

전방십자인대 재건시 이식건의 대퇴골측 고정에 대한 주기성 인장부하의 효과

송은규 · 김종석

전남대학교의과대학정형외과학교실

목적: 전방십자인대재건술의 성공에 영향을 미치는 요인 가운데 수술 후 초기 단계에는 이식건에 대한 고정력이 가장 중요한 인자로 알려져 있으며, 지금까지 여러 가지의 고정 방법들이 사용되고 있다. 저자는 전방십자인대재건술 후 대퇴골측의 초기 안정성을 알아보기 위하여 현재 주로 쓰이고 있는 6가지의 고정 방법들에 대하여 주기성 인장부하 검사를 시행하기 전, 후의 최대 인장력을 측정하여 그 결과를 비교하고, 실패양상을 관찰하고자 하였다.

대상 및 방법: 돼지(Yorkshire) 슬관절 72개를 이용하여 6가지 고정 방법(슬픽건-LA나사®, 슬픽건-생체흡수성간섭나사, 슬픽건-Semifix 나사®, 슬픽건-Endobutton® 고정, 슬개건-티타늄간섭나사, 슬개건-생체흡수성간섭나사)으로 이식건을 고정하고 Instron® 인장검사기를 이용하여 주기성 인장부하 검사 및 최대 실패 인장력 검사를 시행하였다. 주기성 인장부하 검사는 50 mm/min의 속도로 30N에서 150N 사이를 100회 주기적으로 반복하도록 하였으며, 동일시편으로 최대 인장력 검사를 시행하여 주기성 부하 후 최대 인장력의 변화를 비교, 분석하였다. 각 실험군에 따른 인장력 차이의 통계적 유의성은 ANOVA와 Duncan 다중비교분석법을 이용하였다.

결과: 주기성 인장부하 전, 후 이식건의 최대 인장력은 슬픽건-LA나사®군이 평균 1003.4±145N에서 601.1±154N으로, 슬픽건-생체흡수성간섭나사군이 평균 595.5±104N에서 평균 360.7±56N으로, 슬픽건-Semifix®군이 평균 1431.7±135N에서 평균 710.7±114N으로, 슬픽건-Endobutton® 고정군이 평균 603.6±54N에서 평균 459.1±46N으로, 슬개건-티타늄간섭나사군이 평균 1067.4±145N에서 평균 601.8±134N으로, 슬개건-생체흡수성간섭나사군이 평균 987.1±168N에서 588.7±124N으로 각각 40%, 39%, 50%, 24%, 44%, 40%가 감소하였다.

결론: 수술 후 초기 고정력은 슬픽건을 LA나사® 또는 Semifix®로 고정하는 방법과 슬개건을 티타늄 및 생체흡수성간섭나사로 고정하는 방법들이 우수하였으며, 슬픽건을 생체흡수성간섭나사나 Endobutton®으로 고정하는 방법 등은 고정력이 상대적으로 매우 약함을 알 수 있었다. 최대 인장력은 단순 인장 검사로는 이상의 대퇴골측 고정 방법의 고정력이 초기 부하를 견디는데 충분하다고 생각되었으나 주기성 부하 실험 후 현저히 감소되어 충분한 초기 안정성을 제공하지 못함을 알 수 있었다.

색인 단어: 전방십자인대재건술, 대퇴골측고정, 주기성부하

서 론

전방십자인대 손상은 슬관절의 심각한 기능 장애를 초래할 뿐 아니라 퇴행성 관절염을 일으키기 때문에 손상된 전방십자인대의 해부학적 안정성 및 충분한 기능 회복은 중요하다^{1,4,7,15,20}. 손상된 인대의 치료 방법으로 관절경하 전방십자인대 재건술이 최적의 치료 방법으로 이용되고 있다^{3,9}. 이용되고 있

는 이식건으로는 골-슬개건-골(bone-patellar tendon-bone)과 반건양건-박건(semi-tendinosus-gracilis) 있으며, 고정 방법도 대퇴골과 경골에서 다양하다. 최근에는 전방십자인대 재건술 후 초기 체중 부하와 관절 운동 등 적극적인 재활 치료의 중요성이 부각됨에 따라 수술 초기의 이식건의 견인 장력 및 고정 방법들에 대한 연구가 활발하다. 이식건의 대퇴골측 고정 방법으로는 LA(Ligament Anchor)나사®와 티타늄(titanium) 및 생체 흡수성 간섭 나사(biodegradable interference screw), Semifix® 고정 및 Endobutton® 고정 등의 방법들이 고안되어 널리 사용되고 있다^{5,10,11,17-20,23,29}. 그러나 각 고정 방법들의 생역학적 실패 강도는 실험 방법이나 실험 기구에 따라 많은 차이를 보이며^{9,12,25,26} 고정력에 대한 생역학적 실험 연구도 단순 인장력 검사를 이용한 최대 인장력(maximal tensile strength)의 비교 분석이 대부분으로 실제 수술 후 재활 기간 동안에 슬관절에 가해지는 주기성 부하

통신저자: 송은규
광주시 동구 학1동8
전남대학교의과대학정형외과학교실
TEL: 062) 227-1640 FAX: 062) 225-7794
E-mail: eksong@chonnam.ac.kr

작용을 반영하지 못하는 단점이 있었다. 이에 저자는 이식건의 수술 후 대퇴골측의 초기 안정성을 알아보기 위하여 현재 주로 쓰이고 있는 6가지 고정방법들에 대하여 주기성 인장부하 검사를 시행하여 그 결과를 비교 분석하고, 실패 양상을 관찰하고자 하였다.

