

자가 확장형 전방십자인대 고정장치의 고정 특성에 대한 연구

김종대⁺, 김홍건^{*}

(논문접수일 2009. 3. 26, 심사완료일 2009. 5. 23)

A Study on the Fixation Characteristics of a Self-expansion Type ACL Fixation Device

Jong-Dae Kim⁺, Hong-Gun Kim^{*}

Abstract

This paper studied the influences of the main design parameter-the expansion angle and the material properties of the self-expansion anterior cruciate ligament fixation device on the contact condition with the bone and the initial stability of the device. Using finite element analysis, the stress distributions of the ring part of the device and the wall of the bone tunnel were calculated. And the micro-migration of the device by the pull-out force was calculated. From the analysis results, it was found that when designing the self-expansion type anterior cruciate ligament fixation device, it is desirable to use the material having higher Young's modulus and to design the fixation device that all wedges uniformly maintain contact with bone to obtain initial stability after operation.

Key Words : Anterior cruciate ligament(전방십자인대), ligament fixation device(인대고정장치), micro-migration(미세이동변위), finite element method(유한요소법), bone tunnel(뼈 터널)

1. 서론

슬관절(knee joint)의 안정성과 운동을 유지시켜주는 인체 구조물인 전방십자인대는 손상되었을 경우 그 자체로 완전하게 재건되지 않는 것으로 보고되어 있다⁽¹⁾. 따라서 전방십자인대 손상에 대해 수술적인 재건이 일반적인 치료방법이다. 손상된 전방십자인대를 재건하기 위한 이식전으로는 골-

슬개건-골과 슬건이 주로 이용되고 있다.

골-슬개건-골의 장점은 높은 인장강도와 강성 그리고 간섭나사를 이용하여 견고한 초기 고정력을 제공하는데 있으나 공여부의 이환율이 높고, 시술 후 통증이나 기능적 불안정을 유발시킬 수 있는 단점을 가지고 있어 슬건의 이용이 증가되고 있다⁽²⁾. 슬건은 공여부의 이환율이 골-슬개건-골보다 낮고, 여러 겹으로 접어서 사용할 경우 보다 큰 인장강

+ 전주대학교 기계자동차공학과
* 교신저자, 전주대학교 기계자동차공학과 (hkim@jj.ac.kr)
주소: 560-759 전주시 완산구 효자동 3가 1200

도와 강성을 갖는 것으로 보고되어 있다. 그러나 슬건은 골-슬개건-골과 같은 뼈 블록을 가지고 있지 않아 치유기간이 길어진다는 단점을 가지고 있다⁽³⁾.

슬건을 대퇴골 터널에 고정하기 위해 여러 종류의 고정장치들이 개발되어 왔다. 금속재질 및 생분해성 재질의 간섭나사는 좋은 고정강도를 제공하지만 터널 축과의 틀어짐으로 인한 고정강도 저하, 이식건의 빠짐이나 찢김 등의 문제가 발생한다⁽⁴⁾. 슬건을 고정하는 또 다른 방법으로는 이식건을 버튼이나 봉에 매달아 고정시키는 방법이 있다. 이 고정장치들은 초기 고정강도가 매우 높고, 이식건과 뼈가 원주방향으로 접해있어, 생물학적인 결합을 용이할 수 있다는 장점이 있다⁽⁵⁾. 그러나 이러한 장치들은 이식건이 대퇴골 터널 내에서 길이(longitudinal) 방향과 세로(sagittal) 방향으로 움직이므로 시술부위의 치유기간을 지연시킬 수 있다⁽³⁾.

전방십자인대 재건 시술 후 재활치료에 대한 최근의 경향은 Shelbourne과 Nitz가 제안한 가속재활훈련(accelerated rehabilitation)을 채택하는 추세이다. 이 방법은 수술 직후 관절운동과 체중부하를 강조하고 있다⁽⁶⁾. 이 훈련을 수행하기 위해 전방십자인대 재건에 이용되는 고정장치는 최소 500N의 pull-out force에 저항할 수 있어야 한다⁽⁷⁾.

