes in intradiscal pressure (IDP) of the porcine lumbar spine implanted with IDD. For kinematics analysis, five porcine lumbar spines (L2-L6) were used and the IDD was inserted at L4-L5. Three markers ($\Phi \leq 0.8\text{mm}$) were attached on each vertebra to define a rigid body motion for stereophotogrammetric assessment of the spinal motion in 3-D. A moment of 7.5Nm in flexion-extension, lateral bending, and axial rotation were imparted with a compressive force of 700N. Then, IDD was implanted at L3-L4. IDPs were measured using pressure transducer under compression (700N) and additional extension moment (700N+7.5Nm). In kinematic behaviors, insertion of IDD resulted in statistically significant decrease 42.8% at the implanted level in extension. There were considerable changes in ROM at the adjacent levels, but statistically insignificant. In other motions, there were no significant changes in ROM as well regardless of levels. IDPs at the surgical level (L3-L4) under compression and extension moment decreased by 12.9% and 18.8% respectively after surgery ($p < 0.05$). At the superiorly adjacent levels, IDPs increased by 19.4% and 12.9% under compression and extension, respectively ($p < 0.05$). Corresponding changes at the inferiorly adjacent levels were 29.4% and 6.9%, but they were statistically insignificant ($p > 0.05$). The magnitude of pressure changes due to IDD, both at the operated and adjacent levels, were far less than the previously reported values with conventional fusion techniques. Our experimental results demonstrated the IDDs can be very effective in limiting the extension motion that may cause narrowing of the spinal canal and vertebral foramens while maintaining kinematic behaviors and disc pressures at the adjacent levels.

Key words : lumbar spinal stenosis, interspinous distraction device, kinematics, intradiscal pressure, biomechanics

1. 서 론

척추의 퇴행성 변화에 의한 신경의 압박으로 요통이나 하지의 동통을 일으키는 요추부 척추관 협착증(Lumbar Spinal Stenosis : LSS)은 선천적 또는 후천적인 원인으로 인해 발생할 수 있다. 후천적인 원인에 의해 생기는 척추관 협착증은 후관절(facet joint)의 퇴행화(degeneration)에 따른 비대(hypertrophy), 후측방 섬유륜(posterior lateral annulus)의 퇴행화에 의한 추간판(disc)의 팽윤(bulging), 그리고 척추 신경을 감싸고 있는 황색

본 연구는 한국과학재단 특장기초연구사업 (R01-2005-000-10116-0)에 의해 수행되었음.

Corresponding Author : 이성재

경남 김해시 어방동 인제대학교 의용공학과

Tel : 055-320-3452 / Fax : 055-327-3292

E-mail : sjl@bme.inje.ac.kr

인대(ligamentum flavum)의 퇴행성 변화에 따른 돌출(buckling) 등 복합적인 원인으로 인해 척추 신경의 협착이 유발되는 것으로 보고 되고 있다 [1-4].

요추부 척추관 협착증의 일반적인 증상으로는 신경인성 파행(neurogenic intermittent claudication)과 신경근관병증(spinal root canal disease)이 있으며, 척추관벽, 황색 인대(ligamentum flavum), 추간판(intervertebral disc), 후종인대(posterior longitudinal) 또는 경막외 지방층과 같은 척추관 주변 해부학적 구조물들이 척추관 안으로 과형성되어 척추 미부 말총부위나 요-미추 신경근을 압박함으로 인하여 생기는 것으로 알려져 있다 [1, 5-7].

요추부 척추관 협착증의 치료 방법으로는 크게 보존적 치료법(conservative treatment)과 수술적 치료법(surgical treatment)으로 나눌 수 있다. 보존적 치료법(conservative treatment)에는 약물투여(non-steroidal antiinflammatory drugs [NSAIDs], 운동 요법(physical therapy), 부목(bracing) 및 보조기(corset) 사용법 등이 있다. 하지만 척추관 협착증의 85% 이상이 비수술적인 치료만으로는 증상의 호전을 기대하기 어렵기 때문에 전신 조건이 허용하는 한에서 수술적 치료를 시행하는 것이 선호되고 있다 [8-9]. 수술적 치료법(surgical treatment)에는 압박되어 있는 척추 신경의 감압(decompression)을 위해 양측 후궁절제술(laminectomy), 추간판 제거술(discectomy) 및 척추공 절제술(foraminectomy) 등을 시행하고 있다 [10-12]. 척추관 협착증의 수술적 치료에서 대부분 압박받고 있는 신경 주위로의 후궁절제술과 같은 광범위한 감압술이 요구되나 척추 후관절의 30% 이상을 제거하는 경우 척추 불안정성이 오는 것으로 알려져 있어, 이러한 척추 분절 불안정성(segmental instability)을 해결하기 위해서 척추경 나사못(pedicle screw)과 강봉(rods)을 이용한 척추체 융합술(fusion)을 시행하게 된다 [13-15].

척추 불안정성의 치료로서 기구를 사용한 척추체 융합술은 시술 부위에서의 척추체 운동제한, 인접 부위 디스크의 퇴행화, 척추체 골절, 기구 고정 실패, 신경학적 결손, 대량출혈, 중요 혈관의 손상 등의 부작용을 유발하여, 수술 후 회복기간이 연장되고 통증이 지속되는 등의 문제점이 있으며, 나아가 시술 부위의 재수술 및 인접 부위의 추가적인 수술이 필요한 것으로 보고 되어지고 있다 [14-18].