대상 및 방법

실험 재료로는 사람의 슬관절과 해부학적 구조가 유사한 돼지 Yorkshire[®] 72개의 슬관절과 족부 신전건을 얻기 위한 72개의 족부를 이용하였다. 30개의 슬관절은 단순 인장 검사를 42개는 주기성 인장 부하 검사에 사용하였다. 단순 인장 검사는 6개로 나누어 각각 5개의 표본을 대상으로, 주기성 인장 부하 검사는 6개로 나누어 각각 7개의 표본을 대상으로 하였다. 암수 구별없이 약 12개월된 90~100 kg의 돼지를 도살하여 실험 부위를 얻은 후, 12시간 이내에 슬관절과 족부 신전건 및 골-슬개건-골을 채취하고 -70°C 초저온 하에서 보관하였으며, 표본들은 실험 전 수시간 동안 실온에서 완전히 녹인 후 실험을 시행하였다.

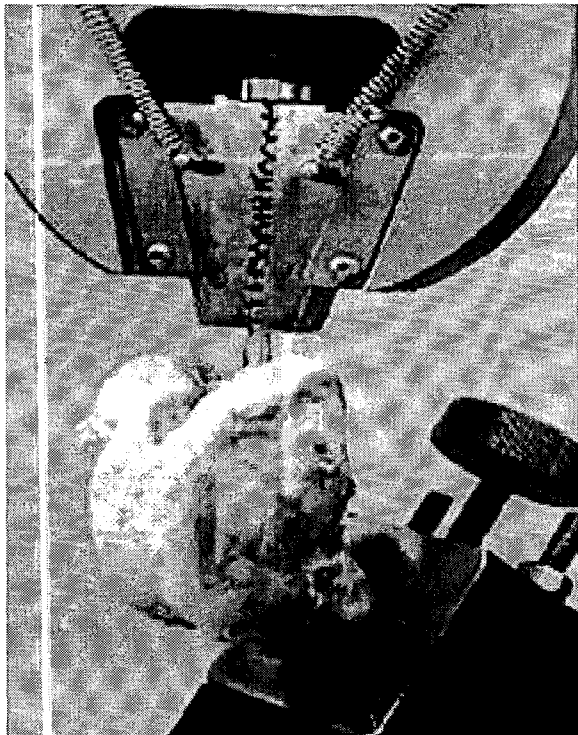


Fig. 1. A photograph shows biomechanical test with cyclic load using Instron[®] machine, which grasps graft-femur bone complex with specially designed clamps.

1. 이식건 채취 및 고정 방법

골-슬개건-골의 실험을 위해서 이식건의 채취시 골편은 슬개골에서 너비 10 mm, 길이 25 mm, 두께 8 mm의 삼각형 모양으로 채취한 후에 직경 9 mm의 터널 모양의 원통을 통해 통과시키면서 rongeur를 이용하여 모서리를 다듬어 사다리꼴 모양으로 만들었다. 슬관절의 실험을 위해서는 돼지 족부의 신전건 중 사람의 반건양건-박건과 그 직경이 유사한 제1,2 족지의 신전건을 절취하여 사용하였으며, 신전건을 네가닥으로 하였을 때의 평균 직경은 7~8 mm 이었다. 실험은 LA 나사[®], 티타늄 및 생체 흡수성 간섭나사, Semifix 나사[®], Endobutton[®] 등의 방법을 이용한 대퇴골 터널의 고정에 대해 시행하였다. 이식건의 대퇴골측 고정부위는 대퇴골의 해부학적 전방십자인대 부착부위에 위치하도록 하였으며, 견인장력 측정도 정상 전방십자인대의 방향과 일치되게 견인되도록 수평면에 대하여 30°경사하도록 특별히 고안된 물림 장치(jig)를 사용하여 대퇴골을 고정하였으며, 이식건은 또다른 물림 장치(jig)를 사용하여 고정하였다(Fig. 1).

1) 제 1군: 슬관절과 LA 나사[®] 고정

슬관절 대신에 절취한 족부 신전건 중 반건양건-박건과 직경이 유사한 두 개의 건을 선택하여 길이 23 mm, 직경 10 mm의 LA 나사에 연결시켜 네가닥으로 만든 후 LA나사[®]를 대퇴골 터널의 바깥쪽 피질골에 고정하였다(Fig. 2-A).

