한국정밀공학회지 제 27권 2호 pp. 137-144 February 2010 / 137
Journal of the Korean Society for Precision Engineering Vol. 27, No. 2, pp. 137-144

척추경 고정 나사 시스템을 이용한 척추 유합 시술의 생체역학적 분석 모델 연구

A Study of Biomechanical Simulation Model for Spinal Fusion using Spinal Fixation System

김성민 [1,✉], 양인철 [2], 강호철 [1]
Sung Min Kim[1,✉], In Chul Yang[2] and Ho Chul Kang[1]

1 동국대학교-서울 의생명공학전공 (Department of Medical Bio Engineering, Dongguk Univ-Seoul.)
2 동국대학교-서울 생명과학연구원 (Research Institute of Biotechnology, Dongguk Univ-Seoul.)
✉ Corresponding author: smkim@dongguk.edu, Tel: 02-2260-8769

Manuscript received: 2009.11.12 / Accepted: 2009.12.4

In general, spinal fusion surgery takes pressure off the pain induced nerves , by restoring the alignment of the spine. Therefore spinal fixation system is used to maintain the alignment of spine. In this study, a biomechanical study was performed comparing the SROM(Spinal Range Of Motion) of three types of system such as Rigid, Dynesys, and Fused system to analyze the behavior of spinal fixation system inserted in vertebra. Dynesys system, a flexible posterior stabilization system that provides an alternative to fusion, is designed to preserve inter-segmental kinematics and alleviate loading at the facet joints. In this study, SROM of inter-vertebra with spinal fixation system installed in the virtual vertebra from L4 to S1 is estimated. To compare with spinal fixation system, a simulation was performed by BRG. LifeMOD 2005.5.0 was used to create the human virtual model of spinal fixation system. Through this, each SROM of flexion, extension, lateral bending, and axial rotation of human virtual model was measured. The result demonstrates that the movement of Dynesys system was similar to normal condition through allowing the movement of lumbar.

Key Words: Spine (척추), Spinal Fixation System (척추경 고정나사 시스템), Spinal Fusion (척추 유합술), Dynesys (동적 안정장치), LifeMOD (인체모델링 프로그램), Spinal Range of Motion (척추 유효 운동 범위)

기호설명

α = Spinal range of motion at lateral bending
α_1 = Spinal range of motion at flexion
α_2 = Spinal range of motion at extension
a_3 = Displacement of CM position at flexion
a_4 = Displacement of CM position at extension

1. 서론

척추질환을 치료하기 위한 치료법으로 크게 보존적 치료법(Conservative treatment)과 수술적 치료법(Surgical treatment) 등이 있다. 보존적 치료법(Conservative treatment)은 약물투여, 운동요법, 부목, 보조기 사용 등이 있으나 보존적 치료(Conservative treatment)만으로는 증상의 호전을 기대하기 어렵기 때문에 환자의 상태가 허용하는 범위 내에서 수술적 치료(Surgical treatment)를 시행하고 있다. 수술적 치료에서의 목적은 손상되거나 퇴행성 질환을

보이는 추간판에 의해 압박받는 신경을 보호하고 추간판과 척추체 사이의 움직의 관계를 최소화 하여 척추의 안정성을 유지하여 척추 통증을 최소화 하는데 있다. 척수 신경의 감압을 위해 척추후궁절제술(Laminectomy), 추간판제거술(Discectomy) 및 척추공절제술(Foraminectomy) 등을 시행하고 있으나 척추 분절의 불안정성을 야기 할 수 있어 척추판(Plate), 척추경 나사못(Pedicle screw)과 봉(Rod)을 이용한 척추유합술(Spinal fusion)이 주로 시행되고 있다.