최근에 시술부위의 척추체를 안정화시키면서 유연하게 운동할 수 있는 'dynamic stabilization'을 추구하는 제품이 개발되고 있다 [19-20]. Dynamic stabilization을 이용한 다양한 시술 방법 중에서 요추부 극돌기 사이에 폴시멘트(PMMA) 및 티타늄(Ti-alloy) 등을 이용한 여러 형태의 임플란트 (interspinous distraction device : IDD)를 삽입하여 요추부 척추관 협착증 치료 효과를 얻는 시술 방법이 소개 되었다 [21-22]. 하지만 많은 임상적 시도에도 불구하고 IDD 삽입을 통한 요추부 척추관 협착증 치료 효과를 규명하는 생체역학적 연구는 거의 이루어지지 않은 실정이다.

따라서 본 연구에서는 돼지 척추 시편을 이용하여 극돌기 사이에 IDD를 삽입한 후 다양한 생리학적 하중 하에서 시술 부위 및

인접 부위의 척추체 motion 변화를 분석하였으며, pressure transducer를 이용하여 디스크 내 수핵의 압력 변화 측정하여 기존의 rigid fixation system과 비교 분석함으로써 요추부 협착증 치료를 위한 IDD의 생체역학적 효과를 분석하고자 하였다.

II. 재료 및 방법

A. 시편준비

IDD의 kinematic 및 pressure 분석을 위해서 이용된 동물 척추 시편으로 6개월 미만의 다분절 돼지 척추체 (L2-L6:n=5, T12-L6:n=3) 8개가 사용되었다. 준비된 시편은 수분 결정으로 인한 디스크와 조직의 손상을 줄이기 위해서 포장용 랩을 이용해서 -20℃의 냉동고에서 냉동 보관하였다. 실험 전 5시간 동안 실온에서 서서히 해동시켜, 인대 조직을 제외한 근육 및 지방 조직을 수술용 칼을 이용하여 제거 하였다(Fig. 1-a).

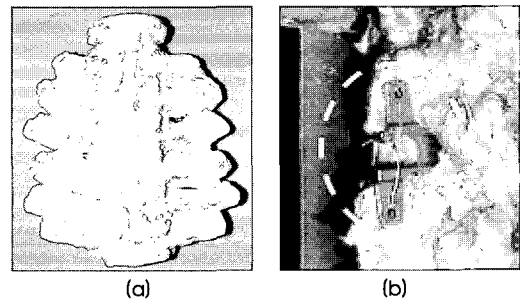


그림 1. 실험을 위한 시편 준비 (a) 정상 모델 (b) 시술 모델
Fig. 1. Specimens for experiment (a) Intact model, (b) Surgery model

극돌기의 시술 효과 분석을 위한 시술 모델로서 돼지 시편에 삽입된 spacer는 의료용 티타늄으로 제작된 높이 12mm의 Interspinous-U[®] (Fixano, ZA Les bruyères, 01960 Péronnas, France)를 준비하였다(Fig. 2). Kinematic 분석을 위한 시술 모델로서 돼지 요추 L4-L5사이의 극돌기에 IDD를 삽입하였으며, pressure 분석을 위해서는 돼지 요추 L3-L4에 삽입하였다. 하중 인가 시, IDD가 극돌기에서 빠지는 것을 방지하기 위해서 돼지 요추 극돌기와 IDD의 lateral wings를 의료용 wire($\Phi=0.8\text{mm}$)를 이용하여 고정하였다(Fig. 1-b).

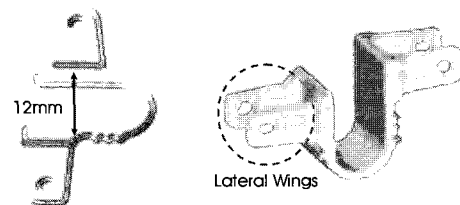


그림 2. 실험 시 사용된 Interspinous-U[®]
Fig. 2. Interspinous-U[®] used in this study

B. 3차원 motion 측정

다양한 생리학적 하중에 따라 변형된 척추체의 3차원 motion을 측정하기 위하여 납으로 제작된 지름이 0.8mm 이하인 마커를 각 척추체에 3개씩 부착하였다. 척추체의 3차원적 움직임을 측정하기 위해 두 대의 디지털 카메라(DSC F505, SONY Co., Japan)를 이용하여 시편의 3차원 공간을 촬영하고, 이로부터 얻어진 2차원 이미지를 선형관계식을 통해 3차원 좌표 값을 얻는 DLT(Direct Linear Transformation) 기법을 이용하였으며, 하중 전·후 각 척추체의 motion 변화를 계산하기 위해서 Euler angle을 이용하였다 [23-24]. 이러한 수학적 배경을 바탕으로 행렬 계산이 용이한 MATLAB 6.1(Mathworks, Inc., USA)을 이용하여 program을 완성하였다 [25].

가. 3차원 motion 측정 정확도

임플란트 삽입 전·후 척추체의 motion 변화를 측정하기에 앞서 3차원 측정의 정밀도에 대한 검증이 필요하다. 이를 위해 아크릴 강봉에 landmark가 부착되어 있는 calibration frame을 제작하였다. 이 calibration frame은 300mm×300mm×300mm의 공간을 측정할 수 있게 하여 시편의 motion 변화를 충분한 범위에서 정확하게 측정할 수 있도록 하였다. Calibration frame에 필요한 landmark의 개수를 실험상의 이미지 손실을 보완하기 위해 16개로 설정하여 DLT parameter 산출이 용이하도록 하였다.

