

# 전방십자인대 재건술 시 이식건의 봉합을 이용한 기둥 고정에서 적절한 요소: 봉합사 수, 매듭 수, 봉합 방법, 봉합 수 - 돼지 건을 이용한 실험적 연구 -

가천대학교 의학전문대학원 정형외과학교실<sup>1</sup>, 가천대학교 의학전문대학원<sup>2</sup>, 솔코바이오메디칼 의공학연구소<sup>3</sup>

심재앙<sup>1</sup> · 최석원<sup>2</sup> · 전창수<sup>3</sup> · 김원석<sup>1</sup> · 이용석<sup>1</sup> · 이범구<sup>1</sup>

## Optimal Parameters for Sutures Tied to a Post during Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: Thread Numbers, Knot Numbers, Suture Techniques and Stitch Numbers - An Experimental Laboratory Study Using Porcine Tendon -

Jae Ang Sim<sup>1</sup>, Suk Won Choi<sup>2</sup>, Chang Soo Chon<sup>3</sup>, Won Seok Kim<sup>1</sup>, Yong Seuk Lee<sup>1</sup>, Beom Koo Lee<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Orthopaedics, Gil Hospital, Gachon University, Incheon, <sup>2</sup>Gachon Medical School, Gachon University, Incheon,

<sup>3</sup>Solco Biomedical Institute, Solco Biomedical, Pyeongtaek, Korea

We evaluated the conditions required for sutures tied to a post for tibial fixation during anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction. Harvested porcine tendon was used as a graft material and nonabsorbable suture was used for sutures. Samples were tested for ultimate tensile load and elongation according to thread numbers, knot numbers, suture techniques and stitch numbers. As thread numbers were increased, ultimate tensile load was increased and elongation was decreased. However, more than 4 strands of threads provided the sufficient ultimate tensile load more than 454 N of normal ACL for daily activities. As knot numbers were increased, ultimate tensile load was increased, but elongation was decreased. In terms of failure mode, unraveling occurred 100% in 3 and 4 knots, 81.2% in 5 knots, 54.5% in 6 knots, and 0% in 7 knots. Suture techniques and stitch numbers didn't significantly affect the ultimate tensile load and the elongation. For sutures tied to a post for tibial fixation in ACL reconstruction, more than 4 threads, more than 7 knots, and more than 4 stitches provide adequate ultimate tensile load and elongation.

**Keywords:** Knee, Anterior cruciate ligament reconstruction, Tibial fixation

Received: November 22, 2013 Revised: January 7, 2014 Accepted: January 23, 2014

Correspondence: Beom Koo Lee

Department of Orthopaedics, Gil Hospital, Gachon University of Medicine and Science, 21 Namdong-daero, 774beon-gil, Namdong-gu, Incheon 405-760, Korea

Tel: +82-32-460-3384, Fax: +82-32-468-5437, E-mail: bklee@gilhospital.com

Copyright ©2014 The Korean Society of Sports Medicine

© This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

## 서론

전방십자인대 재건술 시 전방 슬관절 동통과 공여부의 이완이 적고, 여러 가닥으로 표면적이 넓어 혈관 재형성에 유리하며, 신전 기전의 손상이 적다는 장점이 있어 슬근건의 사용빈도가 최근에 점차 증가되고 있다.

슬근건의 고정 방법은 크게 피질골 고정(cortical fixation), 피질골과 해면골 고정(corticocancellous fixation), 터널 입구 고정(aperture fixation) 등으로 나눌 수 있으며, 경골부의 고정에는 봉합을 이용한 기둥 고정(sutures tied to a post), 나사와 스파이크 와셔(spiked washer), 스테플(staple) 등의 피질골 고정 방법과 간섭 나사(interference screw) 등을 이용한 터널 입구 고정 방법 등이 이용될 수 있다. 경골부의 고정 중 간섭 나사의 경우 비교적 술식이 간단하고 강한 고정력을 얻을 수 있으나 삽입 방향 등에 따라 고정력에 차이가 날 수 있으며 간섭 나사의 나사선(thread)에 의해 연부 조직 이식건인 슬근건이 손상 당할 수 있다<sup>1-6)</sup>. 나사와 스파이크 와셔의 경우 비교적 술식이 간단하고 강한 고정력을 가질 수 있으나 압력에 의한 괴사(pressure necrosis)나 혈관 손상 가능성 등이 일어날 수 있다<sup>7,8)</sup>. 스테플의 경우에도 비교적 술식이 간단하나 강한 고정력을 주기 어렵고, 이식건의 미끄러짐도 크다는 단점이 있다<sup>9,10)</sup>. 봉합을 이용한 기둥 고정의 경우 봉합사에 의한 신연이 일어날 수 있고, 고정력이 충분치 못하여 간섭 나사 등의 보강 술식이 요할 수 있다<sup>9,10)</sup>.