유한요소해석은 공학분야에서 광범위 하게 이용되고 있으며, 생체역학 분야에서도 예외는 아니다⁽⁸⁾.

최근 Kim 등은 자가 확장형 전방십자인대 고정장치를 제안하였으며, 주요 설계변수인 고정장치의 벌어진 각도와 링 부위 두께가 뼈 터널과 접촉하는 양상 및 초기 고정 안정성에 미치는 연구를 수행하였다⁽⁹⁾. 이 연구에서 고정장치는 재질이 Ti6Al4V인 것으로 가정되었으며 다른 재료에 대해서는 연구되지 않았다.

임플란트용 금속재료인 316L 스테인리스강이나 CoCr 합금은 우수한 기계적 강도와 탄성⁽¹⁰⁾으로 인해 자가 확장형 고정장치의 재료로 이용하는 것이 가능하다. 따라서 본 연구에서는 티타늄 합금 외에 임플란트용 금속으로 널리 이용되는 316L 스테인리스강과 CoCr 합금을 자가 확장형 인대 고정장치에 적용하여 고정장치의 뼈 터널과의 접촉 특성 및 초기 고정 안정성을 평가하고자 한다.

2. 자가 확장형 전방십자인대 고정장치 구조

Fig. 1은 자가 확장형 전방십자인대 고정장치의 모식도이다⁽⁹⁾. 이 고정장치는 그 기능상 크게 3부위로 구분된다. Fig. 1의 A 부분은 접선방향으로 탄성변형이 가능한 링 부위이다. 이 부위의 탄성변형은 접선 방향의 탄성력을 제공하여

코일 스프링 역할을 수행할 수 있도록 한다. Fig. 1의 B 부분은 고정장치가 대퇴골 터널 벽에 접촉하는 부분으로 나사 형태가 아닌 원주 방향으로 웨지 형상의 날카로운 산을 가지고 있다. Fig. 1의 C 부분은 인대를 걸기 위한 고리 부분이다.

Fig. 2는 고정장치의 성능에 영향을 미치는 주요 설계 변수와 대퇴골 터널에 삽입하기 위해 옮겨주는 하중 및 초기 안정성 평가를 위해 적용하는 pull-out 하중을 가하는 지점을 보여준다.

Fig. 2에서와 같이 고정장치는 시술 전에는 일정한 각도로 벌어져 있다가 대퇴골 터널에 삽입할 때 힘 F 를 가하여 고정장치를 옮겨준다. 그 다음 대퇴골 터널에 삽입한다. 삽입 후에 옮겨주었던 힘을 제거하면 고정장치는 탄성 변형되었던 링 형상의 Fig. 1 A 부위가 접선 방향으로 다시 벌어지게 된다. 이러한 방식으로 시술 후에 웨지 형상의 날카로운 산이 뼈와 접촉하게 된다. 이 접촉력이 수술 후 초기에 인대를 고정하는 역할을 수행한다.

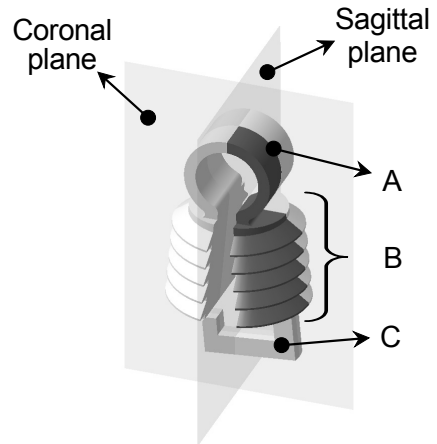


Fig. 1 A three-dimensional view of a self-expansion type anterior cruciate ligament fixation device