3차원 motion 정확도 분석을 위해서 변위 및 회전 조절이 가능한 motion analysis system를 이용하였다(Fig. 3). 변위 정확도 분석을 위해서 motion analysis system의 마커를 원점에서 각 축 방향으로 10mm, 20mm, 30mm 이동하였으며, 회전 정확도 분석을 위해서는 각 축을 기준으로 마커를 10°, 20°, 30° 회전 하였다. 각 축에 대한 마커의 움직임 변화를 2대의 카메라를 이용하여 촬영한 후, 각 축에 대해서 변위 및 회전 값을 획득하였다. 획득된 변위 및 회전 값은 motion analysis system에서 설정된 값과 비교하여 변위 및 회전 오차를 계산하여 3차원 운동 분석법의 정확도를 분석하였다.

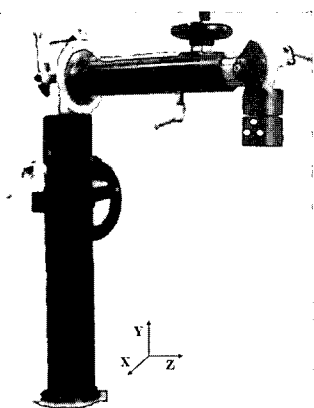


그림 3. 변위 및 각도 조절이 가능한 3차원 운동 분석 시스템
Fig. 3. Motion analysis system is capable of regulating translation and angle

C. Intradiscal Pressure (IDP) 측정

추간판 내에서의 압력 변화를 살펴보기 위하여, "three wire"의 형태로 되어 있는 지름 1.5mm, 두께 0.3mm의 초소형 strain gage type의 pressure transducer(Model 060S, Precision Measurement Co., USA)를 이용하였다.

추간판 내에 pressure transducer의 삽입을 용이하게 하기 위하여, 지름이 3mm인 PMMA 주입용 spinal needle에 1개의 pressure transducer를 순간접착제를 이용하여 부착하였다(Figs. 4&5). Pressure transducer가 수핵의 위치에 오도록 하기 위해서, 척추체 수핵의 위치를 버니어캘리퍼스(Vernier calipers 500, Mitutovo, Japan)를 이용하여 측정하였다(Fig. 6).

Pressure transducer 삽입 시, transducer의 측정 면은 압축 하중을 받는 방향을 향하도록 수핵(nucleus pulposus)에 삽입하였으며, 삽입 전 지름이 2mm 드릴을 이용하여 가이드라인을 만든 후 spinal needle 삽입이 용이하게 하였다. 압력 측정을 위하여 pressure transducer를 strain scanner(AI1600 Strain Measurement System, CAS Co., Korea)에 연결한 후 strain scanner software를 이용하여, gage factor 값(G.F=2.0)과 내부 저항 값(350Ω)을 설정하였다(Fig. 7).

Sampling rate를 1Hz로 설정하여 외부 하중에 의하여 bridge 회로의 비 평형으로 인한 strain 출력 값을 이용하여 추간판 내 수핵의 압력 값을 계산하였다.



그림 4. 스트레인 게이지형 압력 변환기
Fig. 4. Pressure transducer (Model 060S, Precision Measurement Co., USA)

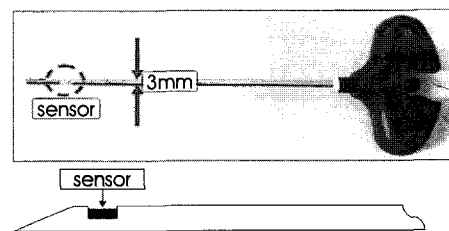


그림 5. 척추천자침에 부착된 압력 변환기
Fig. 5. Pressure transducer attached on spinal needle

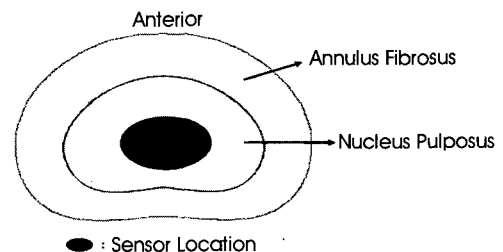


그림 6. 압력 변환기의 삽입 위치
Fig. 6. Insertion location of pressure transducer

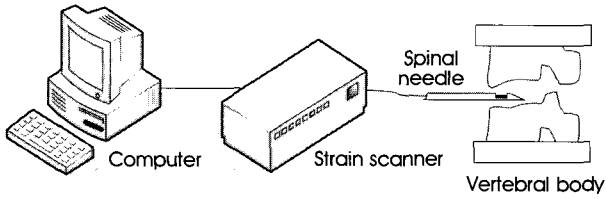


그림 7. 압력 측정을 위한 도식도
Fig. 7. A schematic for pressure measurement

D. Flexibility Test

돼지 시편의 두개골부(L2, T12)와 미골부(L6)는 압축 및 다양한 생리학적 motion 인가가 가능하도록 자체 제작한 지그에 레진(Lang Dental Manufacturing Inc., USA)을 이용하여 고정하였으며, 만능 시험기(MTS 858 Bionix Test System, MTS System Corp., Minneapolis, MN, USA)를 이용하여 하중이 전달되도록 결합하였다.

각 척추체의 motion 및 IDP 변화를 측정하기 위한 하중 조건으로는 압축 하중과 굴곡, 신전, 측방 굴곡 및 축 회전 모멘트가 인가되었다. 압축 하중으로는 성인 남자의 평균 체중에 해당되는 700N을 인가하였으며, 다양한 모멘트 하중으로는 반복된 하중에도 척추에 손상을 주지 않은 범위에 해당되는 7.5Nm의 모멘트를 210mm의 moment arm과 3.6Kg의 무게 추(dead weight)를 이용하여 설정하였다 (Figs. 8&9).

