

## 원위 대퇴골 인대 부착부의 강도 비교 - 사체의 대퇴골에 행한 실험적 연구 -

곽지훈 · 심재앙 · 양상훈 · 김동희 · 이범구

가천의과대학 길병원 정형외과

**목적:** 사체의 원위 대퇴골을 이용하여 각각의 인대가 붙는 부위의 골 강도를 비교함으로써 재건술이나 인대 보강 술식시 고정  
에 참고할 수 있는 지표로 삼고자 하였다.

**대상 및 방법:** 10구의 사체, 15개의 원위 대퇴골을 이용하여 골밀도 측정 후 5 개의 원위 대퇴골에 5.0 mm 유관나사를 각각의  
인대 부착부, 즉 전방 십자 인대, 후방 십자 인대, 내측 측부 인대, 외측 측부 인대의 부착부에 삽입하고 최대 인장 강도를 측정  
하였고(실험 1), 10개의 원위 대퇴골을 이용하여 돼지의 신전건을 각각의 인대 부착부, 즉 전방 십자 인대, 후방 십자 인대, 내  
측 측부 인대, 외측 측부 인대의 부착부에 삽입하고 흡수성 간섭 나사로 고정 후 최대 인장 강도를 측정하였다(실험 2).

**결과:** 골밀도 검사는 실험 1이  $1.205 \pm 0.137 \text{ g/cm}^2$ , 실험 2가 평균  $1.236 \pm 0.089 \text{ g/cm}^2$ 로 양 군간의 차이는 없었으며, 실험 1  
의 최대 인장 강도는 전방 십자 인대 군이 평균  $519.1 \pm 111.7 \text{ N}$ , 후방 십자 인대 군이 평균  $638.9 \pm 144.4 \text{ N}$ , 내측 측부 인대  
군이 평균  $169.7 \pm 56.0 \text{ N}$ , 외측 측부 인대 군이 평균  $225.6 \pm 61.5 \text{ N}$ 으로 후방 십자 인대 군, 전방 십자 인대 군, 외측 측부 인  
대 군, 내측 측부 인대 군 순이었고, 실험 2의 최대 인장 강도는 전방 십자 인대 군이 평균  $310.6 \pm 31.0 \text{ N}$ , 후방 십자 인대 군이  
평균  $379.9 \pm 47.4 \text{ N}$ , 내측 측부 인대 군이 평균  $104.01 \pm 14.4 \text{ N}$ , 외측 측부 인대 군이 평균  $131.5 \pm 21.9 \text{ N}$ 으로 실험 1과 동일  
한 순이었다. 양 실험 모두 전방 십자 인대 군과 후방 십자 인대 군 간, 내측 측부 인대 군과 외측 측부 인대 군 간 강도의 유의  
한 차이는 없었으며, 내측 측부 인대 군과 외측 측부 인대 군이 전방 십자 인대 군과 후방 십자 인대 군에 비해 강도가 유의하  
게 낮았다.

**결론:** 대퇴 터널과 동일한 두께, 최소 길이의 간섭 나사못 고정은 불충분한 고정력을 제공하므로 전방 십자인대, 후방 십자인  
대, 내, 외측 측부 인대 재건술시 부가적인 술식이 필요하며 특히 외측 측부 인대와 내측 측부 인대 부착 부위의 강도는 후방  
십자 인대와 전방 십자 인대 부착 부위의 강도에 비해 현저히 약하므로 외측 또는 내측 측부 인대 재건술 및 보강술시 고정 방  
법에 대해 주의를 요하며 이를 보강할 수 있는 술식이 필요로 하다고 사료된다.

**색인 단어:** 슬관절, 사체연구, 인대부착부, 최대 인장 강도

### 서 론

슬관절 인대 손상의 치료 방법에는 보존적 치료(conserva-  
tive treatment), 봉합술(repair), 봉합술 및 인대 보강(aug-  
mentation), 재건술(reconstruction) 등이 있으며 과거에는  
많은 증례에서 보존적 치료를 시행하였으나 최근에는 수술적  
치료가 점점 증가되고 있다. 수술적 치료 중에서도 점차 재건  
술이나 보강술의 빈도가 증가하고 있으며 전, 후방 십자 인대,  
내, 외측 측부 인대 재건술이나 보강술시 간섭 나사(interfer-  
ence screw)가 많이 쓰이고 있는데 간섭 나사의 경우 고정력