2) 제 2군: 슬관절과 생체 흡수성 간섭나사 고정

돼지의 족부 신전건을 네가닥으로 하여 직경 7 mm의 천공기로 대퇴골 터널을 만들고 터널에 삽입하여 길이 25 mm, 직경

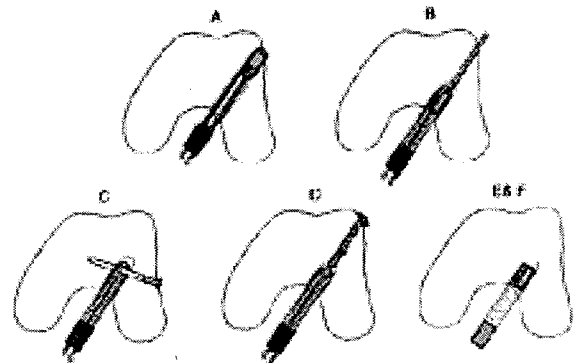


Fig. 2. Schematic drawings showing six different femoral fixation techniques for anterior cruciate ligament reconstruction

- (A) Hamstring-Ligament anchor screw
- (B) Hamstring-Bioabsorbable interference screw
- (C) Hamstring-Semifix
- (D) Hamstring-Endobutton
- (E) BPTB-Titanium interference screw
- (F) BPTB-Bioabsorbable interference screw

9 mm의 생체 흡수성 간섭나사(Bioscrew®, Linvatec Corp, Largo, FL, USA)를 이용하여 고정하였다(Fig. 2-B).

3) 제 3군: 슬픽건과 Semifix® 고정

족부 신전건을 네가닥으로 하여 Semifix 유도장치를 이용하여 대퇴골 터널에 위치시킨 후 길이 45mm, 직경 5mm의 Semifix 나사®(Arthrex, Naples, FL, USA)로 고정하였다(Fig. 2-C).

4) 제 4군: 슬픽건과 Endobutton® 고정

족부 신전건을 네 가닥으로 하여 네 겹의 No.5 폴리 에스테르 테이프로 Endobutton®(Acufex Microsurgical, Mansfield, MA, USA)과 연결하고 Endobutton을 대퇴골 표면에 위치시켜서 고정하였다(Fig. 2-D).

5) 제 5군: 골-슬개건-골과 티타늄 간섭나사 고정

직경 10 mm의 대퇴골 터널에 이식건의 슬개골측 골편을 길이 20 mm, 직경 7 mm의 티타늄 간섭나사(titanium interference screw, Acufex Microsurgical, Mansfield, MA, U.S.A.)를 사용하여 Inside-out 방법으로 고정하였다(Fig. 2-E).

6) 제 6군: 골-슬개건-골과 생체 흡수성 간섭나사 고정
제 5군에서와 같은 방법으로 길이 20 mm, 직경 7 mm의 생체 흡수성 간섭나사를 이용하여 고정하였다(Fig. 2-F).

2. 단순 인장 검사

사용한 인장 검사기는 Instron®(Instron사, Model No. 5569, Mass, U.S.A.)이었으며, 30 kN용량의 load cell을 사용하였고, 인장 속도는 분당 50 mm를 유지하면서 X-Y 기록계에 표시하여 최대 인장력을 측정하고 실패 양상을 육안적으로 확인하였다.

3. 주기성 인장 부하 검사

인장 실험 전에 30N으로 15분간 전부하(preload)를 주었으며, 30N에서 150N까지 반복적으로 부하를 변화시키면서 고정 방법에 따른 고정력의 변화를 관찰하였다. 이런 목적을 달성하기 위하여 30N에서 150N까지의 부하를 1000회 동안 반복하도록 컴퓨터 프로그래밍 하였으며, 이때 속도는 50 mm/min였고 주기성 검사 동안에 실패하는 경우는 컴퓨터 프로그램상 자동적으로 인식되도록 하여 그 결과를 환산하였다. 분석된 결과들로는 cycle(반복횟수), 부하량(30N~150N), 신연정도(mm)등이며 그래프상에서는 지정된 부하 사이를 반복하는 양상과 과다 부하나 과소 부하가 없었는지 확인할 수 있게 하였다. 주기성 인장 부하 검사 중 실패한 경우는 몇 회째에 실패하였는지를 기록하고 원인을 분석하였다.

무사히 1000회의 주기성 부하를 견딘 경우에는 최대 인장력과 실패 양상을 알아보기 위해 동일 시편으로 최대 인장력 검사를 시행하였다. 이러한 이중 실험을 위해 주기성 인장 부하 검사와 최대 인장력 검사용 프로그램을 각각 설치하였고 각 실험의 시작과 끝은 컴퓨터 조작으로 이루어졌으며, 그 결과들의 분석은 Instron® 인장 검사기에 연결된 컴퓨터 프로그램에 의해 자동적으로 이루어졌다. 실패 양상은 기계적 실험 진행 도중 직접 육안으로 확인하였고, 일부의 시편은 최대 인장력을 발휘한 일정 시점에서 실험을 마친 후 다시 대퇴골 터널 부위를 중심으로 절개하여 고정기구와 이식건의 위치 및 상태를 확인하고 기록하였다.