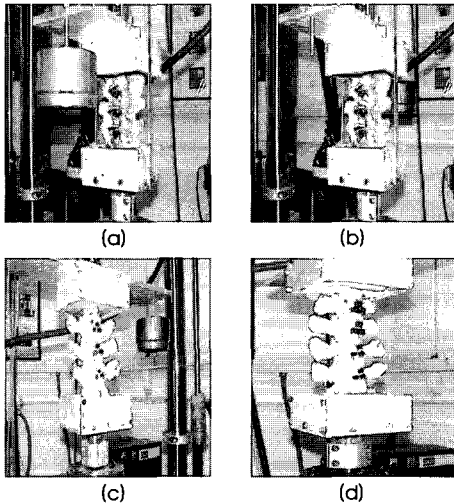


그림 8. 운동학적 분석을 위한 생체역학 실험 (a) 굴곡, (b) 신전, (c) 측굴, (d) 축 회전
Fig. 8. Biomechanical tests for kinematic analysis (a) Flexion, (b) Extension, (c) Lateral bending, (d) Axial rotation

E. Data Analysis

IDD 삽입에 따른 시술 전·후 시술 부위 및 인접 부위에서의 kinematic 및 IDP 변화를 분석하기 위해서, 범용 통계 프로그램인 SPSS 11.0(SPSS Inc., USA)를 이용하여 유의 수준 0.05하에서 분산 분석(one-way ANOVA Test)을 실시하였다.

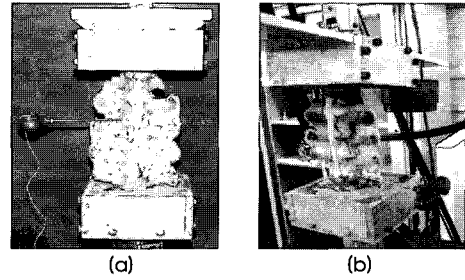


그림 9. 압력 분석을 위한 생체역학 실험 (a) 압축 하중, (b) 신전 모멘트
Fig. 9. Biomechanical tests for pressure analysis (a) Compression load, (b) Extension moment

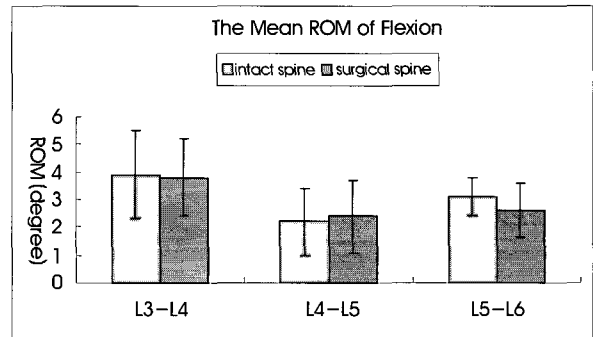
III. 결 과

A. 운동 분석 시스템의 정확도

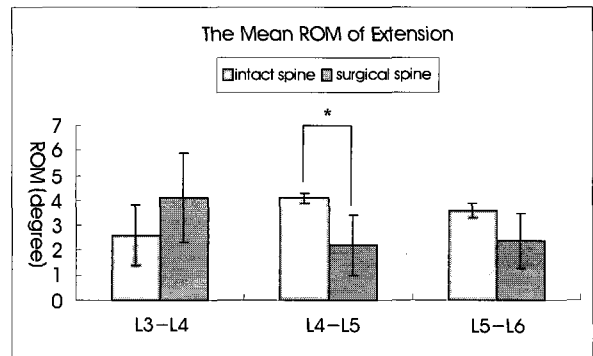
Spacer 삽입 전·후 척추체의 ROM 변화를 분석하기 위하여 2대의 디지털 카메라를 이용하여 척추체의 motion 변화를 측정하였다. 도입된 DLT 기법의 3차원 운동 측정법의 회전 오차의 경우 최대 0.54°, 변위 오차의 경우 평균 0.14mm의 값을 나타내었다.

B. Kinematic Analysis

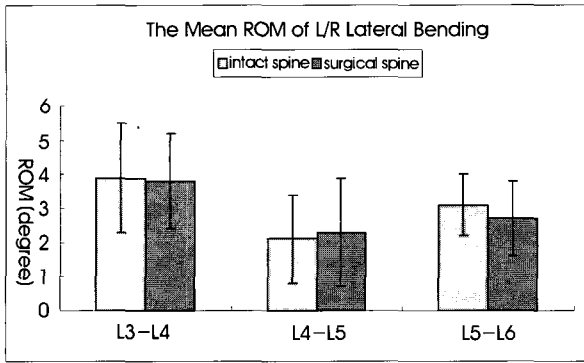
압축 하중(700N)을 인가한 후, 굴곡, 신전, 측방 굴곡 및 축 회전 모멘트(7.5Nm)에 따른 spacer 삽입 전·후 시술 부위 및 인접 부위에서의 ROM(Range of Motion) 변화는 Fig. 10와 같이 나타났다. 굴곡, 측방 굴곡, 그리고 축 회전 모멘트의 경우에는 spacer



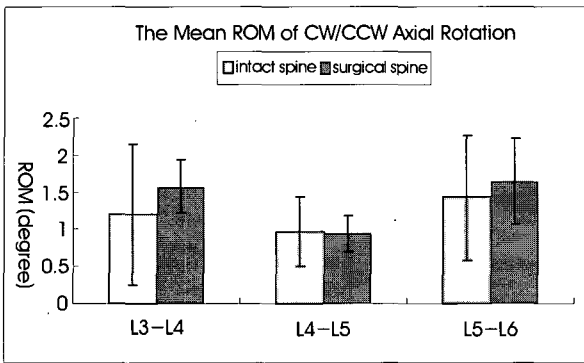
(a) ROM under compression and flexion moment



(b) ROM under compression and extension moment



(c) ROM under compression and lateral bending



(d) ROM under compression and axial rotation

그림 10. 크즐기간 임플란트 삽입 전·후 인접 부위 및 시술 부위 척추체의 평균 운동 범위 (a) 굴곡 (b) 신전 (c) 측굴 (d) 축회전 (*:p<0.05)

Fig. 10. The mean ROM of the adjacent and implanted levels before and after insertion of an interspinous spacer during (a) flexion, (b) extension, (c) lateral bending, (d) axial rotation(*:p<0.05).

