

경추용 인공 디스크 곡률반경 차이에 따른 생체역학적 효과 비교 분석 : ProDisc-C[®] vs. Prestige-LP[®]

Biomechanical Behavior of Two Different Cervical Total Disc Replacement Designs in Relation of Concavity of articular surfaces : ProDisc-C[®] vs. Prestige-LP[®]

*박광민¹, #이성재¹, 우수현²

*K. M. Park¹, #S. J. Lee(sjl@bme.inje.ac.kr)¹, S. H. Woo²

¹인제대학교 의용공학과, ²(주)메디세이 기업부설연구소

Key words : Total Disc Replacement(TDR), Radius of curvature

1. 서론

경추부 퇴행성 질환의 수술적 치료 방법으로 경추용 금속판 및 추간체 유합 보형체를 이용한 유합술(Spinal Fusion)이 널리 시술 되고 있으나, 시술분절의 운동성을 제한함으로써 인접분절의 과도한 운동성 증가로 인해 추가적 퇴행을 유발한다는 문제점이 보고되고 있다.[1]

이에 따라 시술분절의 움직임은 회복할 수 있는 인공 디스크 전치환술에 관심이 증가하면서 디자인 변화를 통해 계면에서의 곡률반경(Radius of curvature) 변화 등을 모색한 각종 제품들이 출시되고 있다. 현재 Semi-constraint type의 대표적인 제품으로 Prodisc-C[®] (Synthes Spine, Paoli, PA)와 Prestige-LP[®] (Medtronic Sofamor Danek, Memphis, TN)가 널리 사용되고 있다. Prodisc-C[®] 는 상·하부판의 동일한 곡률반경으로 인해 rotation만 가능한 반면, Prestige LP[®] 는 하부판이 상부판에 비해 큰 곡률반경을 가짐으로써 rotation과 translation이 가능하다. 하지만 이러한 기능적 차이에 따른 생체역학적 비교 연구는 미흡한 실정이다.[2]

따라서 본 연구는 비선형 특성의 인대를 적용한 경추 유한요소 모델을 구현하고 인공 추간판 디스크 시술 전·후 다양한 생리학적 하중 하에서 회전 중심의 변화, 시술 및 인접 분절의 척추 분절 간 회전 운동, 후관절 하중을 정량적으로 평가하고 분석하고자 하였다.

2. 재료 및 방법

2.1 유한요소 정상 및 시술 모델 구축

본 연구에서는 CT 데이터를 바탕으로 경추3-6번 3차원 유한요소 모델을 구축하고 검증하였다. [Fig.1] 척추체는 육면체의 요소로 구성하였고, 피질골과 해면골에 각각의 물성치를 적용 하였으며, 후방 구조물 전체에 균일한 물성치를 적용하였다. 또한 인대는 load & displacement curve에 의거하여 비선형 물성치를 구현하였다.[Table.1],[3]

시술기기는 전방 도달법에 따라 전중인대, 수핵 및 전방 섬유륜 제거 후 경추4-5번에 삽입하였다. 인공디스크와 종관간은 완전한 골유착을 가정하여 "tied" contact condition을 적용하였으며, 인공디스크의 움직임을 위하여 inlay와 plate간의 마찰계수는 0.04를 적용하였다.[4]

2.2 유한요소 인공 디스크 모델

시술기기는 각각 동일한 높이, 깊이와 폭(6mm, 14mm, 17mm)으로 구현 하였다. 곡률반경은 Prodisc-C[®]의 경우 상·하부판($\rho=6\text{mm}$)이 동일하며, Prestige-LP[®]는 상부판($\rho=7.2\text{mm}$), 하부판($\rho=\infty, 3\text{mm}$)을 각각 구현하였다.[Fig.2]

2.3 하중 및 경계 조건

경추6번 하중판의 모든 절점은 모든 방향에 대해 변위가 발생하지 않도록 제한하였으며, 하중 조건으로는 73.6N의 follower load 및 hybrid protocol (intact : 1Nm)을 적용하였다.[5]

3. 결과

신전 운동 시 시술 분절에서는 Prestige-LP[®] 모델의 회전중심 축은 Prodisc-C[®]에 비해 후방, 상위에

위치하는 것을 확인하였으며, 인접 분절에서는 거의 차이를 보이지 않았다. 신전 운동 시 Prestige-LP® 시술 분절의 운동성은 Prodisc-C®에 비해 약 15% 낮게 나타났으며, 인접 분절에서는 큰 차이를 보이지 않았다. 반면, 굴곡 운동 시 두 시술 모델의 운동성은 거의 차이를 나타내지 않았다. [Fig.3] 또한, 신전 운동 시 시술 분절의 후관절 하중은 Prestige-LP®에 비해 Prodisc-C®가 약 10% 더 높게 나타난 반면, 인접 분절에서는 약 14% 더 낮게 나타났다.