이 골 강도의 영향을 많이 받고 고정력에 따라 수술 후 재활이  
달라질 수 있다<sup>16)</sup>. 흡수성 간섭 나사를 이용한 건 고정을 시행  
할 때 나사 직경의 선택에 대해서 이견이 존재하는데, 이식 건,  
골 터널 및 간섭 나사의 직경이 같도록 고정하는 방법이 주로  
사용되어 왔다<sup>19,20)</sup>. Singhatat 등<sup>17)</sup>은 동물실험을 통해 대퇴 터  
널보다 직경이 큰 간섭나사를 사용할 경우 이식건의 초기 재형  
성기의 건 성숙과정을 방해하여 건 괴사를 초래할 수 있음을  
보고하였다. 대퇴 터널보다 직경이 작은 간섭나사를 이용하여  
고정하면 이식건의 치유에는 도움이 되나 고정력이 약해지는  
단점이 있어 부가적인 고정이 필요하다고 보고하는 저자들도  
있다<sup>4,19,21)</sup>. 또한 고정력에 영향을 미치는 요소로서 골 부위별로  
골 강도의 차이 및 인대 고정력의 차이가 있을 수 있는데 특정  
기구의 인장 시험 외에 특정 부위의 골 강도를 측정하는 문헌  
은 찾아볼 수 없었다<sup>18,22)</sup>. 저자들은 각각의 인대 부착 부위의 골  
강도가 다르고, 골 강도가 다르다면 고정력도 차이가 있다는  
가설에서 이 실험을 시행하였다.

통신저자: 이 범 구

인천광역시 남동구 구월동 1198

가천의과대학 길병원 정형외과

TEL: 032) 460-3384 · FAX: 032) 468-5437

E-mail: bklee@gilhospital.com

이에 저자들은 사체의 원위 대퇴골을 이용하여 각각의 인대가 붙는 부위의 골 강도를 비교함으로써 재건술이나 인대 보강술 실시 고정에 참고할 수 있는 지표로 삼고자 한다.

## 대상 및 방법

### 1. 실험 재료

포르말린 처리된 연부 조직을 박리한 원위 대퇴골을 먼저 이중 에너지 방사선 골밀도(DEXA) 측정 후 1 g/cm<sup>2</sup> 이상으로 골다공증이 없는 10구의 사체, 15개의 대퇴 원위골을 이용하였다. Ohman<sup>13)</sup> 은 장기간 포르말린 처리된 골 조직이 아니라면 포르말린 처리가 골의 기계적 특성에 큰 영향을 미치지 않는다고 보고하였으며, 본 실험에서 쓰인 사체는 평균 6주 포르말린 처리된 것으로 실험재료로 적절하다고 판단하였다. 재건술을 시행할 이식건으로는 사람의 이식건을 대체할 수 있는 돼지의 족부 신전건을 실험 당일 채취하여 이용하였고, 반건양건, 박건과 그 크기가 유사한 제 3 족지 신전건을 취하였다.

### 2. 실험 방법

#### 1) 실험 1

15개의 원위 대퇴골 중 5개의 원위 대퇴골은 각각의 인대 부착부의 피질골과 수직 방향으로 유도핀(guide pin) 삽입 후 5.0 mm 유관나사(Solco, Korea)를 삽입하였다. 삽입 정도는 2001년판 Annual book of ASTM standards의 insertion of the test specimen에 준거하여 5.0 mm 유관나사 나사산의 60%만 삽입하였다<sup>1)</sup>. 삽입 후 858 table top system<sup>®</sup> 인장 검사기(MTS Systems Corporation, USA)의 위쪽 물림 장치에 나사 골두를 고정하고 아래쪽 물림 장치에 원위 대퇴골을 고정하였다(Fig. 1). 2001년판 Annual book of ASTM standards의 axial pullout strength of the test specimen에 준거하여<sup>2)</sup> 분당 5 mm의 일정한 인장 속도를 유지하여 유관나사가 삽입된 반대 방향으로 인장하여 최대 인장 강도를 측정함으로써 원

위 대퇴골 인대 부착부의 골 강도를 측정하였고, 이를 기록계(X축: Time, Y축: Force)에 표시하였다(Fig. 2).

#### 2) 실험 2

나머지 10개의 원위 대퇴골은 각각의 인대 부착부, 즉 전방 십자 인대, 후방 십자 인대, 내측 측부 인대, 외측 측부 인대의 부착부에 인대 재건술과 동일한 방법으로 7 mm 확공기를 이용하여 터널을 형성 후 두 가닥의 신전건을 삽입하여 7 mm 지름, 25 mm의 흡수성 간섭 나사(Linbatec, USA)를 이용하여 고정하였다. 858 table top system<sup>®</sup> 인장 검사기의 위쪽 물림 장치에 대퇴 원위골을 고정하고 아래쪽 물림 장치에 이식건을 고정하였다. 이식건 고정시 각각의 인대의 원래 주행 방향과 같은 방향, 즉 내측 측부 인대와 외측 측부 인대의 경우 관절면과 수직 방향으로, 전방 십자 인대와 후방 십자 인대의 경우 관절면에 약 30도 기울어진 방향으로 견인될 수 있도록 고정하였다(Fig. 3). 이식건을 인장 실험 검사 전에 동일한 정도의 전부하(50 N, 30 sec)를 주어 인장 검사시 갑작스러운 부하와 벡터로 인한 실패를 방지하고, 분당 약 50 mm의 일정한 인장 속도를 유지하며 인장하여 이를 기록계(X축: Time, Y축: Force)에 표시하면서 최대 인장 강도(maximum pull-out strength, MPS)를 측정하고 실패 양상을 분석하였다(Fig. 2).