특히 주기성 인장 부하 검사 중에 이식건과 골편의 건조를 막기위해 실험중 일정시간 간격으로 생리 식염수를 뿌려 적셔 주었다.

각 실험군의 인장력 차이는 ANOVA와 Duncan 다중 비교 분석법으로 그 통계학적 유의성을 분석하였다.

결 과

매 실험마다 기록한 단순 인장검사 상의 최대 인장력, 주기성 부하의 반복 횟수, 주기성 인장 부하 검사 후 이식건의 신연 정도와 이식건의 이동 그리고 각 고정 방법들의 평균 최대 인장력과 그 실패 양상을 정리하였다(Table 1)(Fig. 3, 4, 5, 6, 7, 8).

통계적 결과

각 실험군에 따른 단순 인장 검사와 주기성 인장 부하 검사시의 평균 최대 인장력은 실험 제 2군과 제 4군인 슬픽건과 생체 흡수성 간섭나사 고정군 및 Endobutton 고정군에서 나머지 4개 실험군에 비하여 통계학적으로 유의있게 낮은 결과를 보였다. ($P < 0.05$)

고 찰

전방십자인대의 재건술 후 초기 단계에서는 대퇴골 및 경골의 고정력이 가장 중요한 인자로 인정되고 있으며, 최근에는 조기 체중 부하와 적극적인 재활 치료의 중요성이 부각됨에 따라 이식 건과 고정 방법에 많은 관심을 갖게 되었다.^{2,5,6,10-12,18,21,23-29)}

전방십자인대 재건술에는 자가 이식건을 이용한 재건술이 보편적이고 쉬운 방법으로 알려져 있다.^{1,3,7,21,24)} 현재 자가 이식건으로는 골-슬개건-골과 슬픽건 중 반건양건과 박건이 여러 가지 장점을 가지고 사용되고 있으며, 그 고정방법은 대퇴골측에는 주로 티타늄(titanium) 및 생체 흡수성 간섭 나사

Table 1. Failure strength and modes of different femoral fixation techniques after cyclic load test.

Specimen No.	Fixation Techniques	Maximal strength at failure before the cyclic load (Mean± SD)	Maximal strength at failure after the cyclic load (Mean± SD)	Elongation during the cyclic load (mm)	Modes of failure (): No. of failure
1-7	Hamstring-LA screw group	1003.4± 145	601.1± 154N	1.0± 0.3	(2) Rupture of graft on eyelet of screw (5) Pull out of LA screw from femoral tunnel
8-14	Hamstring-Bioscrew group	595.5± 104	360.7± 56N	2.2± 0.6	(7) Pull out of the tendon from femoral tunnel
15-21	Hamstring-Semifix group	1431.7± 135	710.7± 114N	1.0± 0.2	(7) Rupture of graft on jig site & bending of Semifix screw
22-29	Hamstring-Endobutton group	603.6± 54	459.1± 46N	2.4± 0.3	(7) Rupture of polyester tape
30-37	BPTB-Titanium interference screw group	1067.4± 145	601.8± 134N	1.3± 0.2	(7) Pull out of the bone plug from femoral tunnel
38-42	BPTB-Bioscrew group	987.1± 168	588.7± 124N	1.2± 0.2	(7) Pull out of the bone plug from femoral tunnel

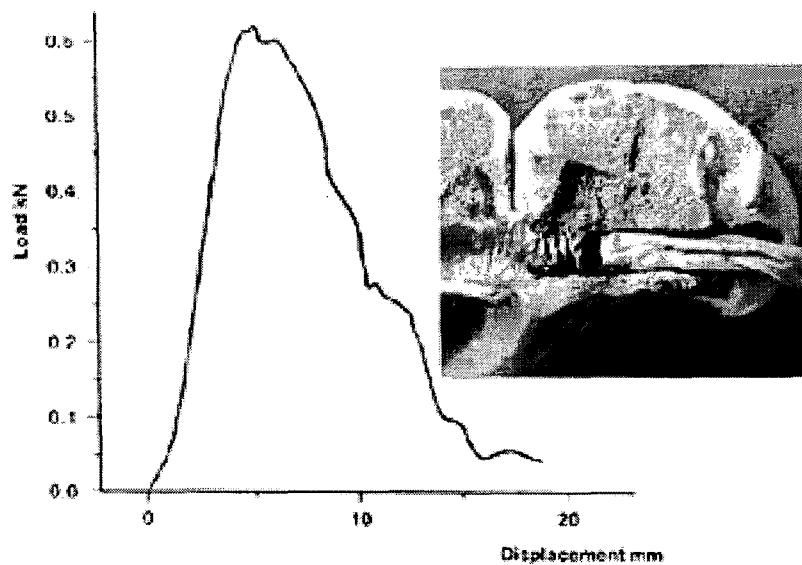


Fig. 3. The result and failure mode (LA screw pull out) of hamstring tendon and LA screw group