척추 유합술 (Spinal fusion)에서는 강체 구조의 고정장치를 사용하여 척추 질환을 치료하는 방법이 널리 이용되고 있다. 그러나 강체 구조의 고정장치를 이용한 척추유합은 병소 부위 주변의 추간판의 퇴행성 질환을 가속시키는 등 여러 부작용을 야기한다는 임상연구 결과가 보고되고 있다. 따라서 최근에는 이러한 부작용을 해소하기 위해 척추내고정장치는 생체내적합성과 생체역학적인 적합성을 고려한 동적 고정체(Dynamic spinal implant)의 개발을 통해 인접 추간판의 응력 집중에 의한 퇴행화를 막아 추가적인 척추의 손상을 방지하고 보다 원활한 척추의 움직임을 가능하도록 하기 위한 연구가 활발히 진행되고 있다.[1-3]

본 연구에서 고려한 동적 고정장치는 Dynesys® (Dynamic Neutralization System for the Spine)로 1994년에 유럽에서 처음으로 임상시험이 실시되었으며 특히 Zimmer 사의 Dynesy®는 2004 년경 미국 식품의약품안전청(FDA)의 승인을 받아 시판 중에 있다 (Fig. 1). Dynesys® (Zimmer Inc., Warsaw, IN, USA)는 PROTASUL®-100 Screw 와 SULENE® PCU Universal Spacer 와 SULENE® PET Cord 로 구성되어 있으며

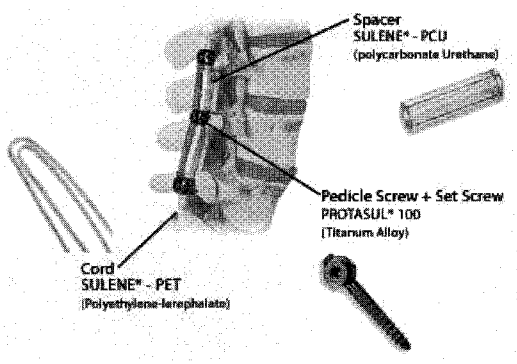


Fig. 1 Dynesys spinal system, Zimmer Inc., Warsaw, IN, USA

SULENE® PET Cord 는 Spacer 에 삽입되어 Pedicle screw 와의 체결을 통해 Bending Moment 를 제한하고 Spacer 는 척추의 해부학적 자세를 유지할 수 있도록 하는 역할을 한다.[4,5]

따라서 본 연구에서는 가상 인체모델을 구성하고 인체 모델에 척추경 고정나사 시스템을 직접 삽입하여 척추경 고정장치의 각 시스템별 척추 운동범위(SROM)를 비교 분석하여 In-vitro 연구의 제약을 극복하기 위한 인체모델을 개발하고 척추 분절의 운동에 대한 생체역학적인 연구를 진행하는데 그 목적이 있다.[6]

2. 연구방법

본 연구는 Fig. 2 의 protocol 과 같이 인체모델에 삽입할 척추경 고정나사 시스템을 선정한 후 3D CAD 프로그램을 통한 모델링을 하여 척추경 고정나사 시스템 모델을 생성하였다. 인체모델은 BRG.LifeMOD 2005.5.0 (Biomechanics Research Group, Inc., USA)를 통해 생성하였으며 인체모델에 척추경 고정나사 시스템을 추체의 퇴행성 변형이 빈번히 발생하는 제 4 요추부터 제 1 천추에 이르는 2 운동분절(motion segment)에 고정형시스템(Rigid System),혼합형시스템(Fused System), 동적시스템(Dynesys® System)을 삽입하여 척추유합술을 시술받은 환자의 상태를 재연하였다. 본 연구에서 고려한 척추경 고정나사 시스템은 동적 시스템 모델링을 기반으로 하여 금속봉(Rod)의 성분에 따라 각 시스템을 개발하였다. 또한 완성된 인체모델에 굴곡/신전(Flexion/Extension), 외측휨(Lateral Bending), 축회전(Axial Rotation)등 동작 정보를 입력하여 척추유합술을 받은 후 Adams(MSC Software, USA)를 이용한 인체동작에 대한 동역학적인 해석을 수행하였으며 정상모델(Intact model)의 척추운동범위와 고정형 시스템, 혼합형 시스템과 동적 시스템별 시술 후의 척추운동범위를 비교 분석하여 각각의 척추경 고정나사 시스템에 대한 특성을 연구하였다.