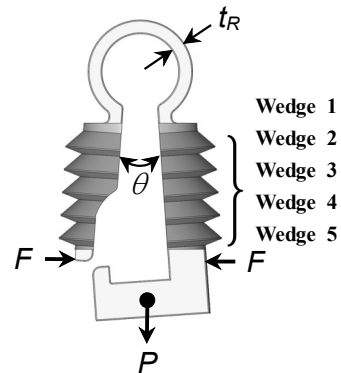


Fig. 2 Main design parameters and applied forces

3. 연구방법

본 연구의 목적은 고정장치의 링부위 두께 t_R 이 1.0mm인 경우에 대해 초기 벌어진 각도와 재료의 기계적 특성이 고정장치의 대퇴골 터널과의 접촉 및 초기 고정안정성에 미치는 영향을 유한요소 해석을 통해 살펴보는 것이다.

Fig. 1의 고정장치의 링 부위 A와 웨지 부위 B는 기하학적으로 각각 세로 평면(sagittal plane)과 가로 평면(coronal plane)에 대해 대칭이다. 또한 고정장치는 대퇴골 모델의 내부 망상골(cancellous bone)에 터널을 형성하여 삽입하는 것으로 가정하였다. 그러므로 고정장치에 의해 역학적으로 영향을 받는 부위만을 고려하면 고정장치가 삽입된 대퇴골 터널 부위는 축 대칭으로 생각할 수 있다.

따라서 본 논문에서는 고정장치와 대퇴골의 1/4 유한요소 모델을 구성하여 유한요소 해석을 수행하였다. 고정장치가 삽입되는 대퇴골의 기하학적 모델은 인터넷에 제공되는 3차원 대퇴골 모델을 이용하였다⁽¹¹⁾. 고정장치와 뼈의 유한요소 모델링과 해석은 ABAQUS 6.7-1을 사용하였다.

Fig. 3은 고정장치와 대퇴골의 1/4 유한요소 모델을 보여 준다. 고정장치의 웨지 부위 유한요소 모델링에는 20-node quadratic brick(C3D20) 요소를 사용하였고, 링 부위와 고리 부위의 유한요소 모델링에는 10-node quadratic tetrahedron(C3D10) 요소를 사용하였다. 뼈의 경우 고정장치 웨지와 접촉하는 부위의 유한요소 모델링에는 20-node quadratic brick(C3D20) 요소를 사용하였고, 나머지 부위의 유한요소 모델링에는 10-node quadratic tetrahedron(C3D10) 요소를 사용하였다.

고정장치 모델링에는 약 6,400개의 요소를 사용하였고, 대퇴골 모델링에는 약 8,300개의 요소를 사용하였다. 고정장치는 각각 CoCr 합금과 316L 스테인리스강으로 제작된

다고 가정하였다.

고정장치의 탄성계수와 푸와송비(Poisson's ratio)는 CoCr 합금의 경우 각각 220GPa와 0.3으로 그리고 316L 스테인리스강의 경우 196GPa와 0.28로 하였다^(12,13). 대퇴골 모델의 망상골에 대한 탄성계수는 2130MPa으로 푸와송비는 0.3으로 하였다⁽¹⁴⁾.

뼈와 고정장치 사이에 정의되는 마찰계수는 고정장치의 pull-out 저항력에 많은 영향을 미친다. 그러나 이 같은 마찰계수를 정하는 것은 쉽지 않다. 통상적으로 뼈와 임플란트 사이의 마찰계수는 실험값과 모의실험 값을 비교하여 정하거나 임의로 마찰계수를 정하여 해석을 수행하였다⁽¹⁵⁾. 본 논문에서는 마찰계수 5.0을 선정하여 연구를 수행하였다.