봉합을 이용한 기둥 고정이 이식건의 충분한 고정력을 제공할 수 있다면 슬근건의 손상을 피하면서 미끄러짐을 방지할 수 있는 좋은 고정 방법으로 생각된다. 이에 저자들은 전방십자인대 재건술의 이식건 경골부 고정에서 봉합을 이용한 기둥 고정 시 고정력에 영향을 줄 수 있는 봉합사의 수, 매듭(knot) 수, 봉합 방법, 봉합 수에 따른 생역학을 연구하여 성공적인 이식건의 봉합을 이용한 기둥 고정을 위한 적절한 요소를 알아보고자 하였다.

## 연구 방법

### 1. 실험 재료

이식건은 사람의 전방십자인대 재건술 시 주로 이용하는 반건양건, 박건과 그 크기가 유사한 돼지(porcine)의 제3 또는 제4 족지 신전건을 이용하였다. 실험에 사용할 돼지는 암,

수 구별없이 약 6개월된 100 kg 전후의 돼지를 사용하였다. 실험 당일 도살된 돼지의 족부 신전건을 채취하였다. 봉합사는 전방십자인대 재건술시 주로 이용하는 비흡수성 봉합사인 No. 5 ethibond (Ethicon, Somerville, NJ, USA)를 이용하였다.

### 2. 실험 기구

인장 실험을 위한 검사기는 858 table top system (MTS Systems Corporation, Eden Prairie, MN, USA)을 이용하였으며, 현수 장치는 봉합사나 이식건이 손상 받지 않도록 원통형의 현수 장치를 제작하였으며, 다른 한 쪽은 실험 방법에 따라 같은 현수 장치 또는 물림 장치(gripper)에 고정하였다(Fig. 1). 모든 실험 방법에서 최대 인장 부하(ultimate tensile load)와 신연(elongation)을 측정하였고, 인장 속도는 50 mm/min, 최대 인장 거리는 실험 재료의 2배의 거리인 봉합사 실험의 경우 10 cm, 이식건과 봉합사 실험의 경우 12 cm로 하였다.

### 3. 실험 방법

#### 1) 봉합사의 수

No. 5 Ethibond를 각각 2 가닥(strands), 4 가닥, 6 가닥, 8 가닥으로 하고 그 길이는 5 cm로 동일하게 하여 길이 등에 의한 오차(bias)가 없게 하였다. 한 쪽 끝은 현수 장치에 걸고, 다른 한 쪽 끝은 물림 장치에 연결하였다. 최대 인장 부하와 신연 정도를 측정하였다. 각각의 가닥에 대하여 20예를 시행하였다.

#### 2) 매듭 수

매듭은 오차를 줄이기 위해 한 명의 술자가 동일한 술기로 시행하였으며 최대 강도로 매듭을 형성하였다. 봉합사의 수에 따른 신연 정도와 마찬가지로 봉합사 길이는 5 cm로 동일하게 하였다. 매듭의 수는 3개, 4개, 5개, 6개, 7개로 하였으며, 현수 장치에 걸어 최대 인장 부하와 신연 정도를 측정하였으며

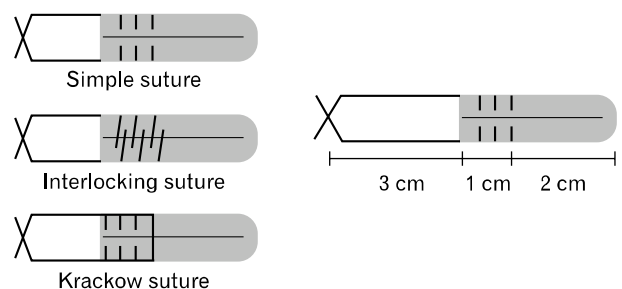


Fig. 1. Suture techniques.