2.1 인체 모델 개발

척추유합법에 의한 시술을 받은 환자를 재연하기 위한 인체모델은 BRG.LifeMOD 2005.5.0 를 통해 Full Body Skeletal Model 로 건강한 상태의 키 175cm, 몸무게 77kg, 나이 25 세의 평균 성인남자 인체모델로 구현하였다(Fig. 3). 인체모델에 L4 부터

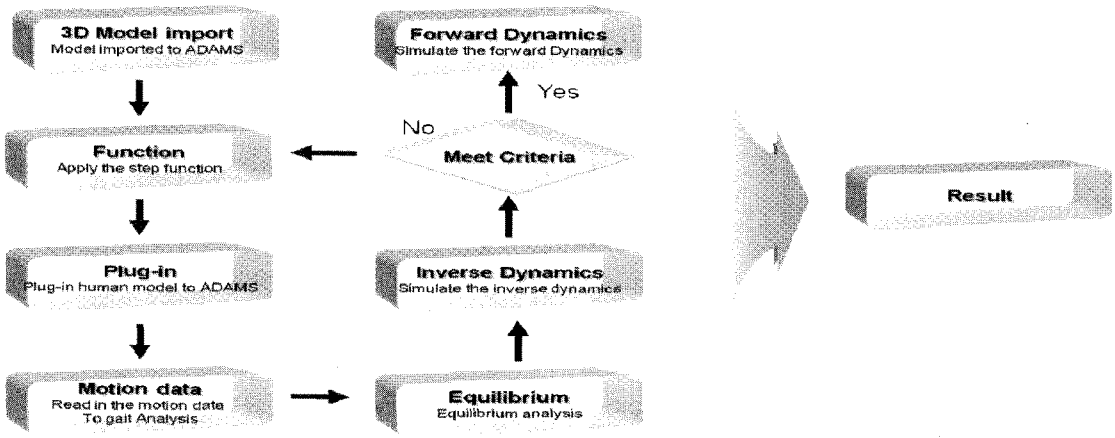


Fig. 2 Procedure of study[7]

S1 까지 2 운동분절을 구현하기 위해 주요 Joint 이외에 L4-S1 에 이르는 분절에 Universal Joint 를 추가 구성하여 굴곡/신전, 외측휨, 축회전 시 척추의 동적 움직임을 가능하도록 하였다.

2.2 척추경 고정나사 시스템 모델 개발

본 연구에서는 정상모델, 고정형 시스템, 혼합형 시스템과 동적 시스템이 시술된 모두 4 가지 상황을 재연하여 각각의 특성에 대해 분석하였다. 따라서 척추경 고정나사 시스템 또한 4 가지 상황을 고려하기 위하여 척추경 고정나사 시스템은 척추 질환이 가장 많이 발생하고 외부의 충격에 의해 쉽게 손상되는 L4 에서부터 S1 까지 3 level 에 걸쳐 고정형 시스템, 혼합형 시스템, 동적 시스템을 각각 삽입하여 3 가지 모델을 구성하였다(Fig. 4).

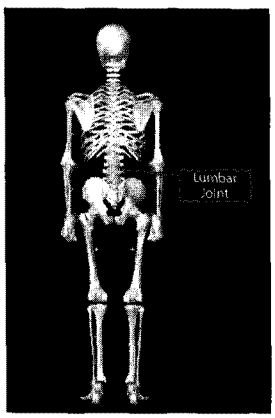


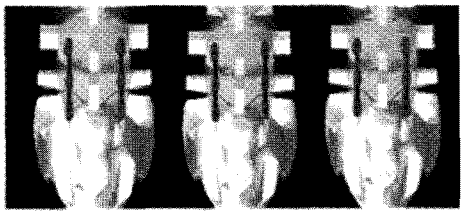
Fig. 3 Skeletal full body model of human and joints at lumbar spine[7]

고정형 시스템의 금속봉은 Titanium Alloy 성분으로 구성되며 동적 시스템의 금속봉은 Polycarbonate-urethane 성분의 Universal Spacer 와 Polyethylene-terephalate 성분의 PET cord 로 구성된다. 또한 혼합형 시스템은 고정형 시스템과 동적 시스템의 Rod 를 각각 혼합하여 구성하였다.[8]

본 연구에 적용한 척추경 고정나사 시스템의 물성치는 Table 1 과 같이 적용하였다.

