

## 전 십자 인대 재건술에서 대퇴골측 고정 방법의 초기 안정성의 비교

전남대학교 의과대학 정형외과학교실

송은규 · 이근배 · 이 문

---

### Comparison of Primary Stability of Different Femoral Fixation Techniques in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction

Eun-Kyoo Song, M.D., Keun-Bae Lee, M.D., Moon Lee, M.D.

*Department of Orthopaedic Surgery, Chonnam University Hospital,  
Kwangju, Korea*

**ABSTRACT :** Various methods for fixation of graft have been widely used for reconstruction of anterior cruciate ligament. However, the biomechanical strength of each fixation techniques are not fully understood. The purpose of this study is to compare the pull out strength of different fixation techniques which is probably the most important factor for the success at the initial stage of healing.

Biomechanical test was carried out to measure and compare the pull out tensile strength of five different fixation techniques in 35 pig(Yorkshire) knees. ANOVA and Duncan multiple comparison test was applied for statistical analysis.

In the two fixation techniques with bone patellar tendon bone graft, the mean maximum tensile strength was  $1333.4 \pm 148.5N$  with titanium interference screw, while it was  $1310.1 \pm 168.9N$  with biodegradable interference screw. The failure mode were pulled out of bone plugs from the femoral tunnel in majority cases.

In the fixations with hamstring tendon, the mean maximum tensile strength were  $1405.9 \pm 135.1N$  with SemiFix screw,  $820.3 \pm 104.5N$  with biodegradable interference screw, and  $682.1 \pm 54.2N$  with Endobutton. The mode of failure was variable in each technique. The tendon was pulled out from the tunnel in biodegradable interference screw fixation, the screw was bent in the SemiFix system, and the polyester tape were ruptured or the buttons were pulled into tunnel in Endobutton fixation.

The mean maximum tensile strength of two interference screws with bone patellar tendon bone was statistically comparable to that of SemiFix with hamstring tendon. However biodegradable interference screw and Endobutton with hamstring tendon showed weaker maximum tensile strength than above three fixation techniques ( $P < 0.05$ ).

**Key Words :** ACL reconstruction, Femoral fixation techniques, Maximum tensile strength, Mode of failure

---

•통신저자 : 송 은 규  
전남대학교병원 정형외과

## 서 론

전십자인대 손상은 슬관절의 심각한 기능 장애를 초래할 뿐 아니라 퇴행성 관절염을 일으키기 때문에 손상시에는 전십자인대의 해부학적 안정성 및 충분한 기능 회복을 요한다<sup>1,4,6,13,20</sup>.

최근에는 전십자인대 재건술에 있어서 초기 안정성 개선 및 초기 체중 부하와 적극적인 재활 치료의 중요성이 부각됨에 따라 재활 치료시에 점점 증가하는 부하에 견딜 수 있는 이식건의 견인장력 및 고정 방법에 많은 관심을 갖게 되었다. 이러한 이식건의 고정 방법으로는 티타늄(titanium) 및 생체 흡수성 간섭 나사(biodegradable interference screw)와 SemiFix 나사, Endobutton 방법 등이 고안되어 사용되고 있다<sup>2,5,10,11,17-20,23-26</sup>. 그러나 고정 방법의 생역학적 실패 강도는 실험에 따라 많은 차이를 보이며<sup>6,12,27</sup>, 이식건에 따른 고정 방법들의 초기 안정성에 대한 전체적인 비교 연구는 드물어 고정 방법의 선택에 어려움이 따른다.

이에 저자는 이식된 건의 수술후 초기 안정성을 비교하기 위하여 돼지 슬관절의 대퇴골 터널에 골-슬개전-골(bone-patellar tendon-bone, BPTB)과 반전양건-박건(semitendinosus-gracilis)을 다섯 가지 방법으로 고정한 후, 이식건 및 고정 방법에 따른 최대 인장력을 Instron\* 인장 검사기로 측정 비교하고, 그 실패 양상을 관찰하여 보고하는 바이다.

### 연구대상 및 방법

실험 재료로는 사람의 슬관절과 해부학적 구조가 유사한 돼지(Yorkshire)의 35개의 슬관절과 족부 신전건을 얻기 위한 21개의 족부를 이용하였다. 암수 구별 없이 약 12개월된 90-100kg의 돼지를 도살하여 실험 부위를 얻은 후, 12시간 이내에 연부조직을 제거하고 초저온(-70℃)하에서 보관하였으며, 표본들은 실험전 수시간 동안 실온에서 방치하여 완전히 녹인후 실험을 시행하였다.