삽입 전 · 후 시술 부위 및 인접 부위의 ROM 변화는 통계학적으로 유의성을 나타내지 않았다(p>0.05). 그러나 신전 모멘트의 경우에는 시술 부위에서 spacer 삽입 후 42.8%의 ROM 감소를 보였다(p<0.05). 그러나 인접 부위에서의 ROM 변화는 통계학적으로 차이가 없었다(p>0.05).

C. Intradiscal Pressure Analysis

가. Intradiscal Pressure under Compression

압축 하중(700N)을 설정 후, spacer 삽입 전 · 후의 시술 부위 인 L3-L4 압력 값은 12.9% 감소하였으며 통계적으로 유의한 차

이를 나타내었다. 인접 부위인 L2-L3, L4-L5의 압력 값은 각각 19.4%, 29.4% 증가하였으며, L2-L3은 spacer 삽입 전 · 후 통계적으로 유의한 차이를 보여 주었으나, L4-L5는 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다(Fig. 11)(p>0.05).

나. Intradiscal Pressure under Extension

압축 하중(700N)을 설정한 후, 신전 모멘트(7.5Nm)에 따른 spacer 삽입 전 · 후 시술 부위의 압력 값은 18.8% 감소하였으며 통계적으로 유의한 차이를 보였다(p<0.05). 인접 부위인 L2-L3, L4-L5의 압력 값은 각각 12.9%, 6.9% 증가하였으며, L2-L3은 spacer 삽입 전 · 후 통계적으로 유의한 차이를 보여 주었으나, L4-L5는 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다(Fig. 12)(p>0.05).

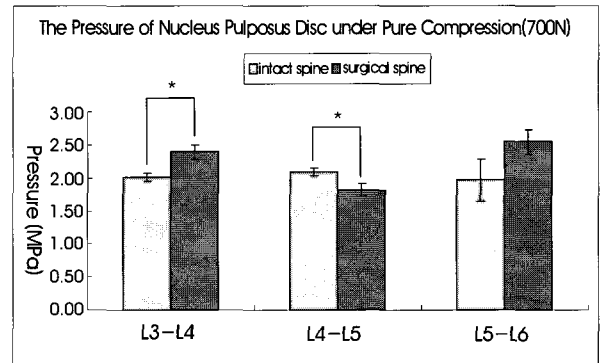


그림 11. 압축 하중에서의 추간압

Fig. 11. Intradiscal pressure under compression

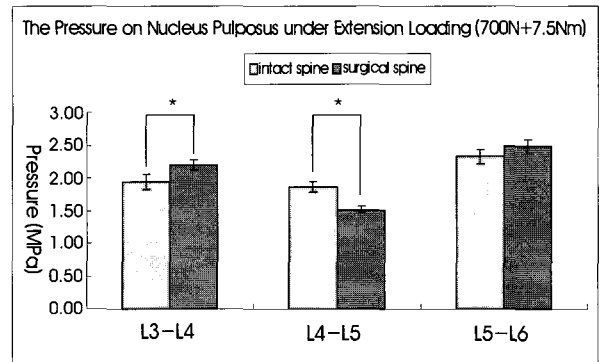


그림 12. 압축 하중과 신전 모멘트에서의 추간압

Fig. 12. Intradiscal pressure under compression and extension moment

표 1. 척추 시술 기기에 대한 추간압 변화(정상 모델에 대한 백분율)

Table 1. Intradiscal pressure changes in response to spinal instruments (% to the intact)

Treatments	Compression			Extension		
	upper level	operated level	lower level	upper level	operated level	lower level
Intact	100	100	100	100	100	100
Interspinous-U	119	87	129	113	81	107
Laminar Hook	132	60	116	135	75	135
Pedicle Screw	136	48	128	145	55	142

D. Intradiscal Pressure Comparisons of Various Spinal Implants [26]

압축 하중 및 신전 운동에서 Interspinous-U[®]을 삽입한 모델의 시술 부위 IDP는 기존 rigid types에 비해 정상 모델에 가장 비슷한 값을 보여주었다. 시술 상위 및 하위 부위에서의 IDPs는 기존 시술 방법에 비해 전체적으로 변화가 적은 것으로 나타났다(Table 1).

IV. 토 의

요추부 척추관 협착증은 퇴행성 변화에 의한 요추부의 해부학적 구조 변화에 따라 척추관(spinal canal), 신경근관(nerve root canal)이 협착되어 신경을 압박하여 동통, 근력 약화, 감각 이상, 보행 장애 등을 유발하는 질환이다. 이러한 질환 치료를 위한 수술적 방법으로 감압술, 융합술, 기구 고정술 등이 이용되고 있다. 하지만 기존의 수술 방법은 요추 만곡의 감소, 인접 부위의 퇴행성 변화를 야기 시키는 문제점이 제기되고 있다. 최근에 소개된 'dynamic stabilization' 특성을 가지는 새로운 형태의 임플란트는 시술 부위의 motion을 유지하면서 인접 부위 척추체의 생리학적 특성을 보존하는 장점을 가지고 있어서 임상에서 널리 이용되고 있다. 하지만 많은 임상적 시도에도 불구하고 생체역학적인 연구는 미비한 실정이다. 본 연구에서는 돼지 요추를 이용하여 극돌기 사이에 IDD를 삽입함으로써 다양한 생리학적 motion에 따른 각 척추체의 ROM 변화와 IDP를 분석하여 극돌기 삽입술의 생체역학적 효과를 분석하였다.