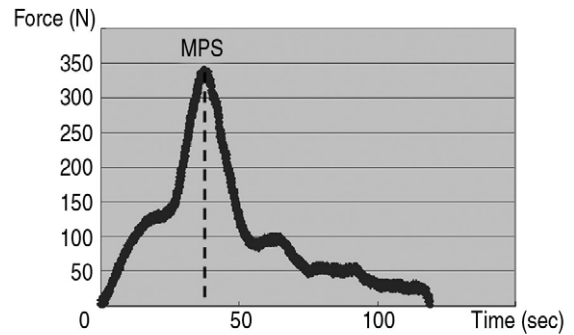


Fig. 2. Maximum pull out strength was measured according to the time (MPS: maximal pullout strength)

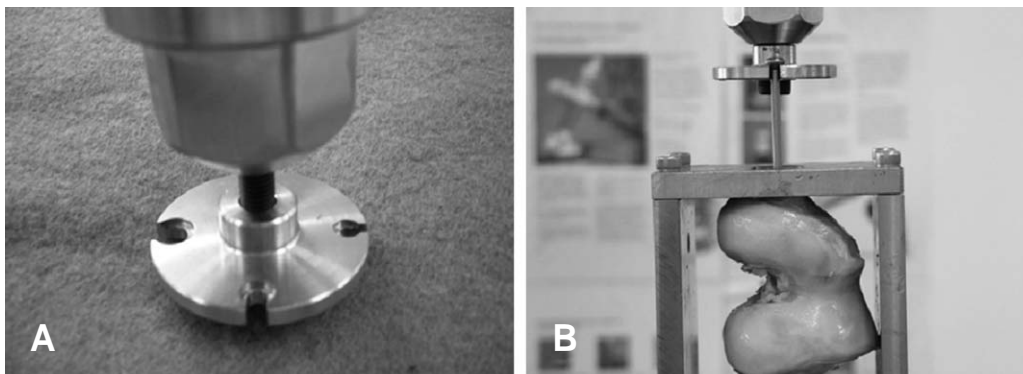


Fig. 1. Cannulated screw was inserted into the each ligamentous attach site of ACL, PCL, MCL, LCL of cadaveric femur (B) and the head of cannulated screw was linked with the grip of the 858 table top system<sup>®</sup> to measure maximum pull out strength (A).

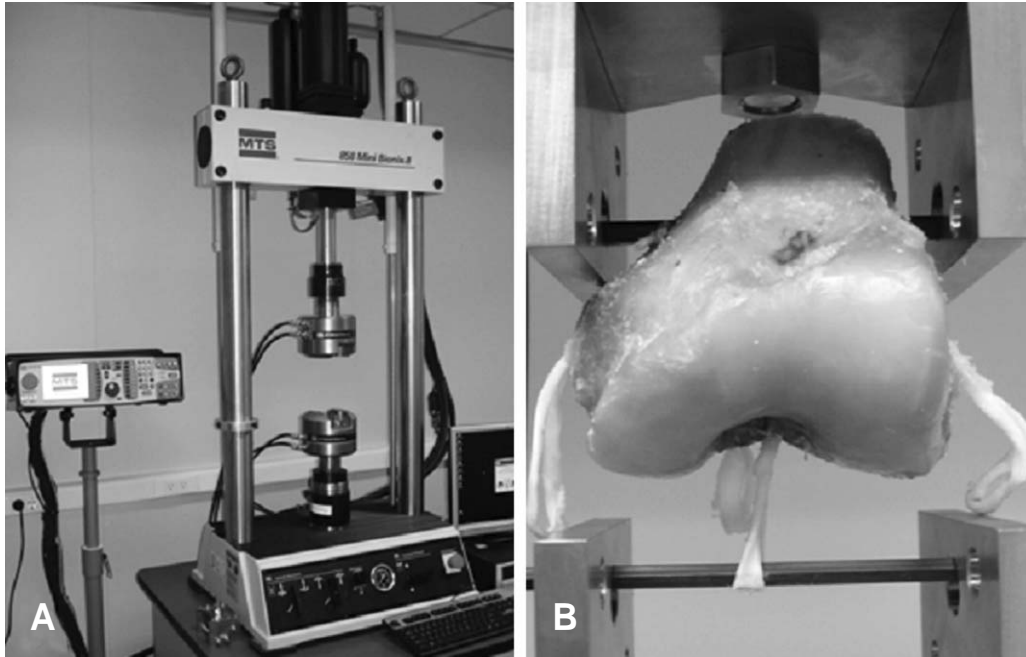
### 3. 통계적 분석

통계학적 분석은 SPSS (Version 11, USA)를 이용하여 Friedman 검사로 각 인대 부착 부위 강도의 결과를 분석하였으며 Wilcoxon signed rank 검사를 시행하여 각각의 군 간 결과를 비교하였다. 유의 수준이 0.05 이하일 때 통계적으로 의의가 있는 것으로 판정하였다.