4. 결론

본 연구의 결과에 의하면 신전 운동 시 Prestige-LP® 시술 모델은 Prodisc-C® 시술 모델에 비해 시술 분절의 회전 중심을 후방으로 유도하여 moment arm 길이 감소 효과를 가짐으로써 시술 분절의 운동성 및 후관절의 하중 감소 효과를 나타내는 것으로 예상된다. 이러한 결과는 Prestige-LP®가 Prodisc-C®에 비해 시술분절에서 후관절의 추가적 퇴행을 지연시키는 효과가 있을 것으로 예상되지만, 인접분절에서는 상대적인 후관절 하중 증가로 인해 그 효과가 상쇄될 가능성이 있을 것으로 사료된다.

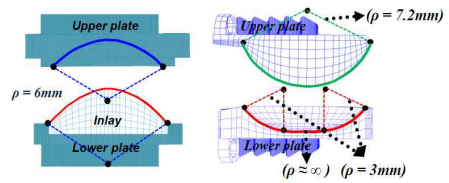


Fig. 2 The FE 3D implant model (left : Prodisc-C®, right : Prestige-LP®)

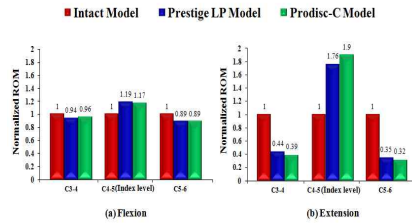


Fig. 3 Sagittal plane intersegmental rotation of the cervical spine after TDR.

참고문헌

1. J. C. Eck, S. C. Humphreys, T. H. Lim, S. T. Jeong, J. G. Kim, S. D. Hodges, H. S. An, "Biomechanical Study on the Effect of Cervical Spine Fusion on Adjacent-Level Intradis cal Pressure and Segmental Motion", SPINE, 27, 2431-2434, 2002
2. M. A. Rousseau, X. Bonnet, W. Skalli, "Influence of the Geometry of a Ball and Socket Intervertebral Prosthesis at the Cervical Spine", SPINE, 33, 10-14, 2008
3. F. Galbusera, C. M. Bellini, M. T. Raimondi, M. Fornari, R. Assietti, "Cervical spine biomechanics following implantation of a disc prosthesis", Medical Engineering & Physics, 30, 1127-1133, 2008
4. A. P. Dooris, V. K. Goel, N. M. Grosland, L. G. Gilbertson, D. G. Wilder, "Load-Sharing Between Anterior and Posterior Elements in a Lumbar Motion Segment Implanted With an Artificial Disc", SPINE, 26, 122-129, 2001
5. M. M. Panjabi, J. J. Crisco, A. Vasavada, T. Oda, J. Cholewicki, K. Nibu, E. Shin, "Mechanical Properties of the Human Cervical Spine as Shown by Three-Dimensional Load-Displacement Curves", SPINE, 26, 2692-2700, 2001

Component Name	Young's modulus E (MPa)	Poisson's ratio ν	Reference
Cortical bone	12,000	0.29	Faizan et al (2009)
Cancellous bone	100	0.29	
Posterior element	3,300	0.29	Kumaresan et al (1997)
End plate	300	0.4	Yoganandan et al (2005)
Annulus matrix	3.4	0.4	
Nucleus pulposus	1.0	0.499 (Incompressible)	Ha (2006)
Annulus Fibers	110	Cross-sectional Area: 0.1mm ²	Galbusera F et al (2008)

Ligament											
ALL	PLL		LF		ISL & SSL		CL				
N	mm	N	mm	N	mm	N	mm	N	mm	N	mm
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
32	1.2	28	1.2	30	1.8	8.5	1.3	15	1.7		
60	2.5	30	2.2	55	3.5	10	2.8	29	3.6		
81	3.7	66	3.2	71	5.1	23	4.1	52	5		
100	4.8	79	3.4	95	6.9	28	5.5	86	7.5		
115	6	88	5	105	8	32	7	104	9.5		

ALL : Anterior Longitudinal Ligament, PLL : Posterior Longitudinal Ligament, LF : Ligament Flavum, ISL : Interspinous Ligament, SSL : Supraspinous Ligament, CL : Capsular Ligament

Table. 1 The material properties of the vertebrae used in the FE models

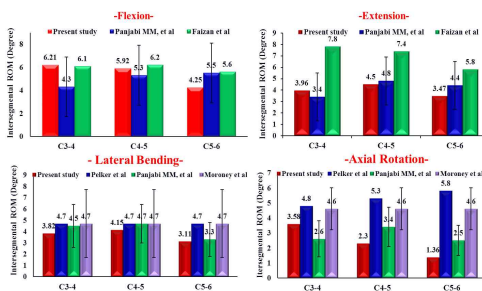


Fig. 1 Intact Model Validation Based on Literature