2.3 척추경 고정나사 시스템 모델과 인체모델의 외부조건

BRG.LifeMOD 2005.5.0 를 통해 개발된 인체모델과 척추경 고정나사 시스템 결합을 통해 완벽한 시술상황을 재연하기 위하여 Pedicle screw 와 Bone 은 12 가지 특성을 가지는 연결 요소인 Bushing 을 통해 동적 움직임이 가능하도록 하였으며 Rod, Set screw 와 Pedicle screw 는 Fixed joint 를 통해 구속하였다(Fig. 5). 각각의 모델의 척추운동범위를 얻기 위하여 인체모델의 Lumbar joint 에서 발에 이르는 하지를 지면에 Fixed joint 를 통해 병진운동과 회전운동을 구속하였으며 머리에서 Lumbar joint 에 이



Rigid System Dynesys System Fused System

Fig. 4 Simulation model of spinal fixation system

Table 1 Material properties of stabilization device[9]

Part	Material	Density	Young's Modulus	Poisson's ratio
Pedicle Screw	Titanium alloy	4850	1.02E+5	0.3
Set Screw	Titanium alloy	4850	1.02E+5	0.3
Rod	Titanium alloy	4850	1.02E+5	0.3
Universal Spacer	Polycarbonate -urethane	1120	2.4E+3	0.37
PET Cord	Polyethylene -terephthalate	1370	2.4E+3	-

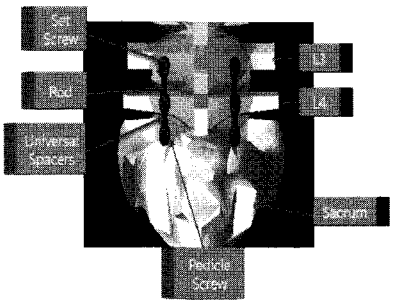


Fig. 5 CAD model of dynamic stabilization system to simulation

르는 상지에 대하여는 병진운동과 회전운동이 자유로울 수 있도록 적용하였다.

2.4 시뮬레이션을 위한 동작데이터(Motion Data, MD) 적용

동작데이터(Motion Data, MD)는 인체모델에 실제적인 동작을 인가하기 위한 중요한 정보이다. 따라서 Plug-in-Marker Set Placement Protocols 에 따라 정확한 위치에 Marker 를 위치시켜 시뮬레이션을 위한 동작정보를 획득하게 된다. 본 연구에서는 개인의 특성에 따른 동작을 배제하고 객관적인 동작을 인가하기 위하여 Spline 을 이용하여 인체모델의 동작데이터(MD)를 구성하여 총 12 초간 해석을 수행하였다.

Table 2 와 같이 AMA(American Medical Association)[10] 가이드라인에서 제시하고 있는 척추운동범위에 따라 정상 인체 모델의 ROM 을 설정하였다(Fig. 6). Spline 의 X, Y, Z 축에 대한 위치 변위값은 정상모델의 운동범위를 통해 계산되었다.

3. 연구결과

인체의 각각의 움직임에 따른 시뮬레이션 결과는 Table 2 의 정상인 모델의 척추운동범위와 비교되어졌다. 시뮬레이션 결과의 척추운동범위는 Y 축과 Z 축에 대한 Head CM (center of mass)의 변위값을 삼각법에 대입하여 계산하였다.

Fig. 7 은 정상모델에 대한 결과로 1 초부터 6 초 사이는 굴곡에 대한 변위값을 6 초에서 12 초 사이는 신전에 대한 변위값을 나타내고 있다.