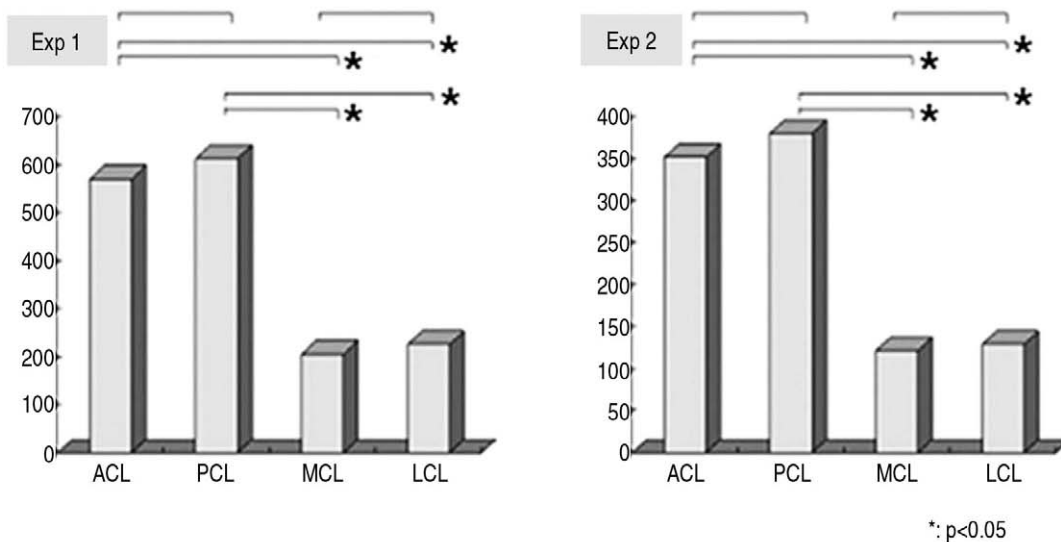
## 결 과

### 1. 골밀도

이중 에너지 방사선 골밀도는 실험 1이 평균  $1.236 \pm 0.089 \text{ g/cm}^2$  였고 (Table 1), 실험 2가 평균  $1.205 \pm 0.137 \text{ g/cm}^2$  였으며 (Table 2), 실험 1과 2 값 사이의 유의한 차이는 없었으며 ( $p > 0.05$ ), 양 실험의 골밀도 평균은  $1.225 \pm 0.103 \text{ g/cm}^2$  였다.



**Fig. 3.** 858 table top system® (A) and each of ACL, PCL, MCL, LCL was reconstructed on it's own native foot print with porcine tendon and reconstructed graft was pulled according to the natural axis of the ligament.



**Fig. 4.** There was no significant difference of maximal pull out strength between ACL and PCL group and between MCL and LCL group. However, the maximal pullout strength of MCL and LCL group were significantly lower than that of ACL and PCL group ( $p < 0.01$ ). Experiment 2 showed the same results of experiment 1.

2. 실험 1

인대 부착 부위의 최대 인장 강도는 전방 십자 인대 군이 평균 578.9±148.3 N, 후방 십자 인대 군이 평균 606.9±141.9 N, 내측 측부 인대 군이 평균 211.6±106.4 N, 외측 측부 인대 군이 평균 225.6±98.1 N으로 후방 십자 인대 군, 전방 십자 인대 군, 외측 측부 인대 군, 내측 측부 인대 군 순이었다 (Table 2, pF<0.05, pF: Friedman 검사의 p값). 각각의 군을 비교해 보면 전방 십자 인대 군과 후방 십자 인대 군 간은 유의한 차이를 보이지 않았고 (Fig. 4, pW=0.075, pW: Wilcoxon

signed rank 검사의 p값), 내측 측부 인대와 외측 측부 인대 군 간은 유의한 차이를 보이지 않았다 (Fig. 4, pW=0.075). 하지만 전방 십자 인대 군과 내측 측부 인대 군 또는 외측 측부 인대 군 간은 유의하게 전방 십자 인대 군의 강도가 높았고 (Fig. 4, pW=0.028), 후방 십자 인대 군과 내측 측부 인대 군 또는 외측 측부 인대 군 간은 유의하게 후방 십자 인대 군의 강도가 높았다 (Fig. 4, pW=0.028). 실패 양상은 모든 예에서 나사가 대퇴골에서 뽑혀 나왔다.