(biodegradable interference screw)와 Semifix 나사 및 Endobutton 고정 방법들이 고안되었고^{2,5,10,11,17-20,23-29)} 최근에는 LA 나사가 개발되었다. 골-슬개건-골 이식은 강도가 높고, 간접 나사로 골편을 견고하게 고정할 수 있어 조기에 관절 운동이 가능하며, 골과 골로 일차 유합되는 장점이 있으나, 이식 후 슬개-대퇴 관절의 동통과 대퇴 신전력 약화, 슬개건 파열

등의 단점이 보고되고 있다^{3,7,16,18,22,28)} 슬팍건 중 반건양건과 박건의 사용은 Macey⁵⁾ 이래로 많은 방법이 개발되었으며, 반건양건의 강도는 슬개건보다는 약하고 고정이 어렵다는 단점이 있으나, 단단함은 정상 전방십자인대와 비슷하고, 작은 여러 가닥은 이어서 한 개의 큰 직경의 슬개건 보다 표면적이 넓기 때문에 이식 후 혈관의 재형성이 빠르고, 대퇴 신전력 약

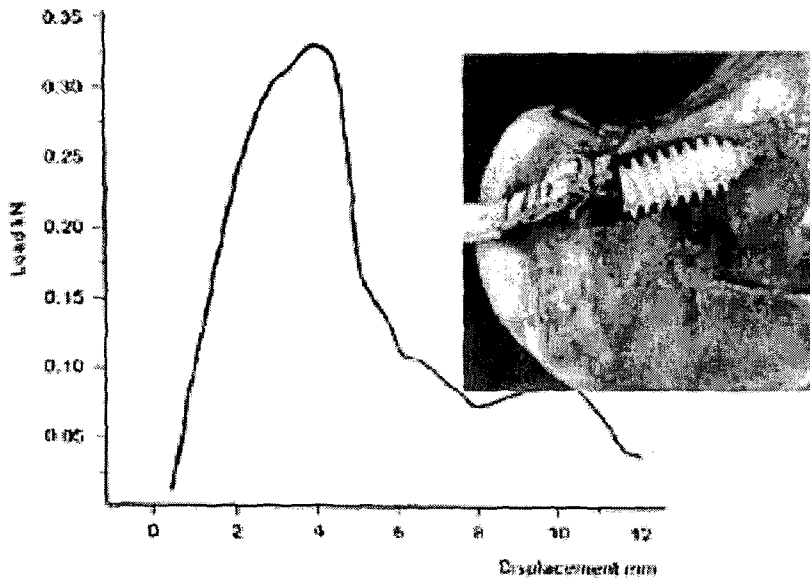


Fig. 4. The result and failure mode of hamstring tendon and Bioscrew group

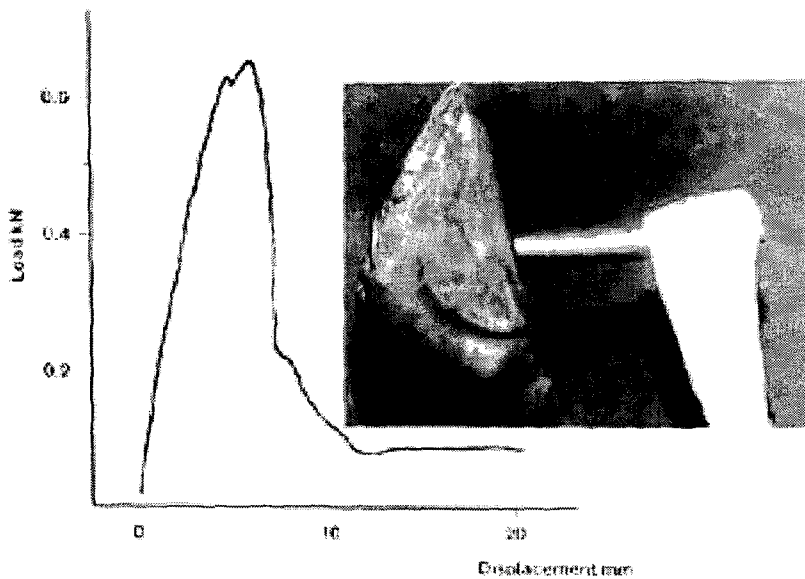


Fig. 5. The result and failure mode of hamstring tendon and Semifix group

화와 슬개-대퇴 관절의 동통이 없고, 공여 조직에 의한 기능 손상이 없는 등의 장점이 있다.^{3,7,9,13,14,16,24)}

생역학적 강도(biomechanical strength)는 골-슬개건-골의 이식건은 직경이 14 mm인 경우는 정상 전방십자인대 강도의 168%, 10 mm는 125%, 반건양건은 70%, 박건은 50%임이 실험적으로 증명된 바 있다²⁰⁾. Noyes 등²⁰⁾은 정상 전방십자인대의 생역학적 강도가 1725±269N, 골-슬개건-골(중간 1/3)은 2900±260N, 반건양건은 1216±50N, 박건이 838±30N이었고 정상 활동시에 전방십자인대에 가해지는 부하는 약 454N이라 하였다. 또한 Brown 등⁵⁾은 반건양건을 두 가닥으로 하면 그 강도도 거의 두 배가 됨을 증명하였는데, 이