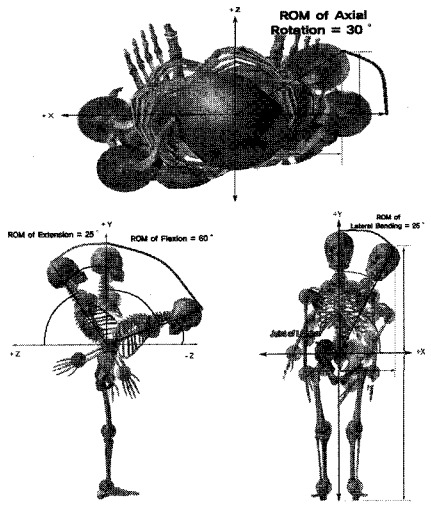


Fig. 6 Spinal range of motion at flexion, extension, lateral bending and axial rotation

Table 2 Spinal range of motion of intact model[10]

No.	Movement	SROM
1	Lumbar Flexion	60°
2	Lumbar Extension	25°
3	Lumbar Lateral Bending	25°
4	Thoracic Axial Ratation	30°

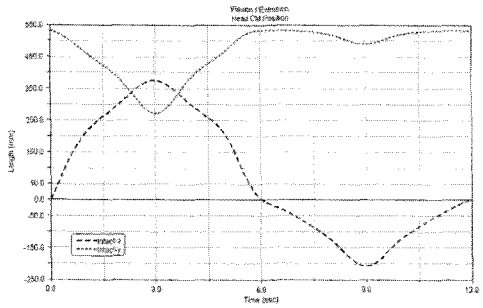


Fig. 7 Diagram of head CM position in intact model at flexion and extension

3.1 굴곡과 신전 시의 동작(Motion of flexion and extension)

굴곡시의 척추움동범위인 α_1 을 구하는 방법은 아래의 식을 통한 계산에 의하여 도출하며 a_3 와 b_2 의 변위값은 각각의 척추경 고정나사 시스템에 대한 시뮬레이션 결과를 통해 얻는다(Fig. 8). 신전에 대한 척추운동범위 또한 굴곡에 대한 척추운동범위를 도출하는 방법과 같이 시뮬레이션 결과를 통해 계산하였다.

a_3 와 b_2 는 시뮬레이션 결과를 통해 도출하였으며, 따라서 α_1 은 아래의 식(3)에 의해 도출할 수 있다. 그리고 a_4 와 b_1 은 시뮬레이션 결과를 통해 도출하였고, 따라서 α_2 는 아래의 식(6)에 의해 도출할 수 있다. 그러므로 4 가지 시스템에 대한 a_3와 a_4, b_1과 b_2의 값을 도출하면 α_1과 α_2의 값을 계산할 수 있었다. 위의 모든 변위값은 시뮬레이션의 결과를 통해 얻을 수 있었다.

$$\alpha_1 = \frac{\pi}{2} - \beta_1 \tag{1}$$

$$\beta_1 = \tan^{-1}\frac{a_3}{b_2} \tag{2}$$

$$\alpha_1 = \frac{\pi}{2} - \beta_1 = \frac{\pi}{2} - \tan^{-1}\frac{a_3}{b_2} \tag{3}$$

$$\alpha_2 = \frac{\pi}{2} - \beta_2 \tag{4}$$

$$\beta_2 = \tan^{-1}\frac{a_4}{b_1} \tag{5}$$

$$\alpha_2 = \frac{\pi}{2} - \beta_2 = \frac{\pi}{2} - \tan^{-1}\frac{a_4}{b_1} \tag{6}$$

굴곡에 대한 시뮬레이션 결과 정상모델은 60°, 고정형 시스템은 26°, 혼합형 시스템은 41° 그리고 동적 시스템은 55°의 척추운동범위를 보여 주었다. 이 결과는 정상모델의 척추운동범위에 비해 고정형 시스템은 43%, 혼합형 시스템은 68%, 동적 시스템은 91% 에 해당하는 척추운동범위가 발생하였다는 것을 알 수 있게 되었다.