현재 국내에서 동물 시편을 이용한 *in vitro* 실험에서 사람의 척추를 이용하는 것은 사회·경제적 등의 어려움으로 인해서 많은 제약이 따르고 있다. 따라서 본 연구에서는 사람의 척추와 비교해 볼 때, 크기, 형상, 만곡 정도 및 극돌기 형태 등의 해부학적 차이점에도 불구하고 치밀골의 구조, 역학적 강도, 최대 굴곡성 등이 유사한 돼지 요추를 사용하였다 [27-28].

돼지 요추의 다양한 생리학적 motion을 구현하기 위해서 3.6Kg의 무게 추를 이용하여, 7.5Nm의 모멘트를 인가하였다. 이는 기존 문헌에서 제시한 *in vitro* 실험 중, 반복 하중을 인가하는 동안에 디스크에 손상이 가지 않는 범위에 해당되며, 본 연구에서는 굴곡, 신전, 측방 굴곡 그리고 축 회전 모멘트를 설정하였다 [29].

IDD 삽입에 따른 척추체의 motion 분석을 위해서 2대의 카메라를 이용하였다. DLT 기법을 이용한 카메라 측정법은 카메라를 설치하는데 있어서 제약이 없으며, 적용성이 높은 3차원 영상 분석법으로 이용되고 있다. 하지만, 정확한 motion 분석을 위해서는 높은 정확도를 가진 시스템이 요구되어 진다. 본 실험에서 이용된 3차원 운동 분석 시스템의 변위 및 회전 오차는 각각 평균 0.14mm, 0.54°의 값을 보였다. 3차원 motion 변화를 측정하기 위한 논문에서 제시한 값과 비슷한 값을 보여주어 본 연구의 3차원 운동 분석 시스템은 충분한 신뢰성을 가지고 있다고 사료된다 [23].

돼지 시편의 수핵 압력 측정을 위해서 strain gage type의 초소형 pressure transducer를 사용하였다. 그리고 본 실험에서 사용

된 pressure transducer는 하중 증가에 대한 비선형성이 0.147%로 선형적인 strain 출력 값을 보여주었다. 따라서 외부 하중에 대해 센서의 정확한 분석과 하중 크기에 따른 신뢰성은 수핵의 압력 측정에 대한 정확성을 가져다 줄 것으로 판단된다.

요추부 척추관 협착증 치료를 위한 기존의 rigid type의 척추경 나사못은 척추 전후방에 안정성을 부여할 수 있고, 3차원적인 고정 및 견고한 고정이 가능하다는 장점이 있다 [30]. 하지만, 많은 장점에도 불구하고 시술 부위의 너무 강한 융합은 시술 부위의 생체역학적 역할의 변화를 야기하며, 인접한 추간관의 퇴행화를 가속화하여 척추관 협착증, 후관절 및 디스크의 퇴행화, 척추 전만증 등을 유발 할 수 있다는 연구가 보고 되었다 [11-12]. Chow 등에 의하면 척추경 나사못을 이용한 수술 법은 시술 부위의 motion을 제한하고, 반면에 인접 부위에서는 motion이 증가됨을 보여주었다 [18]. 또한 Rao 등은 굴곡-신전 운동에서 정상 시편, 양측성 후궁 절제술 및 척추궁 절제술을 시행한 시편의 ROM을 분석한 결과 감압술을 시행한 시편의 인접 부위 ROM 변화가 정상 시편의 ROM보다 커짐을 보고하였다 [10].

Cunningham 등은 감압술인 척추궁 절제술, rigid type인 laminar hook, pedicle screw를 이용한 시술 모델에 압축 하중(600N), 굴곡(12.5°) 및 신전 모멘트(12.5°)를 인가하여 수핵의 압력을 측정 후 시술 방법에 따른 수핵의 압력 변화를 비교 분석하였다 [24]. 감압술인 척추궁 절제술 시술법의 인접 부위에서는 정상 모델과 비슷한 압력 값을 나타냈지만, 시술 부위에서는 압력이 증가되는 연구 결과를 보여 주었다. 반면에 rigid type인 laminar hook과 pedicle screw를 이용한 시술법은 시술 부위에서는 압력이 현저히 줄어드는 반면에 인접 부위에서는 압력이 상대적으로 증가된다고 보고 하였다. 이러한 기존의 rigid type 수술법은 향후 인접 부위 척추체의 motion, IDP 변화를 일으켜 디스크의 퇴행화, 척추 만곡 변화 등 생체역학적인 변화를 가져 올 수 있는 문제점이 지적되고 있다.

이러한 기존 시술의 문제점을 극복하기 위해서 dynamic stabilization의 특성을 가지는 IDD 시술법을 시행한 돼지 요추체에 다양한 생리학적 모멘트를 인가한 후 척추체의 motion 변화를 분석하였다. 신전 운동에서 시술 부위의 ROM은 42.8% 감소하였으며, 인접 부위에서는 유의한 차이를 보여주지 않았다($P < 0.05$). 따라서 시술 부위 척추체의 신전 운동을 효과적으로 제한함으로써 요추의 퇴행성 질환에 의한 척추신경 압박에 의한 통증을 감소시켜 줄 것으로 사료된다. 그리고 굴곡, 측굴 그리고 축 회전 운동에서는 IDD 삽입 전·후 요추 분절의 위치에 관계없이 ROM 변화는 유의한 차이를 보여주지 않아 척추의 생리학적 운동을 유지시켜 줄 것으로 사료된다.