모의시험은 실제 시술을 모사하기 위한 3가지 경우에 대해 수행되었다. 첫 번째 모의시험은 고정장치 웨지가 대퇴골 터널 벽에 닿지 않을 정도로 고정장치를 옮겨줘서 고정장치의 링 부위에 걸리는 응력을 해석하기 위한 것이다. 두 번째 모의시험은 고정장치를 옮겨주었던 힘을 제거하였을 때 고정장치 웨지가 본 터널 벽에 접촉하는 양상을 살펴보기 위한 것이다. 세 번째 모의시험은 접촉이 완료된 고정장치에 pull-out force를 적용하여 초기 고정안정성을 살펴보기 위한 것이다. 첫 번째 모의 시험에서는 고정장치 부위인 Fig. 3의 E와 F 변위를 각각 1, 2, 3방향과 1방향에 대해 구속시켰다. 그리고 뼈 부위인 Fig. 3의 A는 1, 2, 3 방향의 변위를 구속하였고, Fig. 3의 B는 2방향의 변위만을 구속하였다. 그리고 Fig. 3의 C는 1방향의 변위만을 구속하였다. 두 번째 모의시험에서는 첫 번째 모의시험에서와 동일한 경계조건을 적용하였다. 세 번째 모의시험에서는 뼈 터널의 중심축 방향(3방향)으로 pull-out force를 가하였다. 따라서 고정장치 부위인 Fig. 3의 E는 1과 2 방향에 변위만을 구속을 하였다. 그리고 Fig. 3의 F부위와 뼈에 대해서는 첫 번째 모의시험과 동일한 경계조건을 적용하였다.

4. 결과 및 고찰

Table 1은 모의시험시 고정장치를 대퇴골 터널에 삽입하

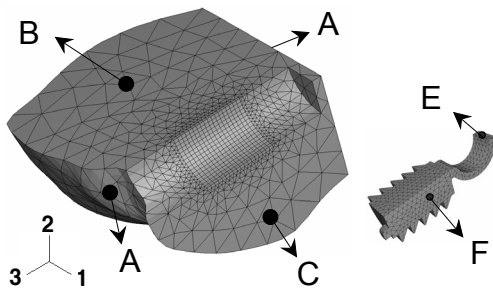


Fig. 3 The quarter finite element model of fixation device and femur

Table 1 Maximum Mises stresses on the ring part (MPa)

Materials	θ	6.0°	10.0°
	CoCr alloy		706.1
316L stainless steel		626.6	1069.0

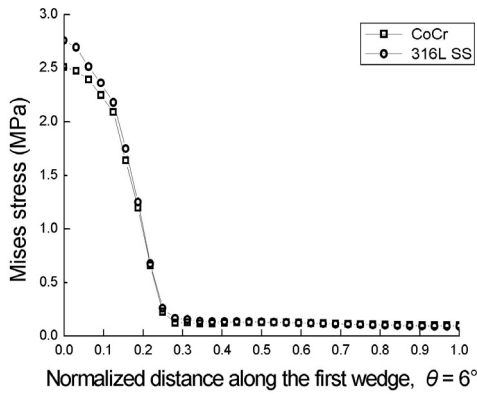


Fig. 4 Stress distribution of the bone tunnel wall; the first wedge and $\theta=6^\circ$

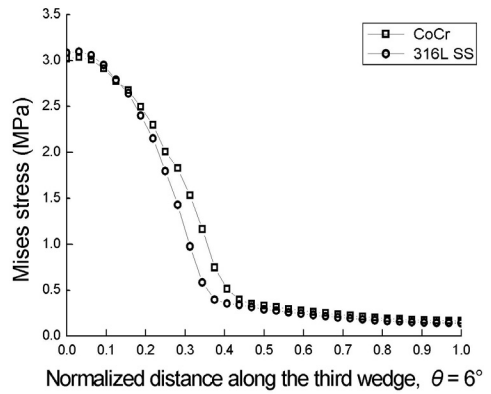


Fig. 5 Stress distribution of the bone tunnel wall; the third wedge and $\theta=6^\circ$