신전시의 결과 정상인은 25° 인데 비하여, 고정형 시스템은 10°,혼합형 시스템은 13° 그리고 동적 시스템은 21°의 척추운동범위을 보여 주었다.

이 결과는 정상모델 척추 운동범위에 비해 고정형 시스템은 40%, 혼합형 시스템은 52%, 동적 시스템은 84%에 해당하는 척추운동범위가 발생하였다.

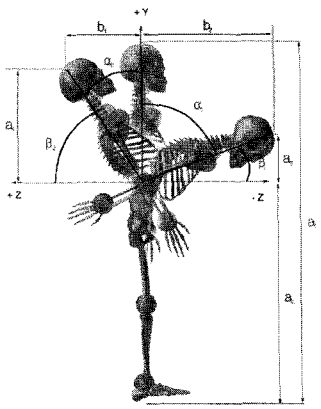


Fig. 8 Range of motion of flexion / extension

3.2 외측휨의 동작(Motion of lateral bending)

외측휨(Lateral bending)은 X-Y 평면에 대해 Z 축을 기준으로 회전운동을 하는 것으로 정상인의 경우 25° 까지 움직일 수 있다.

외측휨의 척추운동범위는 요추 관절(Lumbar Joint)을 기준점으로 하였으며 X 축과 Y 축에 대한 변위값을 통해 계산하였다.

척추운동범위, α 에 대한 계산식은 식(7)과 같다. a_1 과 b_1 은 시뮬레이션 결과를 통해 도출하였으며, 따라서 α 를 계산하였다.

$$\alpha = \frac{\pi}{2} - \beta \tag{7}$$

$$\beta = \tan^{-1}\frac{a_1}{b_1} \tag{8}$$

$$\alpha = \frac{\pi}{2} - \beta = \frac{\pi}{2} - \tan^{-1}\frac{a_1}{b_1} \tag{9}$$

외측휨 시의 결과 정상인은 25°인데 비하여, 고정형 시스템은 12°, 혼합형 시스템은 15° 그리고 동적 시스템 은 21°의 척추운동범위를 보여 주었다. 이 결과는 정상모델의 척추운동범위에 비해 고정형 시스템은 48%, 혼합형 시스템은 60%, 동적 시스템은 84%에 해당하는 척추운동범위가 발생하였다.

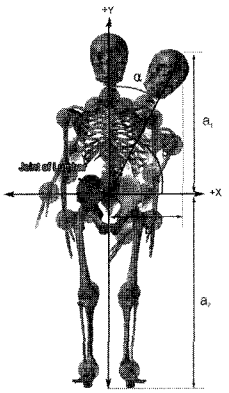


Fig. 9 Range of Motion of Lateral Bending

3.3 축회전의 동작(Motion of axial rotation)

축회전은 LifeMOD 의 X-Z 평면에 대한 Y 축을 기준으로 하는 변위각에 대한 결과를 나타내는 것으로 정상인은 최대 30° 까지의 움직임이 가능하다.

축회전의 척추운동범위는 식(10)과 같이 간단하게 구할 수 있으며 척추경 고정나사 시스템별 시뮬레이션 결과에 따른 변위값을 통해 각각의 척추운동범위를 도출하였다.

$$\alpha = \tan^{-1}\frac{a}{b} \tag{10}$$

축회전 시의 결과 정상인은 30° 인데 비하여, 고정형 시스템은 10°, 혼합형 시스템은 18° 그리고 동적 시스템은 23°의 척추운동범위를 보여 주었다. 이 결과는 정상인의 척추운동범위에 비해 고정형 시스템은 33.3%, 혼합형 시스템은 60%, 동적 시스템은 76.7%에 해당하는 척추운동범위가 발생하였다.

Table 3 은 고정장치에 따른 척추운동범위의 시뮬레이션 결과를 제시하고 있다.