또한, IDD 삽입에 따른 압축 하중 시, 시술 부위에서는 정상 모델에 비해 수핵의 압력이 약 13% 감소하였다. 시술 상위 부위에서는 19% 압력이 증가하였으며, 시술 하위 부위에서는 압력이 29% 증가하였다. Rigid type인 laminar hook과 pedicle screw는 시술 부위에서 정상 모델에 비해서 압력이 약 40%, 52% 감소하였다.

시술 상위 부위에서는 각각 32%, 36%의 압력이 증가하였으며, 시술 하위 부위에서는 각각 16%, 28%의 압력이 증가하였다. 신전 운동에서는 IDD를 삽입한 시술 부위 압력은 정상 모델에 비해 약 19% 감소하였다. 시술 상위 부위에서는 13%의 압력이 증가하였으며, 시술 하위 부위에서는 7%의 압력이 증가하였다. Rigid type인 laminar hook과 pedicle screw는 시술 부위에서 정상 모델에 비해 압력이 약 25%, 45% 감소하였다. 시술 상위 부위에서는 압력이 각각 35%, 45% 증가하였으며, 시술 하위 부위에서는 각각 35%, 42%의 압력이 증가하였다. 따라서 dynamic stabilization 특성을 가지는 IDD 시술법은 기존 rigid type의 spinal instrumentations에 비해서 시술 부위에서는 압력을 유지시켜 주며, 인접 부위에서는 임플란트 삽입에 따른 디스크의 역학적 특성 변화에 상대적으로 적은 영향을 줄 것으로 기대된다.

Interspinous-U[®]을 이용한 시술법의 돼지 요추에 신전 모멘트가 적용되었을 때, 시술 부위에서의 motion 감소에 따라 압력도 감소됨을 알 수 있었다. 또한 시술 상위 부위에서도 motion이 증가함에 따라 수핵의 압력이 증가하였지만, 시술 하위 부위에서는 motion이 감소함에 따라 압력이 증가됨을 알 수 있었다. 따라서 인접 부위에서는 척추체의 kinematic과 IDP의 상관관계를 보여 주지는 않았다.

임플란트의 생체역학적 효과 분석을 위해서 사체를 이용한 실험적 방법이 널리 이용되고 있다. 하지만 국내에서 사람의 사체를 구하기가 힘들어 돼지 시편을 이용하였는데, 이는 사람의 요추가 전만을 이루는 것에 비해 4지 동물인 돼지 요추 시편에서는 curvature가 없어 사체와 해부학적인 측면에서 차이를 보였다. 또한 임플란트 삽입 시, 요추부 협착증 증상이 있는 시편이 아닌 정상 모델에 시술을 하는데 있어서 실험의 한계가 있었다.

사체 등을 이용한 in vitro 실험은 제한적인 정보만이 취득이 가능하므로 이러한 제한점을 극복할 수 있는 방법으로 수학적 모델링을 이용한 해석 방법이 제안되고 있다. 향후 연구에서는 컴퓨터 시뮬레이션(simulation)을 이용한 유한 요소 해석(Finite Element Analysis) 방법을 통해서 IDD 삽입 전·후 추간판 팽윤, 황색 인대의 돌출, 척추 신경의 지름 감소량, 추간판 내의 응력 분포 및 후관절의 역학 분석 등을 통하여 IDD의 다양한 시술효과 분석이 필요할 것으로 사료된다.

V. 결 론

본 연구에서는 요추부 척추관 협착증 치료를 위한 새로운 치료 방법인 IDD를 돼지 시편의 극돌기에 삽입함으로써 시술 전·후 각 척추체의 ROM 및 IDP 변화를 분석하여 임상적인 효과를 제시하고자 하였다. 결론적으로 극돌기 사이에 IDD를 삽입하는 새로운 시술법은 인접 부위 척추체의 생리학적 특성을 유지시키면서 척추 신경 협착 감소로 인한 임상적 치료 효과를 가질 것으로 사료된다.

