

요추부 척추관 협착증 치료를 위한 극돌기간 삽입술의 3차원 분석을 통한 생체역학적 효과 분석

이희성*(인제대 대학원 의용공학과), 신규철(제일 정형외과 병원)
문수정(인제대 대학원 의용공학과), 정태곤(인제대 대학원 의용공학과)
이권용(세종대학교 기계공학과), 이성재(인제대 의용공학과)

The Biomechanical Effects of an Interspinous Spacer Implant on 3-D Motions for the Treatment of Lumbar Spinal Stenosis

H. S. Lee*(Biomedical. Eng. Dept., IJU), K. C. Shin(Cheil Orthopaedic Hospital, SEOUL)
S. J. Moon(Biomedical. Eng. Dept., IJU), T. G. Jung(Biomedical. Eng. Dept., IJU)
K. Y. Lee(Mechanical Eng. SJU), S. J. Lee(Biomedical. Eng. Dept., IJU),

ABSTRACT

As many humans age, degenerative lumbar spinal stenosis (DLSS) becomes a major cause of lower limb discomfort and disability. By surgical treatment method of DLSS, the existing surgical treatment methods using internal fixation have showed degeneration changes of an adjacent vertebrae and loss of lumbar spine lordosis-kypnosis due to eliminating a motion. For solving the problems of internal fixation, a novel interspinous spacer has been developed to treat DLSS by surgical treatment method. In this study, we evaluated the biomechanical effects of the interspinous spacer on the kinematics of the porcine lumbar spine before and after insertion of the implant. For this purpose, a device that is capable of measuring 3-D motions were built based on direct linear transformation (DLT) algorithm written with MATLAB program. Results showed that in extension, a change of the mean angle between the intact and the implanted specimens at L4-L5 was 1.87 degree difference and the implant reduced the extension range of motion of the L4-L5 ($p < 0.05$). But the range of motion in flexion, axial rotation and lateral bending at the adjacent segments was not statistically affected by the implant. In conclusion, we thought that interspinous spacer may have remedical value for DLSS by flexing human lumbar spine.

Key Words : DLSS (퇴행성 요추부 척추관 협착증), Kinematic (운동학), Lumbar Spine (요추)
Direct Linear Transformation (직접 선형 변환), Range Of Motion (운동범위)

1. 서론

노인 인구의 증가에 따라 척추의 퇴행성 변화에 의한 신경의 압박으로 요통이나 하지의 동통을 가지는 척추관 협착증 환자가 증가하고 있다. 질환의 원인으로서는 후관절의 퇴행화에 따른 비대(hypertrophy), 후 측방 섬유륜의 퇴행화를 통한 추간판의 팽윤(bulging), 그리고 척추 신경을 감싸고 있는 황색인대의 석회화에 따른 돌출(buckling) 등이 복합적으로 유발 되는 것으로 보고 되고 있다 [1-2]. 현재 척추관 협착증 치료 방법으로 약물치료(Drug therapy), 경막

하 부신피질 호르몬 주입(Epidural steroid injection), 보조기(Brace and corset), 그리고 운동 요법 등을 이용하는 보존적 치료 방법과 감압술(Decompression), 융합술과 기구 고정술(Arthrodesis and spinal instrumentation) 등을 이용하는 수술적 치료 방법이 있다. 그러나 과도한 추궁 설계 및 후관절 제거는 척추의 구조적 변형 및 불안정성을 유발하고, 척추경 나사못과 강봉을 이용한 기구 고정술은 수술 초기에 통증 감소하는데 있어 큰 역할을 하지만, 인접부위 척추체의 motion을 제한함으로써 요추 만곡의 감소, 퇴행성 변화를 야기 시키는 문제점이 보고 되

고 있다[3]. 최근 퇴행성 척추관 협착증 치료를 위한 새로운 수술 방법으로 극돌기간 삽입술이 소개 되었다. 극돌기간 삽입술은 질환 부위 요추의 극돌기 사이에 spacer를 삽입함으로써 질환이 있는 척추체의 신전 운동(extension)을 제한하고 굴곡(flexion)을 만들어 줌으로써 붓종을 감소시킬 수 있다[4]. 그리고 두개의 lateral wing은 spacer가 미끄러지는 것을 방지해 주는 역할을 한다. 이번 연구에서는 3차원적 측정을 위하여 MATLAB으로 짜여진 DLT 기법의 운동 분석 시스템을 이용하여 spacer 삽입 전·후 돼지 요추의 motion 변화를 측정하여 spacer의 생체 역학적 효과를 분석하고자 하였다.