#### 1. 이식건 채취 및 고정 방법

실험군은 5개로 나누어 각각 7개의 표본을 대상으로 하였으며, 실험은 가능한 한 실제 수술과 동일한 방법으로 시행하였다. 이식건의 채취시 골-슬개전-골의 골편은 슬개골 측에서 넓이 10mm, 길이 25mm, 두께 8mm의 삼각형 모양으로 채취한 후에 직경 10mm의 터널 모양의 원통을 통해 통과시키면서 rongeur를 이용하여 모서리를 다듬어 사다리꼴 모양으로 만들었으며, 경골측은 처음 슬개건의 부착 상태 그대로 실험하였다. 슬관절의 실험을 위해서는 돼지 족부의 신전건 중 사람의 반전양건-박건과 그 직경이 유사한

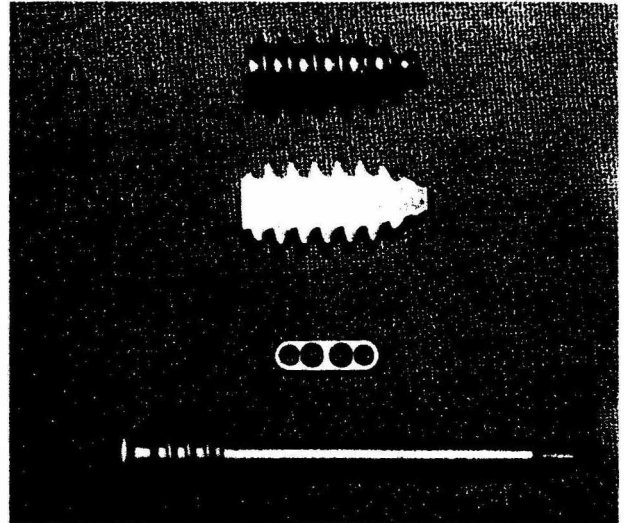


Fig. 1. Fixation materials used in this study. (A) Titanium interference screw(B) Biodegradable interference screw(BioScrew)(C) Acuflex Endobutton(D) SemiFix screw.

것을 절취하여 사용하였으며, 신전건을 네가닥으로 하였을 때의 평균 직경은 7-8mm이었다. 실험은 티타늄 및 생체 흡수성 간섭 나사와 SemiFix나사, Endobutton등(Fig. 1)의 방법을 경골측 고정 방법에 상관없이 대퇴골 터널의 고정만으로 시행하였다. 이식건의 고정 부위는 대퇴골의 해부학적 전십자인대 부착 부위에 위치하도록 하였고, 보다 정확한 견인장력 측정을 위하여 전십자인대의 해부학적 방향과 일치되게 대퇴골이 견인되도록 고정하였다.

#### 1) 제 1군 : 골-슬개전-골을 티타늄 간섭 나사로 고정 한 군

직경 10mm의 천공기를 사용하여 대퇴골 터널을 만든 후 채취한 이식건의 슬개골쪽 골편을 길이 20mm, 직경 7mm의 티타늄 간섭 나사(titanium interference screw, Acuflex Microsurgical, Mansfield, MA, U.S.A)를 사용하여 Inside-out 방법으로 고정하였다(Fig. 2-A).

#### 2) 제 2군 : 골-슬개전-골을 생체 흡수성 간섭 나사로 고정 한 군

제 1군에서와 같은 방법으로 길이 20mm, 직경 7mm의 생체 흡수성 간섭 나사(Bioscrew, Linvatec Corp, Largo, FL, U.S.A)를 이용하여 고정하였다(Fig. 2-B).

#### 3) 제 3군 : 슬관절을 생체 흡수성 간섭 나사로 고정 한 군

슬관절 대신에 절취한 족부 신전건중 반전양건-박건과 직경이 유사한 두개의 건을 선택하여 네가닥으로 만든 후

대퇴골 터널에 삽입하여 길이 25mm, 직경 9mm의 생체 흡수성 간섭 나사로 고정하였다(Fig. 2-C).

4) 제 4군 : 슬립건을 SemiFix 나사로 고정한 군  
 족부 신전건을 네가닥으로 하여 SimiFix 유도장치들이

용하여 대퇴골 터널에 위치시킨 후 길이 45mm, 직경 5mm의 SemiFix 나사(Arthrex, Naples, FL, U.S.A)로 고정하였다(Fig. 2-D).

5) 제 5군 : 슬립건을 Endobutton으로 고정한 군  
 족부 신전건을 네가닥으로 하여 네겹의 No.5 polyester tape으로 Endobutton(Acufex Microsurgical, Mansfield, MA, U.S.A)과 연결하고 Endobutton을 대퇴골 표면에 위치시켜 고정하였다(Fig. 2-E).