를 Noyes 등의 실험 결과로 추정해 보면 이는 정상 전방십자인대 강도의 140%이며, 네 가닥의 반건양건은 250% 이상임을 알 수 있다. 이 결과에 비추어 보면 중앙 1/3 골-슬개건-골이나 반건양건-박건을 네 가닥으로 한 이식 재료를 사용할 경우 초기 안정성에 필요한 이식건의 강도는 충분한 것으로 생각된다. 또한 본 연구에 사용된 돼지 이식건의 강도는 골-슬개건-골(중심부 10 mm)이 2250±320N, 슬팍건을 대신한 족부신전건이 1120±65N으로 사체 실험이 힘든 우리 실정에서는 골-슬개건-골과 슬팍건을 대신하기에 적당한 실험 재료라 할 수 있다.

전방십자인대 재건술에서 고정 방법의 안정성에 대해서도

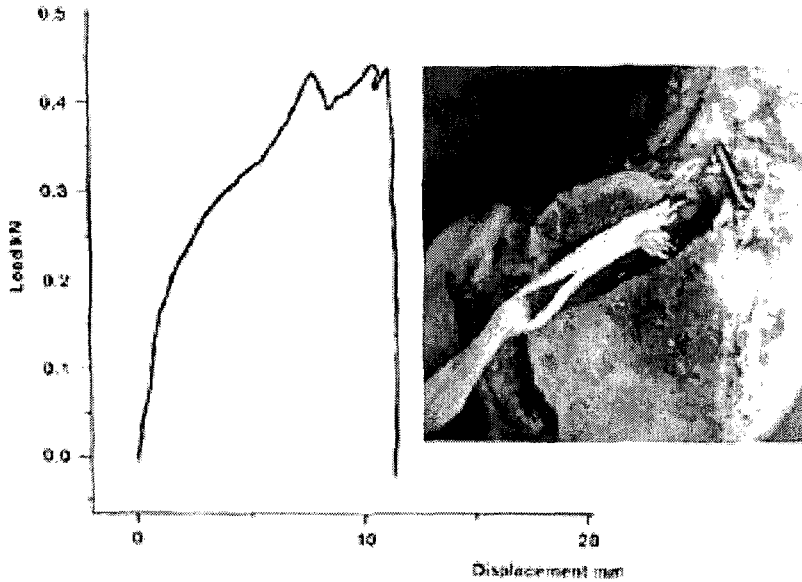


Fig. 6. The result and failure mode of hamstring tendon and Endobutton group

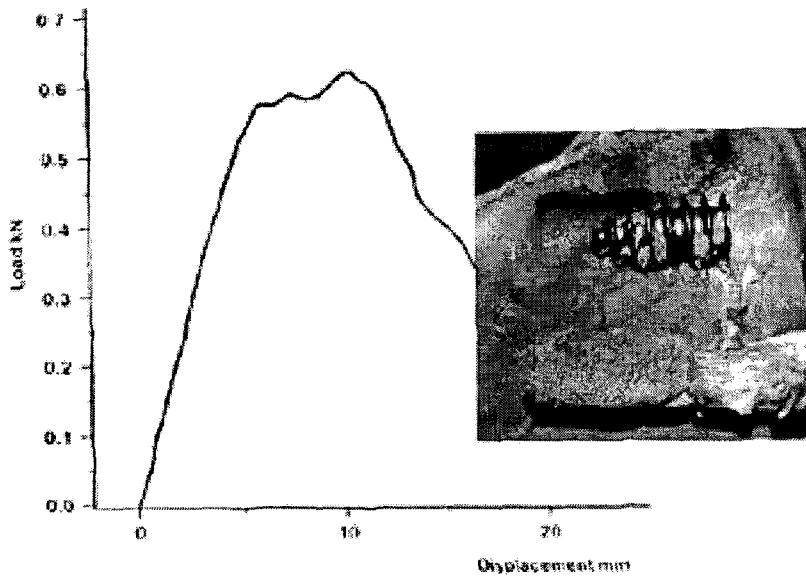


Fig. 7. The result and failure mode of bone-patellar tendon-bone and titanium interference screw fixation group

많은 실험 결과가 보고되고 있다. Kurosaka 등²⁾은 수술 직후의 이식 재료의 안정성에 가장 중요하다고 강조하였고, 골-슬개건-골의 견인 장력 실험에서 간섭 나사가 봉합사나 꺾쇠못을 이용한 방법보다 우월하다고 보고하였다. 또한 대부분에서 이식건 자체보다는 고정 부위의 고정력의 약화로 술 후 초기 실패가 일어난다고 하였으며, 골의 질이 좋고, 골의 압박력이 클수록 강한 고정을 얻을 수 있다고 하였다. 본 연구에서는 실험에 사용한 뼈의 골밀도를 반영하지 못한 제한점을 가졌는데, 추후 대퇴골에 대한 골밀도를 측정하여 골밀도가 유사한 뼈들로 실험함으로써 고정력에 대한 더욱 정확한 분석을 얻을 수 있으리라 기대된다. Rupp 등²⁵⁾은 돼지의 골-슬개건-골을 티타