2. 재료 및 방법

2.1 3차원 측정을 위한 시편

2.1.1 동물척추시편

동물척추시편은 6개월 미만의 돼지 요추 2번에서 6번까지의 다분절 요추체 (n=5)를 이용하였다. 비닐 포장지를 이용하여 전체 운동 분절을 감싸 수분 결정으로 인한 디스크와 조직 손상을 줄이기 위해서 -20℃의 냉동고에서 냉동 보관하였다. 실험하기 3시간 전에 냉동 보관된 돼지 요추 분절을 실온(27℃)에서 녹인 후 근육, 지방 등의 연부 조직을 제거하였다 (Fig 1-a). 2차원 좌표 생성이 가능하도록 하기 위해서 지름이 0.8mm 이하인 marker를 각 척추체에 3개씩 붙였다.

2.1.2 극돌기간 삽입물

돼지 요추의 극돌기 사이에 삽입되는 극돌기간 삽입물은 티타늄으로 제작된 12mm의 높이를 가지는 Fixano (Interspinous-U, France, Fig. 2) 제품을 이용하였다. 삽입된 임플란트는 극돌기 사이에서 미끄러지는 것을 방지하기 위해서 지름이 0.8mm인 의료용 스테인리스 wire를 이용하여 고정하였다 (Fig 1-b).

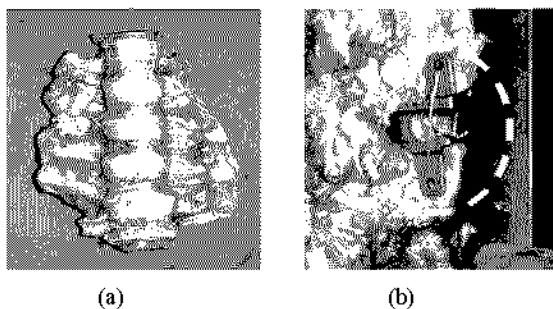


Fig 1. A control group and experimental group in this

study (a) intact porcine multi level lumbar(L2-L6)
(b) insertion of Interspinous-U in intact porcine multi level lumbar

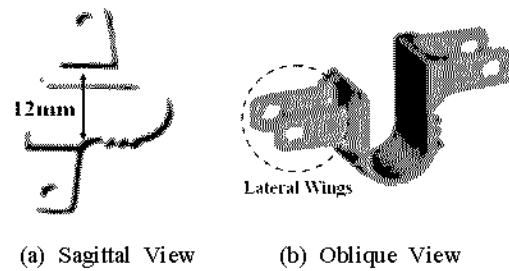


Fig 2. Drawing of Interspinous-U

2.2 3-D Motion Analysis System 설계 및 제작

2.2.1 Calibration Frame

임플란트 삽입 전·후 motion 변화를 측정하기에 앞서 3차원 측정의 정밀도에 대한 검증이 필요하다. 이를 위해 아크릴 강봉에 landmark가 부착되어 있는 calibration frame을 설계하였다. 그리고 landmark의 정확한 3차원 좌표를 구현하기 위하여 CNC 공작기계를 이용하여 정밀 측정 하였다. landmark는 직경 0.2mm의 철심을 아크릴 강봉에 삽입한 것으로 3차원 좌표를 알고 있는 공간자와 같은 역할을 한다. 이 calibration frame은 300mm×300mm의 공간을 측정할 수 있게 하여 요추의 motion 변화를 충분한 범위에서 정확하게 측정할 수 있도록 하였다. calibration frame에 필요한 landmark의 개수를 작업상의 이미지 손실을 보완하기 위해 16개로 설정하여 DLT parameter 산출이 용이하도록 하였다 (Fig 3).

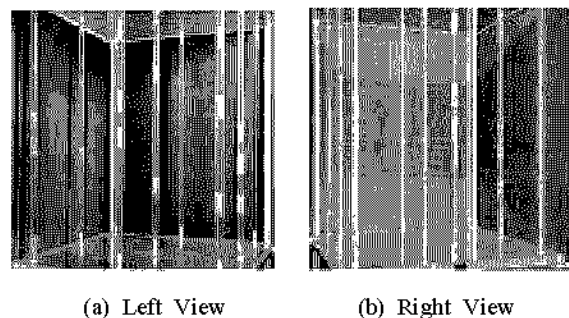


Fig 3. Photography of a calibration frame through two digital cameras (SONY: DSC-F505)

2.2.2 DLT Program

임플란트 삽입 전·후 척추체의 3차원적 움직임을 정확하게 측정하기 위해 두 대 이상의 카메라를 이

용하여 3차원 공간을 촬영하고 이로부터 얻어진 2차원 영상을 상호간의 선형적 관계식을 통해 3차원 좌표 값을 얻는 DLT (Direct Linear Transformation) 기법을 이용하였다 [5-6].