4. 결론

인체모델에 고정형 시스템, 혼합형 시스템, 동적 시스템등 척추경 고정나사의 종류에 따른 척추운동범위에 대한 시뮬레이션 한 결과 정상인과의 큰 차이를 보였다. 그 중 동적 시스템을 이용하여 시뮬레이션한 결과가 정상인의 결과와 가장 유사한 경향을 나타내었다.

동적 시스템은 굴곡시 91%, 신전, 외측휨 시 84%, 축회전 시 76.7%의 정상인 대비 척추운동범위의 발생율을 보여주었다.

그러나 이러한 결과는 동적 시스템이 정상인에

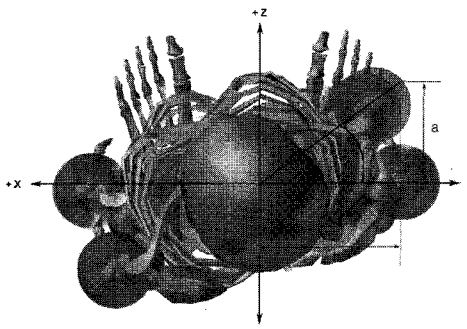


Fig. 10 Range of motion of axial rotation

Table 3 SROM of each spinal fixation system

	Intact Model	Rigid System	Fused System	Dynesys System
Lumbar Flexion	60°	26°	41°	55°
Lumbar Extension	25°	10°	13°	21°
Lumbar Lateral Bending	25°	12°	15°	21°
Thoracic Axial Rotation	30°	10°	18°	23°

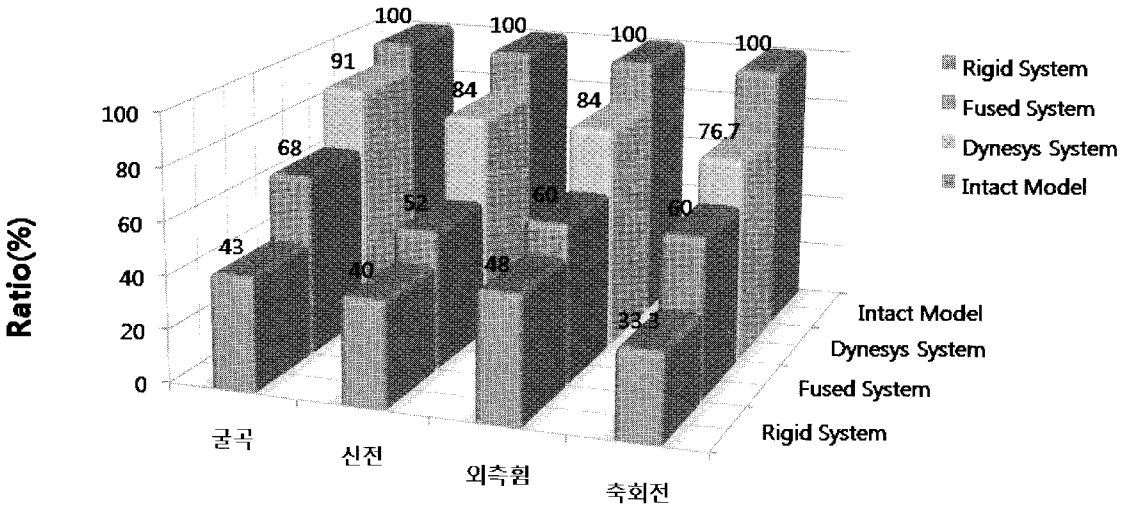


Fig. 11 Performance ratio of each system was compared

가장 가까운 움직임을 보여 주는 것 같지만 척추 질환을 가진 환자에게는 이러한 큰 움직임이 오히려 척추 신경을 자극하거나 퇴행성 질환을 악화시키는 부작용을 야기할 수 있다고 예상할 수 있다.[11]

따라서 본 연구의 결과 동적 시스템과 고정형 시스템을 함께 사용하는 혼합형 시스템이 보다 더 효과적인 치료 효과를 볼 수 있을 것으로 판단하였다. 혼합형 시스템에서 Rigid rod 는 시술 부위를 고정하고 Flexible rod 는 시술 주변을 고정하는 방법을 채택하여 부작용을 최소화할 수 있을 것으로 예상한다.