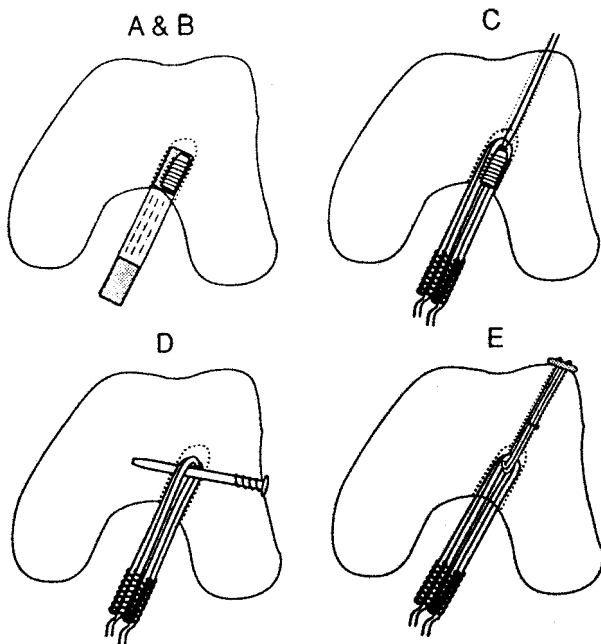


Fig. 2. Different fixation techniques of the ACL reconstruction in the femoral tunnel. (A) BPTB-Titanium interference screw(B) BPTB-BioScrew(C) Hamstring-BioScrew(D) Hamstring-SemiFix screw(E) Hamstring-Endobutton.

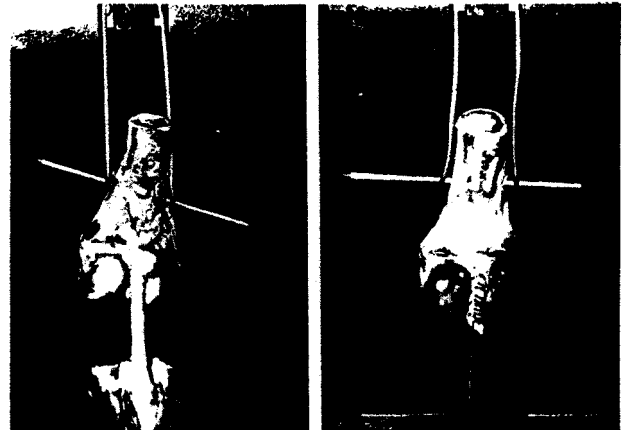


Fig. 3. Mechanical testing. The patellar bone plug with intact tibial insertion site(A) and the quadrupled hamstring tendon(B) were fixed in the femoral tunnel. Tensile loading was kept to be performed at the strain rate of 50mm/min until failure

Table 1. Failure strength and modes of different femoral fixation techniques

Specimen No.	Fixation technique	Maximum tensile strength at failure	Modes of failure ( ): No. of failure
		Mean±SD(N)	
1-7	BPTB-Titanium interference screw group( I )	1333.4±148.5	(6) Pull out of the bone plug, screw in unchanged position (1) Fx. of the bone plug
8-14	BPTB-BioScrew group( I )	1310.1±168.9	(6) Pull out of the bone plug, screw in unchanged position (1) Fx. of the bone plug
15-21	Hamstring-BioScrew group( II )	820.3±104.5	(7) Pull out of the tendon
22-28	Hamstring-SemiFix group( IV )	1405.9±135.1	(7) Bending of the screw, screw in unchanged position
29-35	Hamstring-Endobutton group( V )	682.1± 54.2	(5) Polyester tape rupture (2) Button pulled into tunnel

2. 인장 검사

사용한 인장 검사기는 Instron®(Model No. 5569, Mass, U. S. A)이었으며, 50kN 용량의 load cell을 사용하였고, 인장 속도는 분당 50mm(50mm/min)을 유지하여 X-Y 기록계에 표기하였다.

검사를 위한 표본의 고정은, 대퇴골 부위는 전십자인대의 해부학적 방향에 직각이 되게 강선을 이용하여 고정하였고, 슬개건이 부착된 경골부에서는 경골의 해부학적 축에 수직되게 강선을 고정하여 전인을 시행하였으며, 슬립건을 대신한 족부 신전건의 실험에서는 한끝에 taper-ended needle이 달린 비흡수성 봉합사(No. 5 Ethibond)를 이용하여 양끝이 겹치는 곳을 whipstitch한 후 이를 Instron® 검사기에 부착하여 실험하였다(Fig. 3).

결 과

매 실험마다 기록한 force-elongation 도표(Fig. 4)를 분석하여, 각 고정 방법의 평균 최대 인장력(Mean maximum tensile strength)과 그 실패 양상을 표-1(Table 1)에 정리하였다.