참고문헌

- [1] J.E. Fritz, A. Delitto, W.C. Welch, and R.E. Erhard, "Lumbar spinal stenosis : A Review of current concepts in evaluation, management, and outcome measurements," *Arch. Phy. Med. Rehabil.*, vol. 79, pp. 700-708, 1998.
- [2] E. Alexander, D.L. Kelly, and C.H. Davis, "Intact arch spondylolisthesis : A review of 50 cases and description of surgical treatment," *J. Neurosurg.*, vol. 63, pp. 840-844, 1985.
- [3] S.F. Ciricillo, and P.R. Weinstein, "Lumbar spinal stenosis," *West J. Med.*, vol. 158, pp. 171-177, 1993.
- [4] S.I. Esses, and R.J. Huler, "Indications for lumbar spine fusion in the adult," *Clin. Orthop.*, vol. 279, pp. 87-100, 1992.
- [5] C.K. Lee, "Accelerated degeneration of the segment adjacent to a lumbar fusion," *Spine*, vol. 13, pp. 375-377, 1998.
- [6] Y. Iuni, M. Doita, K. Ouchi, M. Tsukuda, N. Fujita, and M. Kurosaka, "Clinical and radiologic features of lumbar spinal stenosis and disc herniation with neuropathic bladder," *Spine*, vol. 29, pp. 869-873, 2004.
- [7] G.F. Giles, "Mechanism of neurovascular compression within the spinal and intervertebral canal," *JMPT*, vol. 23, pp. 107-111, 2000.
- [8] K.E. Johnsson, I. Rosen, and A. Uden, "The natural course of lumbar spinal stenosis," *Clin. Orthop.*, vol. 279, pp. 82-86, 1992.
- [9] J.M. Cho, S.H. Yoon, H.C. Park, H.S. Park, E.Y. Kim, and Y. Ha, "Surgery of Spinal Stenosis in Elderly Patients-Bilateral Canal Widening through Unilateral Approach," *J. Korean Neurosurg. Soc.*, vol. 35, pp. 492-497, 2004.
- [10] R.D. Rao, M. Wang, S. Singhal, L.M. McGrady, and S. Rao, "Intradiscal pressure and kinematic behavior of lumbar spine after bilateral laminotomy and laminectomy," *Spine*, vol. 2, pp. 320-326, 2002.
- [11] Y.C. Chen, S.H. Lee, and D. Chen, "Intradiscal pressure study of percutaneous disc decompression with nucleoplasty in human cadavers," *Spine*, vol. 28, pp. 661-665, 2003.
- [12] F. Postacchini, G. Cinotti, D. Perugia, and S. Gumina, "The surgical treatment of central lumbar spinal stenosis : Multiple laminectomy compared with total laminectomy," *J. Bone and Joint Surgery*, vol. 75, pp. 386-392, 1993.
- [13] C.K. Lee, "Lumbar spinal instability(olisthesis) after extensive posterior spinal decompression," *Spine*, vol. 8, pp. 429-433, 1983.
- [14] R.J. Nasca, "Rationale for spinal fusion in lumbar spinal stenosis," *Spine*, vol. 14, pp. 451-454, 1989.
- [15] S.I. Esses, B.J. Doherty, M.J. Crawford, and V. Dreyzin, "Kinematic evaluation of lumbar fusion techniques," *Spine*, vol. 21, pp. 676-684, 1996.
- [16] T. Akamura, N. Kawahara, S.T. Yoon, A. Minamide, K.S. Kim, K. Tomita, and W.C. Hutton, "Adjacent segment motion after a simulated lumbar fusion in different sagittal alignment," *Spine*, vol. 8, pp. 1560-1566, 2003.
- [17] C.S. Chen, W. J. Chen, C.K.Cheng, S.H. Jao, S.C. Chueh, and C.C. Wang, "Failure analysis of broken pedicle screws on spinal instrumentation," *Medical Engineering and Physics*, vol. 27, pp. 487-496, 2005.
- [18] D. Chow, K. Luk, J. Evans, and J. Leong, "Effects of short

- anterior lumbar interbody fusion on biomechanics of neighboring unfused segments," *Spine*, vol. 21, pp. 549-555, 1996.
- [19] H.Z. Xu, X.Y. Wang, Y.L. Chi, Q.A. Zhu, Y. Lin, Q.S. Huang, and L.Y. Dai, "Biomechanical evaluation of a dynamic pedicle screw fixation device," *Clinical Biomechanics*, vol. 21, pp. 330-336, 2006.
- [20] R.C. Huang, T.M. Wright, M.M. Panjabi, and J.D. Lipman, "Biomechanics of nonfusion implants," *Orthop. Clin. N. Am.*, vol. 36, pp. 271-280, 2005.
- [21] K.E. Swanson, D.P. Lindsey, K.Y. Hsu, J.F. Zucherman, and S.A. Yerby, "The effects of an interspinous implant on intervertebral disc pressure," *Spine*, vol. 28, pp. 26-32, 2003.
- [22] D.P. Lindsey, K.E. Swanson, P. Fuchs, K.Y. Hsu, J.F. Zucherman, and S.A. Yerby, "The effects of an interspinous implant on the kinematics of the instrumented and adjacent levels in the lumbar spine," *Spine*, vol. 28, pp. 2192-2197, 2003.
- [23] W.S. Gussekloo, A.M. Janssen, M.G. Vosselman, and R.G. Bout, "A single camera roentgen stereophotogrammetry method for static displacement analysis," *J. Biomechanics*, vol. 33, pp. 759-763, 2000.
- [24] P. Pourcelot, F. Audigie, C. Degueurce, D. Geiger, and J.M. Denonix, "A method to synchronise cameras using the direct linear transformation," *J. Biomechanics*, vol. 33, pp. 1751-1754, 2000.
- [25] H.S. Lee, S.J. Moon, S.Y. Kwon, T.G. Jung, K.C. Shin, K.Y. Lee, and S.J. Lee, "Change in Kinematics of the spine after insertion of an interspinous spacer for the treatment of the lumbar spinal stenosis," *J. Biomed. Eng. Res.*, vol. 26, pp. 151-155, 2005.
- [26] B.W. Cunningham, Y. Kotani, P.S. McNulty, A. Cappuccino, and P.C. McAfee, "The effect of spinal destabilization and instrumentation on lumbar intradiscal pressure : An in vitro biomechanical analysis," *Spine*, vol. 22, pp. 2655-2663, 1997.
- [27] R.M. Lin, K.H. Tsai, and G.L. Chang, "Distribution and regional strength of trabecular bone in the porcine lumbar spine," *Clinical Biomechanics*, vol. 12, pp. 331-336, 1997.
- [28] J.P. Dickey, G.A. Dumas, and D.A. Bednar, "Comparison of porcine and human lumbar spine flexion mechanics," *Vet Comp Orthop Traumatol*, vol. 16, pp. 44-49, 2003.
- [29] I. Yamamoto, M.M. Panjabi, T. Crisco, and T. Oxland, "Three-dimensional movements of the whole lumbar spine and lumbosacral joint," *Spine*, vol. 14, pp. 1256-1260, 1989.
- [30] S.I. Suk, *Spinal Surgery*, Seoul, Korea : New West Medicine Company, 1997, pp. 111-116.