늄 및 생체 흡수성 간섭 나사와 press-fit 방법으로 고정한 견인 장력 실험에서 각각의 실패 강도(failure strength)를 768.6N(544-1094N), 805.2N(680-995N), 462.5N(80-825N)으로 보고하였고, Caborn 등⁶⁾은 사체의 골-슬개건-골을 티타늄 및 생체 흡수성 간섭 나사로 고정한 실험에서 각각의 실패 강도를 558.3±67.9N, 552.5±56.4N으로 보고하였다. 또한, Simonion 등²⁷⁾은 동물실험에서 슬괏건과 슬개건을 이용한 전방십자인대 재건술 후 주기성 인장 부하를 시행한 결과 두 조직간에는 긴장력 및 손상 반응의 차이가 없고, 이식건과 고정물 사이에서 점진적인 손상을 관찰하여, 이식건의 종류보다는 고정방법이 더 중요하다고 보고하였다.

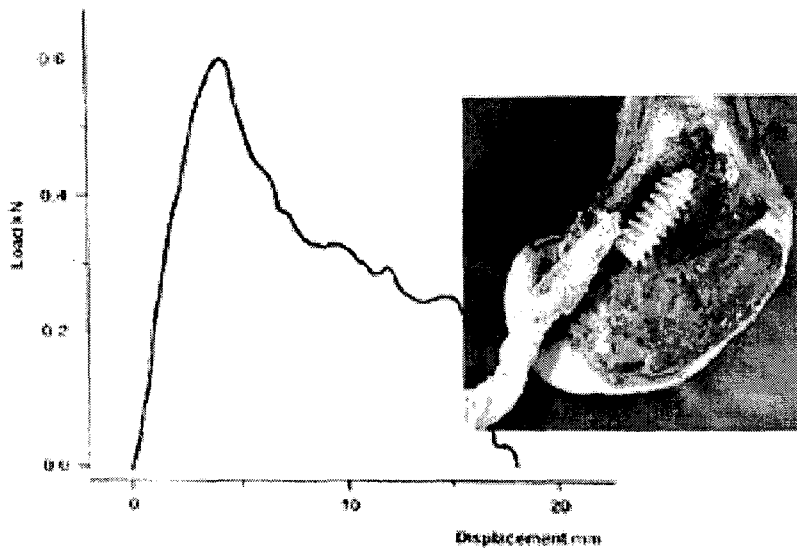


Fig. 8. The result and failure mode of bone-patellar tendon bone and bioabsorbable interference screw fixation group

본 연구에서 주기성 인장 부하를 시작하기전의 1회의 과부하에 의한 최대 인장력을 보는 파손 시험(failure test)의 결과를 보면 슬괵건을 LANA사와 Semifix로 고정하는 방법의 평균 최대 인장력은 각각 1003.4±145N, 1431.7±135N이었으며, 골-슬괵건-골을 티타늄 및 생체 흡수성 간섭나사로 고정하는 방법의 평균 최대 인장력은 각각 1067.4±145N, 987±168N으로, 이 네가지의 고정방법들은 수술후 충분한 초기 안정성을 제공하는 것으로 생각되며, 서로간에 통계학적으로 유의한 차이는 없었다. 그러나 주기성 인장 부하를 시행한 후의 평균 최대 인장력은 각 40%, 50%, 44%, 40%가 감소하여 각각 601±154N, 710.7±114N, 601±134N, 588.7±124N 이었다. 이는 전방십자인대가 정상 활동시에 받는 부하로 알려져 있는 약 454N보다는 높은 수치이므로 전방십자인대 재건을 위한 타당한 방법들로 생각되나 수술 후에 충분한 초기 안정성을 제공한다고 보기는 어려우므로 수술 후 재활치료에 있어서 세심한 주의가 필요할 것으로 생각되었다. 또한 슬괵건을 생체 흡수성 간섭나사와 Endobutton으로 고정하는 방법의 주기성 인장 부하 전,후의 평균 최대 인장력은 각각 595.5±104N에서 360.7±56N, 603.6±54N에서 459.1±46N으로 위의 네가지 방법들에 비하여 통계학적으로 의의있게 낮은 고정력을 보여 술후 초기 재활치료는 신중해야 함을 시사하였다.

결론

수술 후 초기 고정력은 슬괵건을 LANA사® 또는 Semifix®로 고정하는 방법과 슬괵건을 티타늄 및 생체흡수성 간섭나사로 고정하는 방법등이 우수하였으며, 슬괵건을 생체흡수성 간섭나사나 Endobutton으로 고정하는 방법 등은 고정력이 상

대적으로 매우 약함을 알 수 있었다. 최대 인장력은 단순 인장 검사로는 이상의 대퇴골측 고정 방법의 고정력이 초기 부하를 견디는데 충분하다고 생각되었으나 주기성 부하 실험 후 현저히 감소되어 충분한 초기 안정성을 제공하지 못함을 알 수 있었다. 그러므로 전방 십자 인대 재건을 후 초기 재활 치료에 있어서 과도한 부하가 가해지지 않도록 세심한 주의가 필요할 것으로 생각되었다.