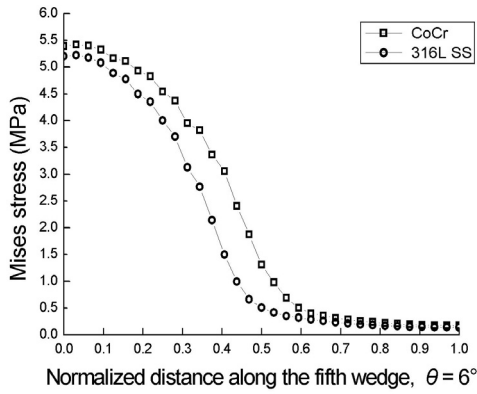


Fig. 6 Stress distribution of the bone tunnel wall; the fifth wedge and $\theta=6^\circ$

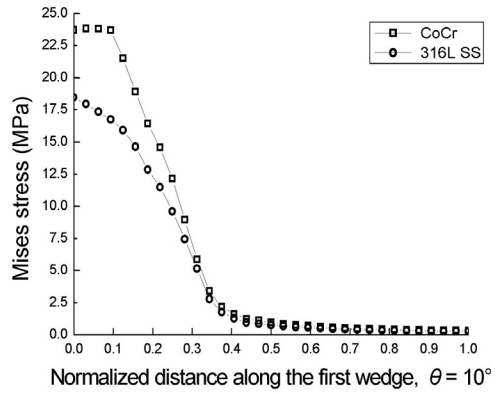


Fig. 7 Stress distribution of the bone tunnel wall; the first wedge and $\theta=10^\circ$

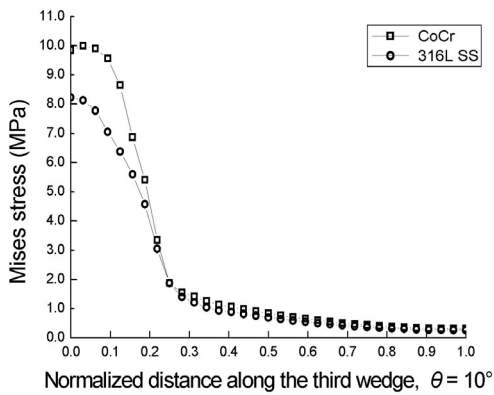


Fig. 8 Stress distribution of the bone tunnel wall; the third wedge and $\theta=10^\circ$

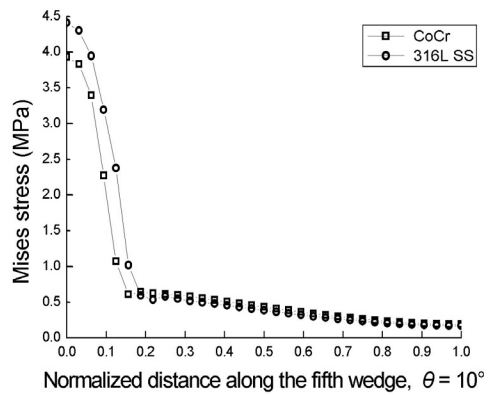


Fig. 9 Stress distribution of the bone tunnel wall; the fifth wedge and $\theta=10^\circ$

기 위해 움켜쥐었을 때 링 부위에 걸리는 최대 Mises 응력을 보여준다. 316L 스테인리스강 보다는 CoCr 합금이 고정장치의 벌어진 각도 θ 가 커짐에 따라 최대 응력이 커짐을 알 수 있다. 본 연구에서 고정장치의 재질로 가정된 CoCr 합금과 316L 스테인리스강의 항복강도는 각각 720MPa⁽¹³⁾와 690MPa⁽¹¹⁾이다. Table 1로부터 고정장치의 벌어진 각도가 6°에 대해서는 두 재료의 경우 모두 링 부위 응력이 항복강도를 넘지 않았다. 그러나 고정장치의 벌어진 각도가 10°인 경우 링 부위의 최대응력이 두 재료의 항복강도를 넘는 것으로 나타났다.

Fig. 4-9는 고정장치의 1번째, 3번째, 5번째 웨지가 대퇴골 터널과 접촉하는 양상 및 대퇴골 터널 벽에 발생하는 응력 분포를 보여준다. Fig. 4-9에서 가로축은 대퇴골 터널과 고정장치 웨지가 접촉하기 시작하는 부위를 원점으로 하고 전체 둘레의 길이를 1로 정규화 하여 나타내었다.