Table 1. Results of experiment 1

Specimen No	Sex/Age	BMD (g/cm <sup>2</sup> )	Maximum pullout strength (N)			
			ACL	PCL	MCL	LCL
1	M/74	1.116	321.9	357.9	103.4	107.6
*2	M/79	1.103	585.5	668.3	112.4	164.4
*3	M/79	1.115	680.1	680.6	202.2	203.3
§ 4	M/73	1.281	669.9	701.3	311.2	327.7
§ 5	M/73	1.411	637.9	626.6	328.7	325.2
Average		1.205	578.9	606.9	211.6	225.6

ACL: Anterior cruciate ligament attachment site  
 PCL: Posterior cruciate ligament attachment site  
 MCL: Medial collateral ligament attachment site  
 LCL: Lateral collateral ligament attachment site  
 BMD: Bone mineral density  
 \*, §: Same cadaver

Table 2. Results of experiment 2

Specimen No	Sex/Age	BMD (g/cm <sup>2</sup> )	Maximum pullout strength (N)			
			ACL	PCL	MCL	LCL
*1	F/65	1.216	321.2	311.3	147.3	151.7
*2	F/65	1.161	341.1	377.1	141.2	159.7
3	F/70	1.194	414.6	481.7	138.8	130.0
§ 4	M/43	1.422	347.0	447.6	93.2	114.9
§ 5	M/43	1.366	543.6	539.5	141.0	148.7
¶ 6	F/69	1.167	430.6	480.1	142.7	150.7
¶ 7	F/69	1.176	278.9	346.7	144.1	142.5
8	M/53	1.254	285.1	293.5	86.5	109.0
9	M/63	1.184	278.1	299.9	85.5	33.7
10	M/73	1.216	265.3	221.4	89.8	91.3
Average		1.236	350.0	379.9	121.0	128.2

ACL: Anterior cruciate ligament attachment site  
 PCL: Posterior cruciate ligament attachment site  
 MCL: Medial collateral ligament attachment site  
 LCL: Lateral collateral ligament attachment site  
 BMD: Bone mineral density  
 \*, §, ¶: Same cadaver

### 3. 실험 2

인대 부착 부위의 최대 인장 강도는 전방 십자 인대 군이 평균  $350.6 \pm 88.6$  N, 후방 십자 인대 군이 평균  $379.9 \pm 102.9$  N, 내측 측부 인대 군이 평균  $121.0 \pm 27.9$  N, 외측 측부 인대 군이 평균  $128.2 \pm 27.0$  N으로 후방 십자 인대 군, 전방 십자 인대 군, 외측 측부 인대 군, 내측 측부 인대 군 순이었다 (Table 1,  $p < 0.05$ ). 각각의 군을 비교해 보면 전방 십자 인대 군과 후방 십자 인대 군 간은 유의한 차이를 보이지 않았고 (Fig. 4,  $pW = 0.074$ ), 내측 측부 인대와 외측 측부 인대 군 간은 유의한 차이를 보이지 않았다 (Fig. 4,  $pW = 0.114$ ). 하지만 전방 십자 인대 군과 내측 측부 인대 군 또는 외측 측부 인대 군 간은 유의하게 전방 십자 인대 군의 강도가 높았고 (Fig. 4,  $pW = 0.005$ ), 후방 십자 인대 군과 내측 측부 인대 군 또는 외측 측부 인대 군 간은 유의하게 후방 십자 인대 군의 강도가 높았다 (Fig. 4,  $pW = 0.005$ ). 실패 양상은 모든 예에서 이식건이 뽑혀져 나왔다.

## 고 찰

Noyes 등<sup>12)</sup>에 의하면 ACL의 최대 인장 강도가 약 1725 N, 일상 생활에서 가해지는 부하는 약 454 N이라고 보고하고 있으며, Chen 등<sup>6)</sup>에 의하면 PCL의 최대 인장 강도가 약 2015 N이라고 보고하고 있으며, Robinson 등<sup>15)</sup>에 의하면 내측 측부 인대에 가해지는 최대 부하는 약 534 N이라고 보고하고 있고, Ciccone 등<sup>7)</sup>에 의하면 외측 측부 인대에 가해지는 최대 부하는 약 460 N이라고 보고하고 있다.