2.2.3 3차원 운동의 정확도

3차원 운동의 분석은 Fig. 4와 같이 두 대의 카메라를 이용하여 calibration frame을 A*에서 A로 이동시킨 후 calibration frame을 촬영하여 2차원 이미지를 얻고 그 후 모든 방향에 대해 움직임이 가능한 motion analysis unit에 B*와 같이 marker ($\phi \leq 0.8$)의 2차원 움직임을 촬영하여 MATLAB 6.1을 이용하여 3차원 좌표 값을 얻을 수 있게 하였다. 이때 motion analysis unit의 각 축에서의 회전 및 이동 정확도는 각각 최대 0.54° 와 0.14mm 의 오차를 보였다.

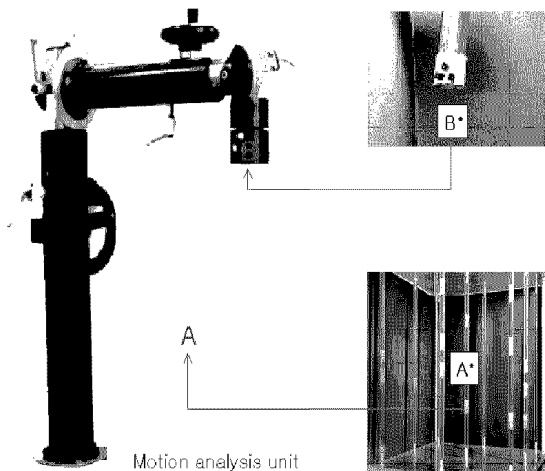


Fig 4. Accuracy Analysis of 3-D motion (A) calibration frame position (B) markers position

2.3 하중조건

돼지 시편의 두개골부 L2와 미골부 L6을 레진(Lang Dental, Manufacturing Co., Inc., USA)을 이용하여 몰드에 고정하였다. spacer의 삽입 효과를 분석하기 위하여 앉은 자세의 경우 요추에 걸리는 하중으로 알려진 700N의 압축 하중 하에서, 돼지 요추의 Maximum Flexion Moment (Nm)인 9.5Nm인 보다 적은 7.5Nm의 굴곡-신전, 회전, 그리고 측면 하중이 가능하도록 MTS 858 Bionix test system (MTS System Corp., MN, USA)과 3.643kg의 무게 추를 이용하였다 (Fig 5) [7].

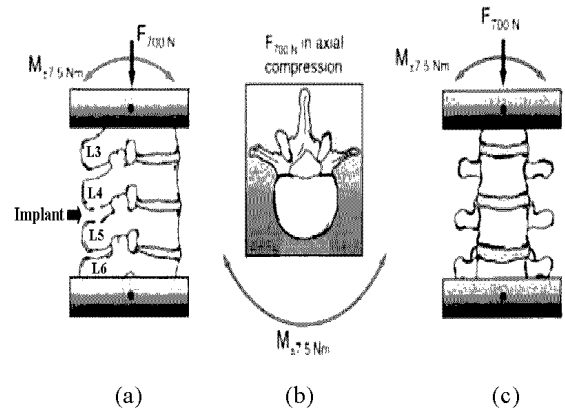


Fig 5. Loading condition (a) flexion-extension (b) axial rotation (c) lateral bending

2.4 결과 분석

spacer 삽입 전·후 척추체의 motion 변화를 측정하기 위하여 각 척추체에 부착된 3개의 marker 좌표를 구하여 DLT 기법을 이용한 MATLAB program을 이용하였다. spacer 삽입에 따른 시술 효과 및 인접 부위의 motion 변화에 영향을 주는지를 분석하기 위하여 범용 통계 프로그램인 SPSS 11.0 (SPSS Inc., USA)을 이용하여 유의 수준 0.05에서 ANOVA test를 실시하였다.

3. 결과

3.1 운동 분석 시스템의 정확도 분석

spacer 삽입 전·후 척추체의 ROM 변화를 측정하기 위하여 도입된 DLT 기법의 각 축에 대한 오차는 Table 1, 2와 같이 모든 축에 대하여 회전 오차의 경우 최대 0.54° 와 이동 오차의 경우 0.14mm 를 보여 본 실험의 시스템적 환경으로 적합하다고 사료된다.