참고문헌

1. 송은규, 박동욱: 순수 관절경적 전방십자인대 재건을. 대한 정형외과학회지, 7:1767-1775, 1994.
2. 이병일, 하상선, 신병준, 나수균, 최창욱: 전방십자인대 재건을에서 간섭나사 못의 고정력에 대한 생역학적인 비교연구. 대한정형외과학회지, 30:817-822, 1995.
3. Aglietti P, Buzzi R, Zaccarotti 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: 880-886, 1993.
6. Caborn DNM, Urban WP and Johnson DL: Biomechanical comparison between bioscrew and titani-

- um alloy interference screws for bone-patellar tendon-bone graft fixation in anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy*, 13: 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*, 66-A:725-734, 1984.
 9. Howell S: Arthroscopically assisted technique preventing roof impingement of an anterior cruciate ligament graft illustrated by use of an autologous 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: 417-424, 1993.
 11. Kohn D and Rose C: Primary stability of interference screw fixation. *Am J Sports Med*, 22: 334-338, 1994.
 12. Kurosaka M, Yoshiya S and Andrish J: 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 Ericksen 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*, 72-A:557-567, 1990.
 18. Matthews LS, Lawrence SJ, Yahiro MA and Sinclair MR: Fixation strengths of patellar tendon-bone grafts. *Arthroscopy*, 9:76-81, 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 and Grood ES: Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee ligament repairs and reconstructions. *J Bone Joint Surg*, 66-A:344-352, 1984.
 21. O' Donoghue DH: A method for replacement of the anterior cruciate ligament of the knee. *J Bone Joint Surg*, 45-A: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 and 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*, 11:596-599, 1995.
 27. Simonian PT, Levine RE, Wright RM and Wickiewicz TL: Response of hamstring and patellar tendon grafts for anterior cruciate ligament reconstruction during cyclic tensile loading. *Am J Knee Surg*, 13:8-12, 2000.
 28. 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.
 29. Stapleton TR and Waldrop JI: ACL reconstruction using interference screws, Acuflex endobutton, and Mitek ACL anchors: a biomechanical analysis. Presented at Hughston Society Annual Meeting, Columbus, GA, 1995.

= ABSTRACT =

The Effect of Cyclic Load on Different Femoral Fixation Techniques in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction

Eun-Kyoo Song, M.D., Jong Seok Kim, M.D.

Department of Orthopedic Surgery, Chonnam National University Hospital, Gwangju, Korea

Purpose: To determine and to compare the effects of cyclic loading on the fixation strength of different femoral fixation methods in ACL reconstruction.

Materials and Methods: Biomechanical test using an Instron® machine (Model No.5569, Mass, U.S.A) were carried out to compare the pull out strength of six different femoral fixation techniques after a cyclic loading in 72 Yorkshire pig knees. The graft-bone complex was cyclically loaded between 30N and 150N at 50 mm/min rate for 1000 cycles and maximal tensile testing was performed. A preload of 30N was applied to the graft along the axis of the tunnel 15 minutes. ANOVA and the Duncan multiple comparison test was used for the statistical analysis.

Results: The mean maximum tensile strength of femoral fixation before and after the cyclic loading test were $1003.4 \pm 145\text{N}$ and $601.1 \pm 154\text{N}$ in hamstring-LA screw® group, $595.5 \pm 104\text{N}$ and $360.7 \pm 56\text{N}$ in hamstring-Bioscrew® group, $1431.7 \pm 135\text{N}$ and $710.7 \pm 114\text{N}$ in hamstring-Semifix®screw group, $603.6 \pm 54\text{N}$ and $459.1 \pm 46\text{N}$ in hamstring-Endobutton® fixation group, 1067.4 ± 145 and $601.8 \pm 134\text{N}$ in the BPTB-Titanium interference screw group, and $987.1 \pm 168\text{N}$ and $588.7 \pm 124\text{N}$ in the BPTB-Bioscrew® group. And these data illustrated that cyclic loading reduces the maximum tensile strength by 40%, 39%, 50%, 24%, 44%, 40% respectively.

Conclusions: With the results of these experiments it should be emphasized that rehabilitation exercises after anterior cruciate ligament reconstruction should be executed with precaution as the repetitive flexion and extension of the knee would compromise the maximum tensile strength of the graft tendon.

Key Words: Anterior cruciate ligament reconstruction, Femoral fixation, Cyclic loading

Address reprint requests to **Eun Kyoo Song, M.D.**

Department of Orthopaedic Surgery, Chonnam National University Hospital

#8 Hak-dong, Dong-gu, Gwangju, 501-757, Korea

TEL: 82-62-227-1640, FAX: 82-62-225-7794, E-mail: eksong@chonnam.ac.kr