Table 2는 Fig. 4-9에서 얻은 대퇴골 터널 벽에서 발생하는 최대 응력값을 정리한 것이다. 벌어진 각도가 6°에서 최대 응력은 다섯 번째 웨지에서 발생하였으며, 10°에서는 첫 번째 웨지에서 발생하였다.

본 논문에서는 고정장치 웨지와 접촉하는 대퇴 터널의 응력이 1MPa 이하인 지점에서 고정장치와 대퇴 터널 벽과의 접촉을 잃는 것으로 간주하였다.

Fig. 10-12는 Fig. 4-9로부터 고정장치의 첫 번째, 세 번째, 다섯 번째 웨지와 대퇴 터널과의 접촉부위 응력이 1MPa 이하로 나타나기 시작하는 점을 정규화된 거리로 나타낸 것이다.

Fig. 4-9와 Fig. 10-12로부터 각 재료에서 벌어진 각도가 6°인 경우 웨지 번호가 증가할수록 웨지와 접촉하는 대퇴 터널 응력의 최대값과 접촉 길이가 증가하였다. 응력 최대값과 접촉 길이는 CoCr 합금이 약간 더 큰 것으로 나타났다. 그러나 벌어진 각도가 10°인 경우 웨지가 아래로 내려 갈수록 접촉 응력과 접촉 길이가 줄어들었다. 특히, 다섯 번째 웨지의 경우 고정장치와 대퇴 터널 벽과의 접촉 길이가 급격하게 줄어들었다. 또한 6°의 경우와는 달리 316L 스테인리

Table 2 Maximum Mises stresses on the bone tunnel wall(MPa)

Materials	θ	6.0°	10.0°
	CoCr alloy		5.42
316L stainless steel		5.22	18.47

스강이 접촉 길이가 약간 크게 나타났다. 따라서 고정장치의 설계변수인 벌어진 각도 θ 와 재료의 선정에 따라 다섯 개 웨지 모두가 고정 안정성에 제 역할을 하지 못할 수도 있을