1) 제 1군 : 골-슬개건-골을 티타늄 간섭 나사로 고정한 군

평균 최대 인장력은 1333.4±148.5N(range, 1188.9-1497.8N)이었으며, 실패 양상은 1례에서 골편

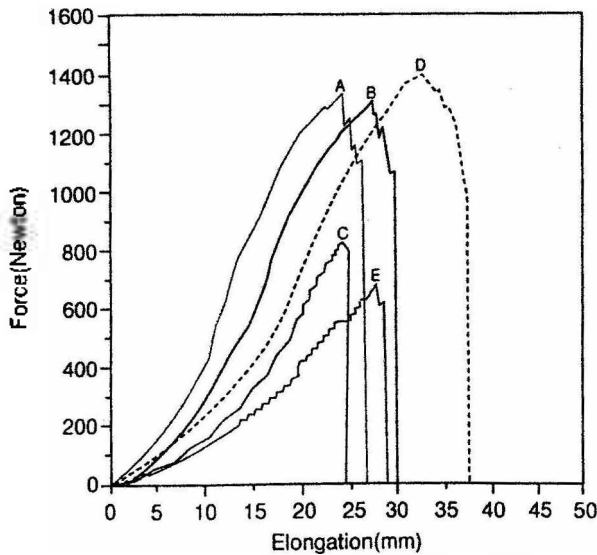


Fig. 4. Force-elongation curve got from tensile strength test(Instron®).(A) BPTB- Titanium interference screw(B) BPTB-BioScrew(C) Hamstring-Bio-Screw(D) Hamstring-SemiFix screw(E) Hamstring-Endobutton

의 골절이 관찰되었고, 그 외의 전례에서 간섭 나사의 위치 변화 없이 골편이 대퇴골 터널에서 빠져나오는 양상을 보였다(Fig. 5-A).

2) 제 2군 : 골-슬개건-골을 생체 흡수성 간섭 나사로 고정한 군

평균 최대 인장력은 1310.1±168.9N(range, 1139.9-1480.2 N) 이었고, 실패 양상은 제 1군과 유사하여 대부분이 간섭 나사의 위치 변화없이 골편이 대퇴골 터널에서 빠져나오는 양상을 보였고(Fig. 5-B), 1례에서 골편의 골절이 관찰되었다.

3) 제 3군 : 슬립건을 생체 흡수성 간섭 나사로 고정한 군

평균 최대 인장력은 820.3±104.5 N(range, 723.7-916.9N) 이었으며, 실패 양상은 전례에서 간섭 나사의 위치 변화 없이 이식건이 늘어나면서 대퇴골 터널에서 빠져나오는 양상을 보였다(Fig. 5-C).

4) 제 4군 : 슬립건을 SemiFix 나사로 고정한 군

전례에서 SemiFix 나사의 위치 변화 없이 나사가 전인 방향으로 휘어지는 양상을 보였으며(Fig. 5-D), 평균 최대 인장력은 1405.9±135.1N(range, 1280.9-1530.8 N) 이었다.

5) 제 5군 : 슬립건을 Endobutton으로 고정한 군

2례에서 Endobutton이 대퇴 피질골을 깨고 터널 내로 잠입되는 양상을 보였으며, 그 외의 전례에서 polyester tape이 파열되는 양상을 보였고(Fig. 5-E), 평균 최대 인장력은 682.1±54.2N(range, 632.4-736.3N) 이었다.

각 실험군에 따른 인장력차이의 통계적 유의성을 검정하기 위하여 ANOVA와 Duncan 다중 비교 분석법으로 그 결과를 분석하였다. 분석 결과 최대 인장력의 차이는 골-슬개건-골을 티타늄과 생체 흡수성 간섭 나사로 고정한 군과 슬립건을 SemiFix 나사로 고정한 군간에는 통계학적으로 유의한 차이를 보이지 않았으나, 이 세 군에 대해 슬립건을 생체 흡수성 간섭 나사와 Endobutton으로 고정한 군은 통계학적으로 유의한 차이를 보였다(P<0.05).