여러 저자들이 생체 흡수성 나사를 이용하여 인장강도 실험을 시행하였는데, Milano 등<sup>11)</sup>은 각기 다른 9개의 대퇴 터널 고정기구를 사용하여 돼지 원위 대퇴골 및 신건건을 이용하여 전방 십자인대를 재건하고 인장 강도 실험을 시행하였다. 간섭 나사를 고정 시 이식건과 대퇴 터널, 간섭 나사의 직경을 동일하게 하여 고정 후, 10 N의 전부하를 가한 뒤 1000번의 주기성 인장 부하를 가하고 최대 인장 강도 및 이식건의 신연을 측정하였다. Weiler 등<sup>10)</sup>은 직경 및 길이가 각기 다른 생체 흡수성 나사를 이용하여 인장강도 실험을 시행하였고, 대퇴 터널의 직경은 이식건의 직경과 최대한 가깝게 하고 나사의 직경은 이식건의 직경과 동일한 나사를 이용하여 실험을 시행하였으며 10 N의 전부하를 가한 후 최대 인장 강도를 측정하여 생체 흡수성 나사의 길이 및 직경에 따른 강성을 비교하였다.

저자들은 전, 후방 십자 인대, 내, 외측 측부 인대 고정에 모두 사용 가능한 생체 흡수성 나사를 이용하여 실험을 하였다. 간섭 나사의 고정력에 영향을 주는 요소로는 골 밀도, 간격 크기 (gap size), 나사의 위치, 나사의 직경과 길이 등이 있다<sup>6)</sup>. 이 중 골 밀도는 생체 흡수성 간섭 나사의 고정력에 영향을 미치는 중요한 요소이며 Brand 등<sup>3)</sup>은 사체 대퇴 골 및 경골을 이용한 생역학적 연구를 시행한 결과 생체 흡수성 나사의 인장

강도와 대퇴골의 골 밀도가 밀접한 인과 관계가 있음을 보고하였고, 일상 생활을 영위하기 위해 필요한 최소한의 인장 강도를 확보하기 위해서는 골 밀도가 최소한  $0.6 \text{ g/cm}^2$  이상 되어야 한다고 보고하였다. 본 연구의 대퇴골 골 밀도는 실험 1이 평균  $1.236 \pm 0.089 \text{ g/cm}^2$ , 실험 2가 평균  $1.205 \pm 0.137 \text{ g/cm}^2$ 로 생체 흡수성 간섭 나사를 사용하기에 충분한 골 밀도를 가진 실험 군이었다. 나사의 넓이와 길이는 동일한 생체 흡수성 간섭 나사를 이용하여 실험 재료 차이에 의한 편위 (bias)를 없앴으며, 나사의 위치 또한 일반적인 내, 외측 측부 인대 및 전, 후방 십자 인대 재건술과 동일한 방법으로 시행하여 동일한 위치에 위치하도록 하였다.

실험 1의 경우 특정 부위의 골 강도를 직접 나사를 삽입하여 인장하는 방법을 이용하여 간접적으로 측정하였으며, 실험 2의 경우 임상적으로 시행하는 재건술과 동일한 술식으로 시행하여 최대 인장 강도 측정을 하였다.

본 연구에서 인대 부착 부위의 강도는 외측 측부 인대 부착부와 내측 측부 인대 부착부의 골 강도가 후방 십자 인대 부착부와 전방 십자 인대 부착부의 골 강도에 비해서 현저히 약하였다. 나사를 이용하여 간접적으로 측정한 실험 1과 재건술과 동일한 술식으로 시행한 실험 2의 결과에서도 동일한 결과를 보였다. 이와 같은 골 강도의 차이는 현재 쓰이고 있는 간섭 나사의 고정력에 영향을 줄 수 있고, 이식건의 미끄러짐 (slippage)이나 고정 실패로 이어질 수 있다.

인대 보강술이나 재건술의 경우 자가 이식건 (autograft)나 동종건 (allograft)에 고정 기구를 이용하여 골에 고정을 하게 된다. 대퇴골의 고정 기기로는 EndoButton® 등의 피질골 현수 고정 (cortical suspension fixation), 나사와 와셔 (washer), 스테플 (staple) 등의 피질골 고정 (cortical fixation), RigidFix®, TranFix® 등의 피질골-해면골 현수 고정 (cortical-cancellous suspension fixation), 금속성 간섭 나사, 생체 흡수성 간섭 나사 등의 해면골 고정 (cancellous fixation) 등으로 나뉘어질 수 있다<sup>11)</sup>. 흡수성 간섭 나사를 이용한 건 고정을 시행할 때 이식건, 골 터널 및 간섭 나사의 직경이 같도록 고정하는 방법이 주로 사용되어 왔지만 더 강한 고정력을 얻기 위해 간섭 나사의 길이 및 직경을 더 크게 하고 골 터널 확장을 하는 방법도 소개되어 널리 사용되고 있다<sup>19,20)</sup>. 이 중 간섭 나사는 금속 간섭 나사와 생체 흡수성 간섭 나사가 인대의 고정에 많이 이용되고 있으나 금속 간섭 나사는 이식건의 열상 및 나사의 확산을 야기할 수 있어 연부 조직의 고정에 생체 흡수성 간섭 나사가 많이 이용되고 있다<sup>10)</sup>. 생체 흡수성 간섭 나사는 금속 간섭 나사에 견줄만한 역학적 강도를 지니고 있으면서 이식건의 열상이 적고 추후 골 조직으로 대체되며 추후 제거할 필요가 없다는 장점이 있다<sup>3-5)</sup>. 생체 흡수성 간섭 나사의 단점으로는 삽입 도중 나사의 파손이 일어날 수 있으며 드물게 체내에서 과민 반응을 야기하여 농양 등을 형성하기도 한다<sup>8,9,14)</sup>.

