

# Dynamo Stabilizer의 생역학적 분석

## Biomechanical Analysis of Dynamic Stabilizer

\*서정호<sup>1</sup>, #김영은<sup>2</sup>, 장예안<sup>3</sup>

\*J. H. Seo<sup>1</sup>, #Y. E. Kim(yekim@dankook.ac.kr)<sup>2</sup>, T. A. Jahng<sup>3</sup>

<sup>1</sup> 단국대학교 기계공학과 대학원, <sup>2</sup> 단국대학교 기계공학과, <sup>3</sup> 서울대학교 의과대학 신경외과학교실

Key words : Dynamic Stabilizer, Dynesys, NFlex, Fusion, Spine, Pedicle screw

### 1. 서론

추간판을 포함한 요추 분절의 기계적 변화에 의하여 요통이 지속되는 환자들 중 보존적 치료법(conservative treatment)에 반응하지 않는 경우 수술적 치료법(operative treatment)이 시행되어 왔으며 그 중 대표적인 것이 요추경 나사못(pedicle screw)을 이용한 척추융합술(spinal fusion)이다. 이는 통증의 원인이 되는 분절을 골융합에 의해 고정함으로써 통증을 유발시키는 분절의 관절운동이 일어나지 않게 하는 방법이다. 그러나 작동하던 관절의 융합은 시술 후 시간이 경과하면 융합된 분절의 퇴행성 변화가 가속화되어 새로운 원인의 요통을 발생시키게 된다. 또한 융합에 의한 관절운동의 소실은 척추의 운동을 변화 시키게 되고 특히 융합 인접 분절에 가해지는 부하를 증가시키게 되어 인접 분절의 퇴행성 변화를 가속화 시키게 된다<sup>1</sup>. 보고된 바에 의하면 그 발생률은 7~45% 정도에 이르고 있다<sup>2</sup>. 따라서 융합으로인해 소실된 관절운동을 최소화하기 위하여 다양한 동적안정장치(dynamic stabilizer)가 계속해서 개발되고 있다.

본 연구에서는 미국과 유럽에서 현재 임상에서 가장 많이 쓰이는 동적안정장치인 Dynesys와 NFlex가 융합분절에 시술되었을때의 관절운동을 요추부 상세 유한요소 모델을 통해 분석하였다.

### 2. 모델링 방법

#### 2.1 동적안정장치 모델

본 연구에서 고려한 동적안정장치는 Zimmer사의 Dynesys와 N-Spine사의 NFlex(Fig. 1)이며 이에 적용된 물성은 Table 1과 같다. Dynesys는 임상시 Cord에 300N의 전하중(Preload)이 가해지는데 이를 적용하기 위해 2절점 Spring 요소(SPRINGA)를 적용하여 전하중을 가해주었다. 요추경은 해석시간을 줄이기 위해 빔요소(B31)를 사용하여 모델을 간소화 하였다.

유한요소 모델구성을 위해 상용프로그램인 Hyper-Mesh 9.0(Altair engineering, Inc)를 사용하였다.

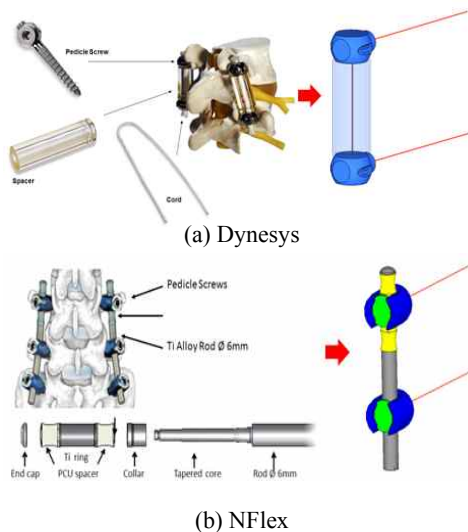


Fig. 1 Dynamic stabilizer

Table 1 Material properties of dynamic stabilizer

Part	Material	Young's Modulus(MPa)	Poisson's ratio
Pedicle Screw	Titanium alloy	1.1E+5	0.3
Rod	Titanium alloy	1.1E+5	0.3
Spacer	Polycarbonate-urethane	50	0.3

#### 2.2 융합모델

요추모델은 기존에 검증된 요추부 상세 유한요소 모델<sup>3</sup>을 기반으로 하였으며 제 3 번 요추와 4 번 요추 사이(L3/4)에 Dynesys, NFlex, Rod 를 삽입하여 1 개의 운동 분절을 융합하였을 때의 모델을 생성하였다(Fig. 2).