고 찰

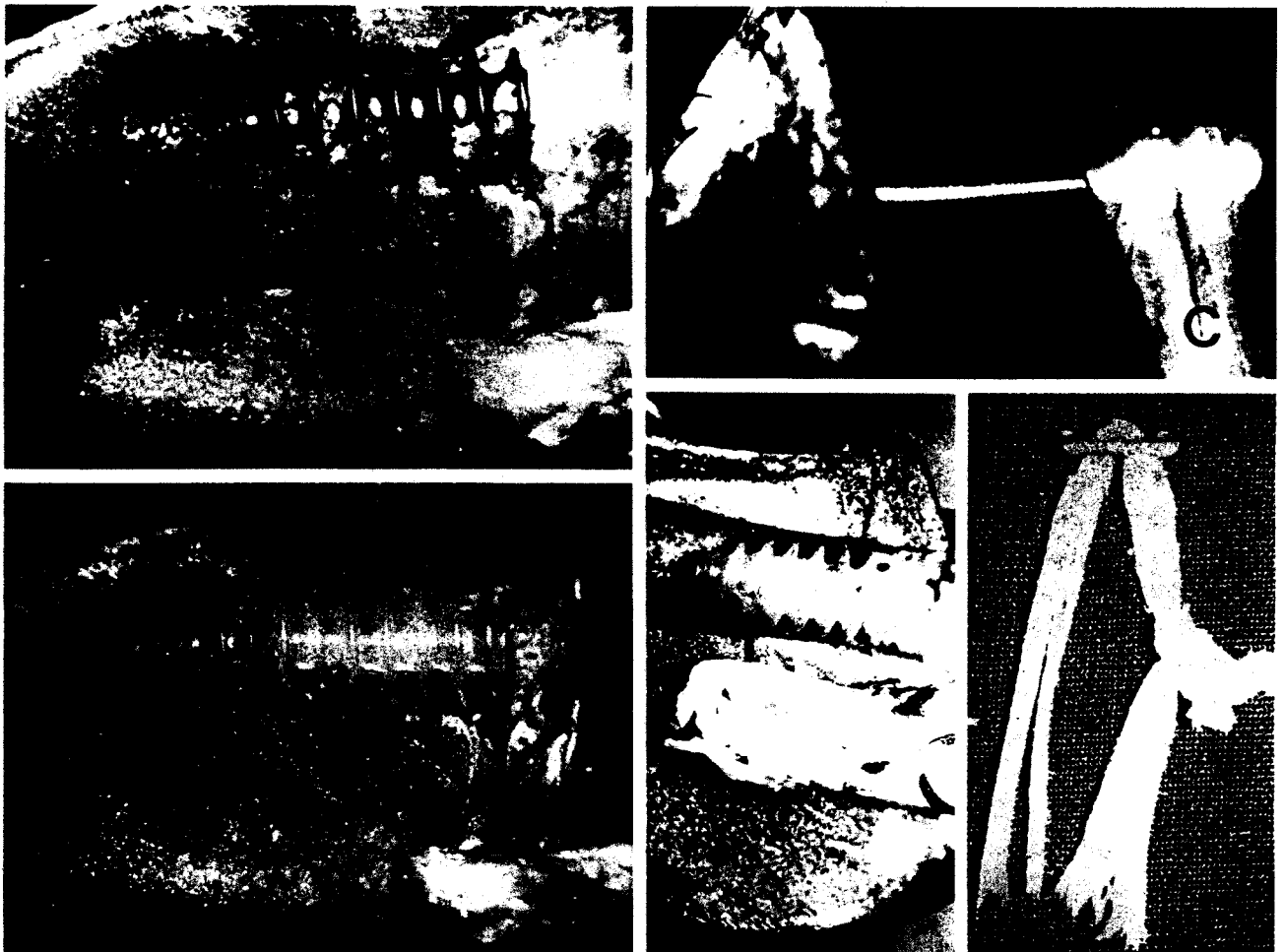
전십자인대의 재건술에 있어서 슬후 초기 단계에서 성패에 영향을 미치는 요인 중 대퇴골 및 경골의 고정력이 가장 중요한 인자로 인정되고 있으며, 최근에는 슬후 초기 안정성 개선 및 조기 체중 부하와 적극적인 재활 치료의 중요성

이 부각됨에 따라 이식 재료의 강도와 고정 방법에 많은 관심을 갖게 되었다<sup>1, 2, 5, 6, 10-12, 18, 21, 23-26</sup>.

지금까지 전십자인대 재건술에는 다양한 이식 재료 및 고정 방법들이 소개되어 이용되어 왔으며, 자가 이식건을 이용한 재건술이 보편적이고 쉬운 방법으로 알려져 있다<sup>1, 3, 7, 21, 24</sup>. 현재 자가 이식전으로는 골-슬개건-골과 슬릭건 중 반건양건과 박건이 이식전으로써 여러 가지 장점이 있기 때문에 널리 사용되고 있으며, 생역학적 고정 방법으로는 티타늄 및 생체 흡수성 간섭 나사, cross pin 고정 방법인 SemiFix 나사 및 bone mulch 나사, screw and washer or staple, Endobutton, Mitek anchor, suture and post 등이 이용되고 있다<sup>12, 19, 25, 26</sup>. 골-슬개건-골 이식은 강도가 튼튼하고, 간섭 나사로 골편을 견고하게 고정할 수 있어 조기에 관절 운동이 가능하며, 골과골(bone to bone)로써 일차 융합되는 장점이 있으나, 이식 후 슬개-대퇴 관절의 동통과 대퇴 신전력 약화, 슬개건 파

열 등의 문제가 있다<sup>3, 7, 16, 18, 22, 27</sup>. 슬릭건 중 반건양건과 박건의 사용은 Macey<sup>15</sup> 이래로 많은 방법이 개발되었으며, 반건양건의 강도는 슬개건보다 약하고 고정이 어렵다는 단점이 있으나, 단단함(stiffness)은 슬개건에 비해 정상 전십자인대와 더 비슷하고, 작은 직경의 여러 가닥은 한 개의 큰 직경의 건 보다 표면적이 넓기 때문에 이식후 혈관의 재형성이 빠르고, 신전건의 손상이 없으며, 슬개-대퇴 관절의 동통이 없고, 공여 조직에 의한 기능 손상이 없는 등의 장점이 있다<sup>3, 7, 9, 13, 14, 16, 24</sup>.