본 연구의 한계점은 실험 표본의 수가 적고, 주기성 부하를 가하지 않았으며, 이식건의 신연과 같은 여러 가지 기준 대신

최대 인장 강도만 측정할 점, 동일 사체의 원위 대퇴골을 사용한 점, 굴곡, 신전이나 회전 운동(pivot movement) 등과 같은 정상 슬관절의 운동을 충분히 재현하지 못한 점, 나사못의 길이 및 직경을 달리 하여 다양한 조합의 실험을 시행하지 못한 점 등을 들 수 있겠다.

## 결 론

대퇴 터널과 동일한 두께, 최소 길이의 간섭 나사못 고정은 불충분한 고정력을 제공하므로 전방 십자인대, 후방 십자인대, 내, 외측 측부 인대 재건술시 부가적인 술식이 필요하며, 특히 외측 측부 인대와 내측 측부 인대 부착 부위의 강도는 후방 십자 인대와 전방 십자 인대 부착 부위의 강도에 비해 현저히 약하므로 외측 또는 내측 측부 인대 재건술 및 보강술시 고정 방법에 대해 주의를 요하며 이를 보강할 수 있는 술식이 필요로 하다고 사료된다.

## 참고문헌

1. **American Society for Testing and Materials:** *Annual book of ASTM Standards, Pennsylvania, West Conshohocken: A3.4-A3.4.1, 2001.*
2. **American Society for Testing and Materials:** *Annual book of ASTM Standards, Pennsylvania, West Conshohocken: A3.4-A3.4.2, 2001.*
3. **Brand JC, Pienkowski D, Steenlage E, Hamilton D, Johnson DL and Caborn DN:** *Interference screw fixation strength of a quadrupled hamstring tendon graft is directly related to bone mineral density and insertion torque. Am J Sports Med, 28: 705-710, 2000.*
4. **Brand JC, Weiler A, Caborn DNM, et al:** *Graft fixation in cruciate ligament reconstruction. Am J Sports Med, 28: 761-774, 2000.*
5. **Caborn DNM, Urban WP, Johnson DL, et al:** *Biomechanical comparison between BioScrew and titanium alloy interference screws for bone-patella tendon-bone graft fixation in anterior cruciate ligament reconstruction. Arthroscopy, 13: 229-232, 1997.*
6. **Chen CA, Chou SW, Chen WJ and Shih CH:** *Fixation strength of three different graft types used in posterior cruciate ligament reconstruction. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 12: 371-375, 2004.*
7. **Ciccione WJ, Bratton DR, Weinstein DM, Walden DL and Elias JJ:** *Structural Properties of Lateral Collateral Ligament Reconstruction at the Fibular Head. Am J Sports Med, 34: 24-28, 2006.*
8. **Kwak JH, Sim JA, Kim SH, Lee KC and Lee BK:** *Delayed intra-articular inflammatory reaction due to Poly-L-Lactide bioabsorbable interference screw used in anterior cruciate ligament reconstruction. Arthroscopy, 24: 243-246, 2008.*
9. **Martinek V and Friederich NF:** *Tibial and pretibial cyst formation after anterior cruciate ligament reconstruction with bioabsorbable interference screw fixation. Arthroscopy, 15: 317-320, 1999.*
10. **Matthews LB, Softer SR:** *Pitfalls in the use of interference screws for anterior cruciate ligament reconstruction. Arthroscopy, 5: 225-226, 1989.*
11. **Milano G, Mulas PD, Ziranu F, Piras S, Manunta A and Fabbriani C:** *Comparison between different femoral fixation devices for ACL reconstruction with double hamstring tendon graft: a biomechanical analysis. J Arthroscopy, 22: 660-668, 2006.*
12. **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.*
13. **Ohman C, Dall'Ara E, Baleani M, Van Sint Jan S and Viceconti M:** *The effects of embalming using a 4% formalin solution on the compressive mechanical properties of human cortical bone. Clin Biomechanics, 23: 1294-1298, 2008.*
14. **Purcell DB, Rudzki JR, Wright RW:** *Bioabsorbable interference screws in ACL reconstruction. Oper Tech Sports Med, 12: 180-187, 2004.*
15. **Robinson JR, Bull AM and Amisa AA:** *Structural properties of the medial collateral ligament complex of the human knee. J Biomech, 38: 1067-1074, 2005.*
16. **Selby JB, Johnson DL, Hester P and Carborn DNM:** *Effect of screw length on bioabsorbable interference screw fixation in a tibial bone tunnel, Am J Sports Med, 29: 614-619, 2001.*
17. **Singhatat W, Lawhorn KW, Howell SM and Hull ML:** *How four weeks of implantation affect the strength and stiffness of a tendon graft in a bone tunnel: a study of two fixation devices in an extraarticular model in ovine. Am J Sports Med. 30: 506-513, 2002.*
18. **Stadelmaier DM, Lowe WR, Ilahi OA, Noble PC and Kohl HW:** *Cyclic pull-out strength of hamstring tendon graft fixation with soft tissue interference screws. Am J Sports Med, 27: 778-783, 1999.*
19. **Steenlage E, Brand JC, Johnson DL and Caborn DNM:** *Correlation of bone tunnel diameter with quadrupled hamstring graft fixation strength using a biodegrad-*