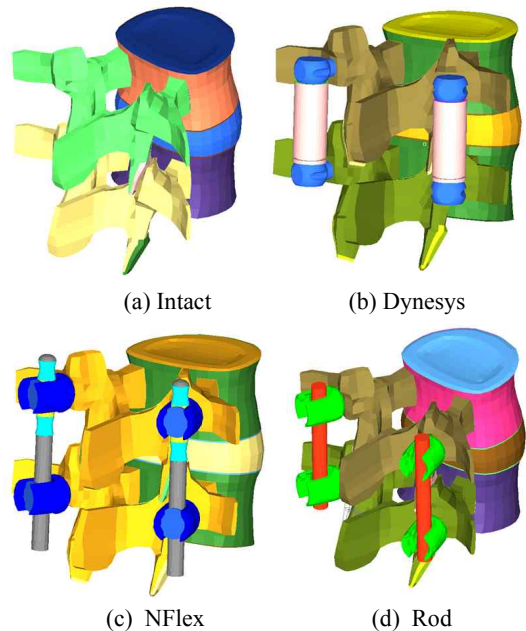


Fig. 2 FE model of the intact and three type of implanted model

### 3. 해석방법

제 4 번 요추의 하단 부를 고정하였으며 Moment 하중을 부여하기 위해 제 3 번 추체의 중심에 Beam 요소를 설치하였다. Beam의 양단에 상하하중을 주어 2Nm, 4Nm, 6Nm의 굴곡-신전(flexion-extension), 측굴전(lateral bending), 축회전(axial rotation) 모멘트를 가하였다(Fig. 3).

유한요소해석은 ABAQUS(Ver. 6.8-3, Dassault System Simulia)를 사용하였으며 해석을 통해 얻어진 node의 변위량을 이용하여 회전량을 계산하였다. 또한 융합모델을 이용한 계산결과의 타당성을 검증하기 위해 Cheng 등<sup>4</sup>에 의해 수행된 Dynesys를 이용한 사체 실험 결과와 회전량을 비교하였고 대체로 일치하는 것으로 나타났다.

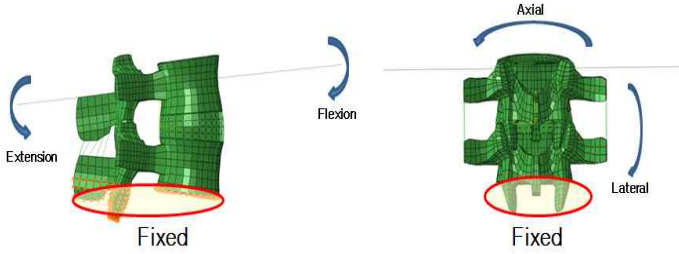
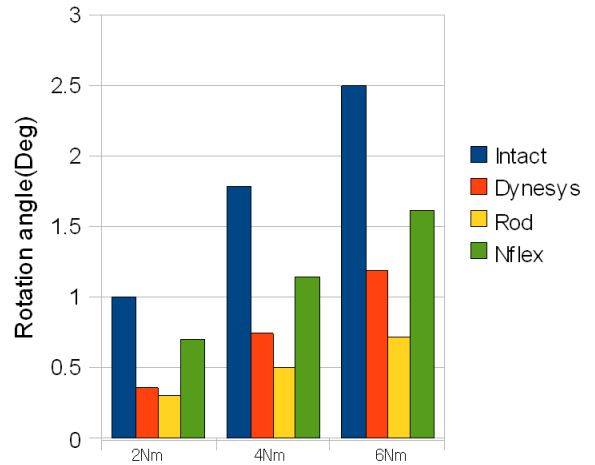


Fig. 3 Loading and boundary condition

#### 4. 해석결과

2Nm, 4Nm, 6Nm의 굴곡-신전, 측굴전, 측회전에 의한 계산결과 Fig. 4 와 같이 모든 하중조건에서 NFlex가 Dynesys 보다 더 많은 회전량을 나타내는 것으로 분석되었다. 특히 측굴전과 측회전의 조건에서 NFlex가 더욱 큰 회전량을 나타내었다.