생역학적 강도(biomechanical strength)는 골-슬개건-골의 중간 1/3부위의 직경이 14mm인 경우는 정상 전십자인대 강도의 168%, 10mm는 125%, 반건양건은 70%, 박건은 50%임이 실험적으로 증명된 바 있다. Noyes등<sup>28</sup>에 의해 보고된 생역학적인 강도를 살펴보면 정상 전십자인대 1725±269N, 골-슬개건-골(중간 1/3) 2900±260N, 반건양건 1216±50N, 박건이 838±30N이었고



**Fig. 5.** Photographs showing different modes of failure.(A) Titanium interference screw and(B) BioScrew ; The bone plug was pulled out leaving the screw in the initial position in the femoral tunnel.(C) Hamstring-BioScrew ; The tendon was pulled out from the femoral tunnel without any change of position of the screw.(D) SemiFix screw ; Bending of the screw in unchanged position.(E) Endobutton ; Rupture of the No.5 polyester tape

정상 활동 시에 전십자인대에 가해지는 부하는 약 454N 이라 하였다. 또한 Brown등<sup>9)</sup>은 반전양건을 두가닥으로 하면 그 강도도 거의 두배가 됨을 증명하였는데, 이를 Noyes등의 실험 결과로 추정해 보면 두가닥의 반전양건은 정상 전십자인대 강도의 140%이며, 네가닥의 반전양건은 250% 이상임을 알 수 있다. 이 결과에 비추어보면 중앙 1/3 골-슬개건-골이나 반전양건-박건을 네가닥으로한 이식 재료를 사용할 경우 초기 안정성에 필요한 이식건의 강도는 충분한 것으로 생각된다. 또한 본 연구에 사용한 돼지 이식 재료의 강도는 골-슬개건-골(중심부 10mm)이 2250±320N, 슬립건을 대신한 족부 신전건이 1120±65N으로 사체(human cadaver)실험이 힘든 우리 실정에서는 골-슬개건-골과 슬립건을 대신하기에 적당한 실험 재료라 할 수 있다.

전십자인대 재건술에 이용되고 있는 고정 방법의 안정성에 대해서도 많은 학자들에 의해서 생역학적 실험 결과가 보고되고 있다. Kurosaka등<sup>12)</sup>은 수술 직후의 이식 재료의 안정성에 가장 큰 영향을 미치는 요소로써 강한 고정 방법의 선택을 강조하였고, 골-슬개건-골의 견인장력에 대한 실험에서 간섭 나사가 봉합사나 staple을 이용한 방법보다 우월하다고 보고하였다. 또한 대부분에서 이식건 자체보다는 고정 부위의 고정력이 약했기 때문에 슬후 초기 실패 원인은 고정 부위라 하였으며, 골의 질이 좋고, 골의 압박력이 클수록 강한 고정을 얻을 수 있다고 하였다. 본 연구에서는 실험에 이용한 뼈의 골밀도(BMD)를 반영하지 못한 제한점을 가졌는데, 추후 대퇴골이나 이식건의 골편에 대한 골밀도를 측정하여 골밀도가 유사한 뼈들로 실험함으로써 고정력에 대한 더욱 정확한 분석을 얻을 수 있리라 기대된다. Rupp등<sup>25)</sup>은 돼지의 골-슬개건-골을 티타늄 및 생체 흡수성 간섭 나사와 press-fit방법으로 고정한 견인장력 실험에서 각각의 실패강도(failure strength)를 768.6N(544-1094N), 805.2N(680-995N), 462.5 N(80-825N)으로 보고하였고, Caborn등<sup>9)</sup>은 사체(human cadaver)의 골-슬개건-골을 티타늄 및 생체 흡수성 간섭 나사로 고정한 실험에서 각각의 실패강도를 558.3±67.9 N, 552.5±56.4N 으로 보고하였다. 이처럼 고정 방법들의 실패 강도는 학자에 따라 차이를 보일 뿐만 아니라 우수한 고정 방법에 대한 견해도 다소 차이가 있다. 또한 슬립건을 이용한 고정 방법들에 대한 생역학적 비교연구는 거의 없는 실정이다. 따라서 저자는 본 연구를 통해 이식건에 따른 고정 방법들의 실패강도(최대 인장력)를 측정 비교하고, 그 실패 양상을 관찰하고자 하였다.