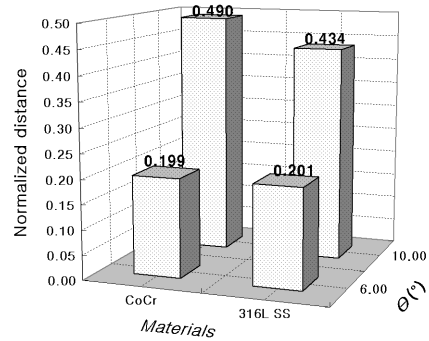


Fig. 10 Contact length between the first wedge and bone tunnel wall

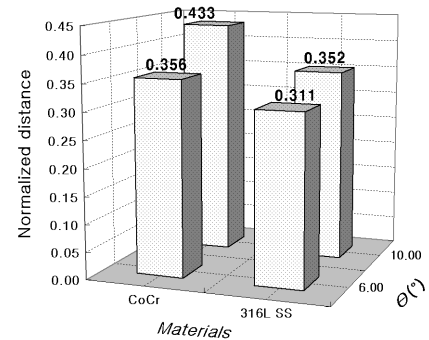


Fig. 11 Contact length between the third wedge and bone tunnel wall

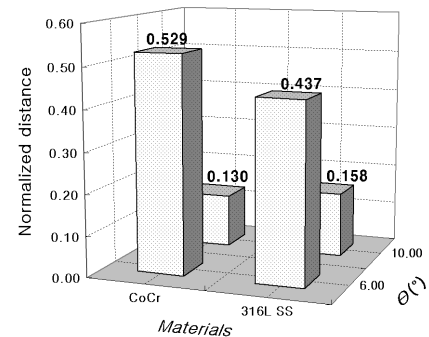


Fig. 12 Contact length between the fifth wedge and bone tunnel wall

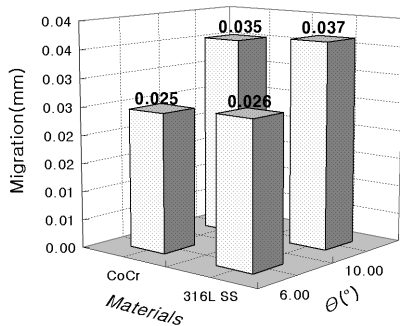


Fig. 13 Migrations as according to the pull-out force applied to the fixation device

것으로 생각된다.

이와 같은 결과는 재료의 탄성계수의 차이에 기인한 것으로 여겨진다. 탄성계수가 보다 큰 CoCr 합금이 링 부위의 탄성력을 크게 만들어 보다 강하게 접촉하므로써 접촉력 및 접촉 길이가 보다 크게 나타나는 것으로 판단된다.

고정장치의 벌어진 각도와 재료의 특성이 시술 후 초기 안정성에 미치는 영향을 살펴보기 위해 pull-out force인 500N을 적용하여 미세이동변위를 모의실험을 통하여 살펴 보았다. Fig. 13은 pull-out 모의시험을 통해 구한 미세이동 변위를 보여준다.

Fig. 13에서 같이 벌어진 각도가 커짐에 따라 고정장치의 미세이동변위가 증가함을 알 수 있다. 또한 CoCr 합금의 경우가 316L 스테인리스강에 비해 미세 이동 변위가 약간 작음을 알 수 있다. 이 같이 벌어진 각도가 커질수록 미세이동 변위가 증가한 것은 각도가 6°인 경우 다섯 번째 웨지도 뼈와 접촉을 유지하여

pull-out force에 저항하였으나, 10°인 경우 다섯 번째 웨지와 뼈는 상대적으로 적은 양이 접촉되어(Fig. 12) pull-out force에 충분히 저항하지 못한 것으로 판단된다. 또한 CoCr 합금의 고정장치 미세이동 변위가 상대적으로 더 작은 것은 고정장치의 접촉 형태에서와 같이 CoCr 합금의 탄성계수가 316L 스테인리스강 보다 높아 접촉력이 더 큰 것에 기인한 것으로 생각된다.

5. 결론

본 논문에서는 자가확장형 전방십자인대 고정장치의 링 부위 두께가 1.0mm인 경우에 대해, 벌어진 각도가 6°와 10°인 경우 그리고 재료가 CoCr 합금, 316L 스테인리스강인

경우 고정장치의 대퇴 터널과의 접촉 양상 및 초기 고정안정성에 미치는 영향을 유한요소 해석을 통해 살펴보았다. 이를 위해 고정장치와 대퇴골 터널의 3차원 유한요소 모델을 개발하였다. 고정장치를 움켜쥐었을 때 링 부위 최대응력을 파악하기 위한 해석에서 각도가 6°일 때 각 재료의 항복응력 이하의 응력이 발생됨을 알 수 있었다. 고정장치의 웨지가 대퇴골 터널에 접촉하였을 때 터널 벽에 발생하는 응력 분포의 해석을 통해 벌어진 각도 변화가 접촉양상을 크게 변화시킬 수 있음을 알 수 있었다. 또한 재활훈련시 요구되는 500N의 pull-out force 적용에 따른 미세이동 변위 해석을 통해 고정장치 재료의 물성과 설계 변수값의 변화에 따라 다섯 개 웨지 모두가 시술 후 초기 안정성에 제 역할 하지 못할 수도 있음을 알 수 있었다. 따라서 자가 확장형 인대 고정장치 설계시 탄성계수가 보다 큰 재료를 이용하고 모든 웨지에서 뼈와 일정한 접촉을 유지하도록 고정장치를 설계하는 것이 시술 후 초기 안정성에 바람직할 것임을 보여주었다.