이에 따라 척추융합술 후 NFlex가 Dynesys에 비해 정상모델에 더욱 근접한 관절운동을 가능하게 해주리라 예상할 수 있으며 융합된 분절과 인접분절에서의 퇴행성 변화를 더욱 효과적으로 줄여줄 수 있을 것이라 판단된다. 본 연구를 통하여 Dynesys와 NFlex를 이용한 척추융합술 시술시의 임상적 결과를 미리 예측해 볼 수 있었으며 환자의 상태에 따라 더 알맞은 동적안정장치를 의사들이 척추융합술에 사용할 수 있으리라 기대된다.



(c) Axial rotation moment

Fig. 4 Predicted angular motion

#### 5. 결론

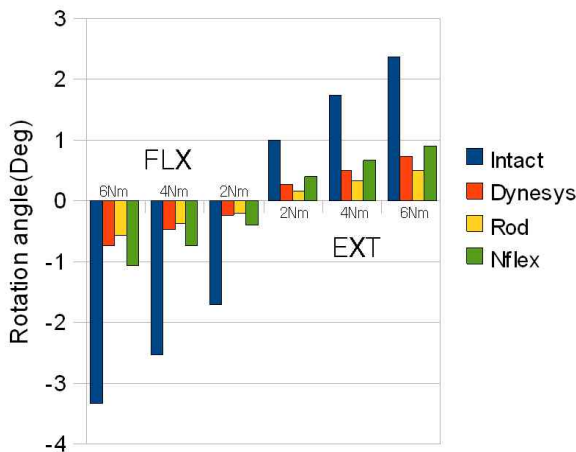
기존 척추융합술의 단점을 보완하기 위하여 다양한 동적안정장치가 개발되었다. 그 중 현재 임상에서 널리 사용되고 있는 Dynesys와 NFlex의 유한요소 모델을 생성하였으며 이를 기존에 검증된 요추부 상세 유한요소 모델의 제 3 번 요추와 제 4 번 요추 사이(L3/4)에 적용하여 Dynesys와 NFlex의 융합시술 후의 생역학적 특성을 분석하였다.

해석결과 NFlex가 Dynesys 보다 모든 하중조건에서 더 정상모델과 근접한 관절운동을 가능하게 해 줄 것으로 판단된다.

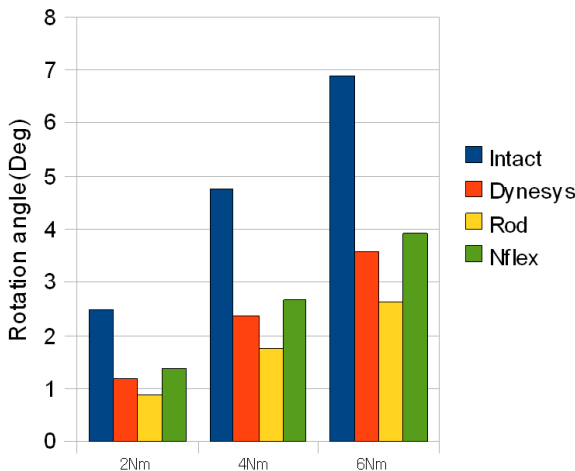
본 연구는 1 개의 운동분절로 제한되었기 때문에 예상된 결과를 검증하기 위해서는 인접분절에서 추간판의 압력변화 및 인대에서 작용하는 힘 그리고 후관절에서의 접촉력 비교 등의 추가적인 연구가 요구된다. 따라서 본 연구를 요추부 전체모델로 확장하여 추가적인 연구를 진행중에 있다.

#### 참고문헌

- Chen, C. S., Chen, C. K., Liu, C. L. and Lo, W. H., "Stress Analysis of the Disc Adjacent to Interbody Fusion in Lumbar Spine," Medical Engineering & Physics, Vol. 23, No. 7, pp. 483-491, 2001.
- Lee, C. K., "Accelerated Degeneration of the Segment Adjacent to a Lumbar Fusion," Spine, Vol. 13, pp. 375-377, 1988.
- Kim, Y. E. and Yun, S. S., "Effect on the Adjacent Motion Segments according to the Artificial Disc Insertion," Journal of Korean Society for Precision Engineering, Vol. 24, No. 8, pp. 122-129, 2007.
- Cheng, B. C., Gordon, J., Cheng, J. and William, C. W., "Immediate Biomechanical Effects of Lumbar Posterior Dynamic Stabilization Above a Circumferential Fusion," Spine, Vol. 32, No. 23, pp. 2551-2557, 2007.



(a) Flexion-Extension moment



(b) Lateral bending moment