본 연구에서 골-슬개건-골을 티타늄 및 생체 흡수성 간섭 나사로 고정한 방법의 평균 최대 인장력은 각각 1333.4±148.5N, 1310.1±168.9N이었으며, 슬립건을 SemiFix

나사로 고정한 경우에는 1405.9±135.1N으로 우수한 인장력을 보여, 이 세 가지 고정 방법들은 수술 후 충분한 초기 안정성을 제공하는 것으로 생각되며, 서로간에 통계학적으로 유의한 차이는 보이지 않았다. 또한 슬립건을 생체 흡수성 간섭 나사로 고정한 방법과 Endobutton으로 고정한 방법의 평균 최대 인장력은 각각 820.3±104.5N, 682.1±54.2 N으로 상대적으로 낮은 고정력을 보였던 것으로 미루어 볼 때, 이를 이용한 재건술 시에는 세심한 주의가 필요하리라고 생각된다. 그러나, 본 연구에서 시행했던 다섯 가지 고정 방법들의 평균 최대 인장력은 전십자인대가 정상 활동시에 받는 부하인 약 454N 보다 훨씬 우수하여 전십자인대 재건술을 위한 타당한 고정 방법들로 생각된다.

본 실험에서는, 반복적인 부하로 장력을 실험하는 주기성시험(cyclic test)이 기술적으로 어려워 1회의 과부하에 의해 최대 인장력을 보는 파손시험(failure test)을 시행하였기 때문에 실험 중 가해진 부하의 크기와 적용 방법이 정상 활동에서 슬관절에 가해지는 복합적이고 주기적인 부하를 반영하지 못하는 제한점이 있어, 본 실험 결과에서 보여주는 실패 인장력의 차이가 초기 재활 치료시에 가해지는 주기적인 부하(cyclic load) 후에도 비슷한 결과를 보일지는 의문이나, in vitro 실험이라는 한계를 고려할 때 여러 고정 방법들의 초기 고정력의 비교 분석에는 많은 도움이 되리라고 생각된다. 향후 실제 임상에서의 비슷한 조건이 구비될수 있는 실험 모델의 개발과, 이러한 모델에 의한 고정방법의 실험으로 결과의 재확인이 필요하리라고 생각된다.

## 결 론

전십자인대 재건술시 보편적으로 널리 쓰이고 있는 골-슬개건-골과 반전양건-박건의 자가이식건을 티타늄 및 생체 흡수성 간섭 나사와 SemiFix 나사, Endobutton 고정 방법으로 돼지의 슬관절을 이용하여 대퇴골 터널측에 고정한 후 Instron<sup>®</sup> 인장 검사기로 최대 인장력을 측정하여 비교하고, 그 실패 양상을 관찰하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

골-슬개건-골을 티타늄과 생체 흡수성 간섭 나사로 고정한 방법에서의 평균 최대 인장력은 각각 1333.4±148.5 N, 1310.1±168.9N을 보였고, 슬립건을 SemiFix 나사로 고정한 방법에서의 평균 최대 인장력은 1405.9±135.1 N을 보여 이 세 가지 고정 방법들은 전십자인대 재건술에서 슬후 충분한 안정성을 제공하는 것으로 보인다. 그러나, 슬립건을 생체 흡수성 간섭 나사와 Endobutton으로 고정한 방법에서의 평균 최대 인장력은 각각 820.3±104.5N, 682.1±54.2N으로 위의 세 방법들에 비하여

상대적으로 낮아, 이 두 방법을 이용한 재건술 시에는 세심한 주의가 필요하리라고 생각된다.