able interference screw. *Arthroscopy*, 18: 901-907, 2002.

20. **Weiler A, Hoffmann RFG, Siepe CJ, Kolbeck SF and Südkamp NP:** *The influence of screw geometry on hamstring tendon interference fit fixation. Am J Sports Med*, 28: 356-359, 2000.
21. **Weiler A, Richter M, Schmidmaier G, Kandziora F and Südkamp NP:** *The EndoPearl device increases fixa-*

*tion strength and eliminates construct slippage of hamstring tendon grafts with interference screw fixation. Arthroscopy*, 17: 353-359, 2001.

22. **Weiler A, Windhagen HJ, Raschke MJ, Laumeier A and Hoffman FG:** *Biodegradable interference screw fixation exhibits pull-out force and stiffness similar to titanium screws. Am J Sports Med*, 26: 119-128, 1998.

= ABSTRACT =

## Comparative Biomechanical Study of Stiffness on Ligamentous Attached Sites of Distal Femur - Experimental Laboratory Study on Cadaver Femora -

Ji Hoon Kwak, M.D., Jae Ang Sim, M.D., Sang Hoon Yang, M.D.,  
Dong Hee Kim, M.D., Beom Koo Lee, M.D.

*Department of Orthopedic Surgery, Gil Medical Center, Gachon University Incheon, Korea*

**Purpose:** This study was performed to compare the strength of ligamentous attached sites of cadaveric distal femur and to obtain reliable biomechanical data to use in ligamentous reconstruction or augmentation.

**Materials and Methods:** Fifteen cadaveric distal femurs were used for this study. After measuring the bone density, 5.0 mm cannulated screw (Experiment 1) or reconstructed porcine ligament (Experiment 2) was inserted into the each ligamentous attached sites of anterior cruciate ligament (ACL), posterior cruciate ligament (PCL), medial collateral ligament (MCL) and lateral collateral ligament (LCL). In experiment 2, reconstructed porcine graft was fixed with bioabsorbable screw in ligamentous insertion sites. And we measured the maximal pullout force of each ligamentous attached sites of cadaveric distal femur.

**Results:** Average bone mineral density was  $1.205 \pm 0.137$  g/cm<sup>2</sup> in experiment 1,  $1.236 \pm 0.089$  g/cm<sup>2</sup> in experiment 2, which showed no statistically significant differences. In experiment 1, average pull-out strength of ACL, PCL, MCL and LCL group were  $519.1 \pm 111.7$  N,  $638.9 \pm 144.4$  N,  $169.7 \pm 56.0$  N,  $225.6 \pm 61.5$  N respectively. In experiment 2, the average pull-out strength were  $310.6 \pm 31.0$  N,  $379.9 \pm 47.4$  N,  $104.0 \pm 14.4$  N,  $131.5 \pm 21.9$  N respectively. In experiment 1, there was no significant difference between ACL and PCL group and between MCL and LCL group. However, the maximal pullout strength of MCL and LCL group were significantly lower than that of ACL and PCL group ( $p < 0.01$ ). Experiment 2 showed the same results of experiment 1.

**Conclusion:** Because stiffness of MCL and LCL attached sites are much lower than that of ACL and PCL attached sites, we may consider augmented fixation in ligamentous reconstructions of MCL and LCL.

**Key Words:** Knee, Cadaveric study, Ligament attached site, Maximal pull out strength

Address reprint requests to **Beom Koo Lee, M.D.**

Department of Orthopaedic Surgery, Gil Medical Center, Gachon University

1198, Kuwol-dong, Namdong-gu, Incheon, Korea

TEL: 82-32-460-3384, FAX: 82-32-468-5437, E-mail: bkleee@gilhospital.com