본 연구 결과는 Zhang(1997) [12] 의 연구결과와 같이 특정 분절만을 시편으로 준비하여 시험한 연구결과와 직접적인 비교는 불가하지만 척추운동범위의 경향은 유사함을 확인 할 수 있었다. 또한 척추 전체(C1-S1)에 대한 in-vitro 연구에 대한 한계를 극복할 수 있는 시뮬레이션 연구를 채택함으로써 in-vitro 시험 시 기준 축이 흔들려 정확한 척추 전체에 대한 운동범위를 측정할 수 없었던 한계를 극복할 수 있는 인체 모델을 개발하여 척추 전체에 대한 운동범위를 제시함으로써 기존 연구와의 차이를 확인할 수 있었다. 따라서, 본 연구는 향후 Flexible Multibody Dynamic 연구를 통해 보다 더 정확한 시뮬레이션 결과를 도출하고 인체모델의 움직임에 따른 척추경 고정나사 시스템의 응력 분포뿐만 아니라 피로해석 연구를 계속해 나가며 시술 후 환자의 보행에 대한 연구로 확장하려 한다.

후 기

본 논문의 척추고정시스템 모델은 ㈜유엔아이에서 제공되었습니다. 관계자 분의 협조에 감사드립니다.

참고문헌

1. Kumar, M. N., Baklanov, A. and Chopin, D., "Correlation between sagittal plane changes and adjacent segment degeneration following lumbar spine fusion," Eur. Spine J., Vol. 10, No. 4, pp. 314-319, 2001.
2. Lee, C. K., "Accelerated degeneration of the segment adjacent to a lumbar fusion," Spine, Vol. 13, No. 3, pp. 375-377, 1988.
3. Lehmann, T. R., Spratt, K. F., Tozzi, J. E., Weinstein, J. N., Reinarz, S. J., el-Khoury, G. Y. and Colby, H., "Long-term follow-up of lower lumbar fusion patients," Spine, Vol. 12, No. 2, pp. 97-104, 1987.
4. Stoll, T. M., Dubois, G. and Schwarzenbach, O., "The dynamic neutralization system for the spine: a multi-center study of a novel non-fusion system," Eur. Spine J., Vol. 11, Suppl. 2, pp. S170-S178, 2002.
5. Highsmith, J. M., "Dynamic Stabilization's Use in Treating Low Back (Lumbar) Disorders," http://www.spineuniverse.com/displayarticle.php/article1675.html
6. Kim, Y. E., "Overview of the Spine Biomechanics," J.

Korean Society for Precision Engineering, Vol. 19, No. 4, pp. 25-33, 2002.
7. Biomechanics Research Group, "Manual LifeMOD Biomechanics Modeler," 2005.
8. Eberlein, R., Holzapfel, G. A., Schulze-Bauer, C. A. J., "Assement of a Spinal Implant by Means of Advanced FE Modeling of Intact Human Intervertebral Discs," Fifth World Congress on Computational Mechanics, pp. 7-12, 2002.
9. Wikipedia, "Polycarbonate," www.wikipedia.org
10. American Medical Association, "Guides to the Evaluation of Permanent Impairment," Bulletin No. 239, 1990.
11. Kim, T. H., "The change of range of motion of lumbar region and muscle activities of lumbar extensor during trunk motion between subjects with low back pain and healthy subjects" Journal of the Korean Academy of University Trained Physical Therapists, Vol. 13, No. 2, pp. 61-69, 2006.
12. Zhang, Y. M., Voor, M. J., Wang, M. and Johnson, J. R., "The motion analysis of lumbar spine under simulated physiological load: A new loading-measuring system," Proceedings of the 1997 Sixteenth Southern Biomedical Engineering Conference, pp. 346-349, 1997.