참고 문헌

- (1) Hefli, F. L., Kress, A., Fasel, J., and Morscher, E. W., 1992, "Healing of the Transected Anterior Cruciate Ligament in the Rabbit," *Journal of bone and joint surgery*, Vol. 73-A, No. 3, pp. 373~383.
- (2) Aglietti, P., Buzzi, R., Zaccherotti G., and De Biase, D. P., 1994, "Patellar tendon versus doubled semitendinosus and gracilis tendons for anterior cruciate ligament reconstruction," *The American Journal of Sports Medicine*, Vol. 22, No. 2, pp. 211~218.
- (3) Brand, J., Weiler, A., Caborn, D. N., Brown, C. H. Jr., and Johnson, D. L., 2000, "Graft Fixation in Cruciate Ligament Reconstruction," *The American Journal of Sports Medicine*, Vol. 28, No. 5, pp. 761~774.
- (4) A. Weiler, Hoffmann, R. F. G., Bail, H. J., Rehm, O., and Südkamp, N. P., 2002, "Tendon healing in a bone tunnel: Part II: Histological analysis after biodegradable interference fit fixation in a model of anterior cruciate ligament reconstruction," *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, Vol. 18, No. 2, pp. 124~125.
- (5) Robbe, R. and Paletta, G. A. Jr., 2004, "Soft-Tissue Graft in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction,"

- Operative Techniques in Sports Medicine*, Vol. 12, No. 4, pp. 188~194.
- (6) Shelbourne, K. D. and Nitz, P., 1990, "Accelerated rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction," *The American Journal of Sports Medicine*, Vol. 18, No. 3, pp. 292~299.
- (7) Magen, H. E., Howell, S. M., and Hull, M. L., 1999, "Structural properties of six tibial fixation methods for anterior cruciate ligament soft tissue grafts," *The American Journal of Sports Medicine*, Vol. 27, No. 1, pp. 35~43.
- (8) Park, J. S., Seo, T. I., Bae, J. S., and Yoon, G. S., 2006, "Development and Evaluation for the Micro-Movement Structure of Interspinous," *The Korea Society of Machine Tool Engineers*, Vol. 15, No. 3, pp. 127~132.
- (9) Kim, J. D., Oh, C. Y., and Kim, C. S., 2008, "The influence on the contact condition and initial fixation stability of the main design parameters of a self-expansion type anterior cruciate ligament fixation device," *Journal of Mechanical Science and Technology*, Vol. 22, No. 12, pp. 2301~2309.
- (10) Park, J. B. and Bronzino, J. D., 2003, *Biomaterials : Principles and applications*, CRC Press, Boca Raton, pp. 1~9.
- (11) Pacific Research Labs, Vashon Island, WA, 2006, "Third generation composite femur," <http://www.tecno.ior.it/VRLAB/researchers/repository/BEL_repository.html#std2_3>.
- (12) Kayabasi, O. and Erzincanli, F., 2006, "Finite element modelling and analysis of a new cemented hip prosthesis," *Advances in engineering software*, Vol. 37, No. 7, pp. 477~483.
- (13) Song, J., Gelin, J. C., Barriere, T., and Liu, B., 2006, "Experiments and numerical modelling of solid state sintering for 316L stainless steel components," *Journal of materials processing technology*, Vol. 177, No. 1/3, pp. 352~355.
- (14) Norman, T. L., Thyagarajan, G., Saligrama, V. C., Gruen T. A., and Blaha, J. D., 2001, "Stem surface roughness alters creep induced subsidence and 'taper-lock' in a cemented femoral hip prosthesis," *Journal of Biomechanics*, Vol. 34, No. 10, pp. 1325~1333.
- (15) Zhong, Z. C., Wei, S. H., Wang, J. P., Feng, C. K., Chen, C. S., and Yu, C. H., "Finite element analysis of the lumbar spine with a new cage using a topology optimization method," *Medical Engineering & Physics*, Vol. 28, No. 1, pp. 90~98.