## REFERENCES

1. 송은규, 박동욱 : 순수 관절경적 전방십자인대 재건술. *대한정형외과학회지*, 7:1767-1775, 1994.
2. 이병일, 하상선, 신병준, 나수근, 최장욱 : 전방십자인대 재건술에서 간섭 나사못의 고정력에 대한 생역학적인 비교 연구. *대한정형외과학회지*, 30:817-822, 1995.
3. Aglietti P, Buzzi R, Zaccherotti G and De Biase P : Patellar tendon versus doubled semitendinosus and gracilis tendons for anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med*, 22:211-218, 1994.
4. Bach BR, Jones GT, Hager CA and Sweet FA : Arthrometric results of arthroscopically assisted anterior cruciate ligament reconstruction using autograft patellar tendon substitution. *Am J Sports Med*, 23:179-185, 1995.
5. Brown CH, Hecker AR, Hipp JA, Myers ER and Hayes WC : The biomechanics of interference screw fixation of patellar tendon anterior cruciate ligament grafts. *Am J Sports Med*, 21(6): 880-886, 1993.
6. Caborn DNM, Urban WP, Johnson DL : Biomechanical comparison between bioscrew and titanium alloy interference screws for bone-patellar tendon-bone graft fixation in anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy*, 13(2): 229-232, 1997.
7. Callaway G, Nicholas S, Cavanaugh J, Cavo C, Wickiewicz T and Warren R : Hamstring augmentation versus patellar tendon reconstruction of acute anterior cruciate ligament disruption: a randomized prospective study. *AAOS annual meeting*. New Orleans, LA, 1994.
8. Grood ES, Suntay WJ, Noyes FR and Butler DL : Biomechanics of the knee extension exercise. Effect of cutting the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg*, 66A:725-734, 1984.
9. Howell S : Arthroscopically assisted technique preventing roof impingement of an anterior cruciate ligament graft illustrated by use of an autogenous double-looped semitendinosus and gracilis graft. *Oper Tech Sports Med*, 1:58-65, 1993.
10. Hulstyn M, Abate FJ and Walsh WR : Biomechanical evaluation of interference screw fixation in a bovine patellar bone-tendon-bone autograft complex for anterior cruciate ligament reconstruction. *J Arthro Surg*, 9(4): 417-424, 1993.
11. Kohn D and Rose C : Primary stability of interference screw fixation. *Am J Sports Med*, 22(3): 334-338, 1994.
12. Kurosaka M, Yoshiya S and Andrish JT : A biomechanical comparison of different surgical techniques of graft fixation in anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med*, 15:225-229, 1987.
13. Larson RV and Erickson D : Complication in the use of hamstring tendons for anterior cruciate ligament reconstruction. *Sports Medicine and Arthroscopy Review*, 5:83-90, 1997.
14. Lipscomb A, Johnston K, Snider R, Warburton M and Gilbert P : Evaluation of hamstring strength following use of semitendinosus and gracilis tendons to reconstruct the anterior cruciate ligament. *Am J Sports Med*, 10:340-342, 1982.
15. Macey J : New operative procedures for the repair of ruptured cruciate ligaments of the knee joint. *Surg Gynecol Obstet*, 69:108-109, 1989.
16. Marder R, Raskind J and Carroll M : Prospective evaluation of arthroscopically assisted anterior cruciate ligament reconstruction : patellar tendon vs. semitendinosus and gracilis tendons. *Am J Sports Med*, 19:478-484, 1991.
17. Markolf KL, Gorek JF, Kabo JM and Shapiro MS : Direct measurement of resultant forces in the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg*, 72A: 557-567, 1990.
18. Matthews LS, Lawrence SJ, Yahiro MA and Sinclair MR : Fixation strengths of patellar tendon-bone grafts. *Arthroscopy*, 9(1): 76-81, 1993.
19. McGuire DA, Hendricks S, Barber FA, Elrod BF and Paulos LF : The use of bioabsorbable interference screw in anterior cruciate ligament reconstruction: Midterm follow-up results. *AAOS annual meeting*. New Orleans, LA, 1994.
20. Noyes FR, Butler DL, Grood ES : Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee ligament repairs and reconstructions. *J Bone Joint Surg*, 66A:344-352, 1984.
21. O'Donoghue DH : A method for replacement of the anterior cruciate ligament of the knee. *J Bone Joint Surg*, 45A:905-924, 1963.
22. Paulos LE, Noyes FR, Grood E and Butler DL : Knee rehabilitation after ACL reconstruction and repair. *Am J Sports Med*, 9:140-149, 1981.

23. Paschal SO, Seemann MD, Ashman RB, Allard RN, Montgomery JB : Interference fixation versus postfixation of bone-patellar tendon-bone grafts for anterior cruciate ligament reconstruction. *Clin Orthop*, 300:281-287, 1994.
24. Rosenberg TD, Brown GC and Deffner KT : Anterior cruciate ligament reconstruction with a quadrupled semitendinosus autograft. *Sports Medicine and Arthroscopy Review*, 5:51-58, 1997.
25. Rupp S, Krauss PW and Fritsch EW : Fixation strength of a biodegradable interference screw and a press-fit technique in anterior cruciate ligament reconstruction with a BPTB graft. *Arthroscopy*, 13:61-65, 1997.
26. Shapiro JD, Jackson DW, Aberman HM, Lee TQ and Simon TM : Comparison of pull-out strength for seven- and nine-millimeter diameter interference screw size as used in anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy*, 11(5): 596-599, 1995.
27. Stapleton TR, Curd DT and Baker CL : Failure strength of patellar tendon, quadriceps tendon and hamstring tendon grafts in ACL reconstruction : a biomechanical and histologic analysis. *Presented at Society of Military Orthopaedic Surgeons Annual Meeting, Vail, CO, 1995.*
28. Stapleton TR, Waldrop JI : ACL reconstruction using interference screws, Acufex endobutton, and Mitek ACL anchors: a biomechanical analysis. *Presented at Hughston Society Annual Meeting, Columbus, GA, 1995.*