Table 1. System accuracy in translation

Actual Motion (mm)	Y-direction error (mm)	Z-direction error (mm)
10	0.11	0.1
20	0.08	0.22
30	0.35	0.16
RMS Error	0.14	0.12
STD	0.09	0.06

Table 2. System accuracy in axis

Actual Motion (°)	X-axis error (°)	Y-axis error (°)	Z-axis error (°)
10	1.33	0.1	0.64
20	0.05	0.57	0.26
30	0.98	0.03	0.76
RMS Error	0.54	0.18	0.37
STD	0.66	0.29	0.26

3.2 spacer 삽입 전·후 ROM 변화

척추관 협착증 치료를 위한 spacer 삽입 전·후 각 척추에의 ROM 변화는 Fig 6과 같이 나타났다. 굴곡, 측면, 그리고 회전 하중의 경우에는 spacer 삽입 전·후 시술 부위 및 인접 부위의 ROM 변화는 통계학적으로 유의성을 나타내지 않았다 ($p > 0.05$). 그러나 신전 하중의 경우에는 시술 부위에서 spacer 삽입 후 1.87°의 ROM 감소를 보였다. 그러나 인접 부위에서의 ROM 변화는 통계학적으로 차이가 없었다.

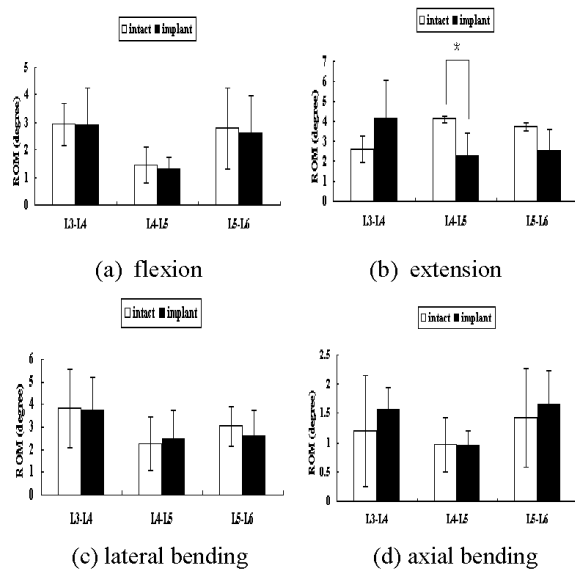


Fig 6. The mean ROM of the adjacent and implanted levels before and after insertion of interspinous spacer during flexion-extension, lateral bending, and axial rotation (* : $p < 0.05$)

4. 결론

퇴행성 척추관 협착증 치료를 위한 척추 극돌기 삽입술의 생체역학적 연구 결과는 다음과 같다.

1. 극돌기 삽입술은 척추관 협착 질환이 있는 척추체 부위를 굴곡 시켜줌으로써 통증을 완화시킬 수 있을 것으로 사료된다.
2. spacer는 시술 후 인접 부위 척추체 motion에 영향을 주지 않을 것으로 생각된다.

후기

본 연구는 한국과학재단 목적기초 연구 지원 (R01-2001-00500)으로 수행되었음.

참고문헌

1. Atsushi Fujiwara, Howard S. An, et al., "Morphologic Changes in the Lumbar Intervertebral Foramen Due to Flexion-Extension, Lateral Bending, and Axial rotation", *Spine*, Vol 26, pp 876-882, 2001.
2. Kazuo Yamashita, Junzo Hayashi, Kenji Ohzono, et al., "Correlation of Patient Satisfaction with Symptom Severity and Walking Ability after Surgical treatment for Degenerative lumbar Spinal Stenosis", *Spine*, Vol 28, pp 2477-2481, 2003.
3. Johnson KE, Willner S, Johnson K, "Postoperative instability after decompression for lumbar spinal stenosis", *Spine*, Vol. 11, pp107, 1990
4. Derek P. Lindsey, Kyle E. Swanson, Paul Fuchs et al., "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.
5. Philippe Pourcelot, Fabrice Audigie, et al., "A method to synchronise cameras using the direct linear transformation technique", *J. Biomechanics*, Vol 33, pp 1751-1754, 2000.
6. Ricahrd N. Hinrichs, Scott P. McLean, "NLT and Extrapolated DLT: 3-D cinematography Alternatives for Enlarging the Volume of Calibration", *J. Biomechanics*, Vol 28, pp 1219-1223, 1995.
7. J. P. Dickey, G. A. Dumas, D. A. Bednar, "Comparison of porcine and human lumabr spine flexion mechanics", *Vet Comp Orthop Traumatol*, Vol. 16, pp. 44-49, 2003.