실패 요인이 풀림에 의한 것인지 혹은 끊김에 의한 것인지를 확인하였다. 3개의 매듭의 경우 19예, 4개의 매듭과 5개의 매듭의 경우 각각 16예, 6개의 매듭의 경우 11예, 7개의 매듭의 경우 16예를 시행하였다.

### 3) 봉합 방법

이식건의 봉합 방법은 단순 봉합(simple suture), 맞물림 봉합(interlocking suture), Krackow 봉합 방법<sup>11)</sup>을 이용하였다(Fig. 1). 단순 봉합의 경우 한 쪽의 봉합 부위가 반대편 봉합 부위와 겹치지 않게 일렬로 봉합하였고, 교차 봉합의 경우 한 쪽의 봉합 부위가 반대편 봉합 부위와 겹치도록 봉합하였다. 봉합은 No. 5 Ethibond를 이용하여 모든 봉합 방법에서 동일하게 양 측에 6번을 봉합하였다. 돼지 신전건의 봉합 부위 길이는 1 cm, 비 봉합 부위의 길이는 2 cm로 하였으며, 봉합사의 길이는 3 cm로 동일하게 하였다. 오차를 줄이기 위해 한 명의 술자가 시행하였으며, 최대 인장 부하와 신연 정도를 측정하였다. 단순 봉합의 경우 14예, 맞물림 봉합의 경우 13예, Krackow 봉합의 경우 14예를 시행하였다.

### 4) 봉합 수

봉합 수에 따른 신연 정도 측정은 맞물림 봉합 방법으로 시행하였으며 각각 4번, 5번, 6번, 7번의 봉합을 시행하여 각각의 최대 인장 부하와 신연 정도를 측정하였다(Fig. 2). 돼지 신전건의 봉합 부위 길이는 1 cm, 비 봉합 부위의 길이는 2 cm로 하였으며, 봉합사의 길이는 3 cm로 동일하게 하였고, 오차를 줄이기 위해 한 명의 술자가 동일한 술기로 시행하였다. 4번 봉합과 5번 봉합의 경우 각각 14예, 6번 봉합의 경우 13예,

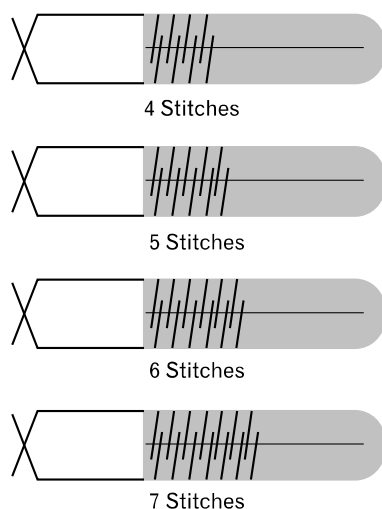


Fig. 2. Stitch numbers.

7번 봉합의 경우 14예를 시행하였다.

### 4. 통계 방법

통계학적 분석은 SPSS ver. 12 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA)를 이용하여 Kruskal-Wallis 검사를 이용하여 결과를 비교하였고( $P_K$ ), Mann-Whitney 검사를 이용하여 각 군 간의 결과를 비교하였다( $P_M$ ). 유의 수준이 0.05 이하일 때 통계적으로 의의가 있는 것으로 판정하였다.

## 결 과

### 1. 봉합사의 수에 따른 최대 인장 부하 및 봉합사 신연 정도

최대 인장 부하는 봉합사의 수가 늘어날수록 증가되었다( $P_K < 0.001$ ). 봉합사의 신연 정도도 봉합사의 수가 늘어날수록 증가되었다( $P_K < 0.001$ ). 최대 인장 부하의 경우 각 군간 비교에서 봉합사 가닥이 늘어날수록 유의하게 증가되었다( $P_{M24}, P_{M26}, P_{M28}, P_{M46}, P_{M48}$  and  $P_{M68} < 0.001$ ) (Fig. 3). 봉합사의 신연 정도도 각 군간 비교에서 봉합사 가닥이 늘어날수록 유의하게 감소되었으나 2 가닥의 경우와 4 가닥의 경우는 유의한 차이가 없었다( $P_{M24}=0.425, P_{M26}, P_{M28}, P_{M46}$ , and  $P_{M48}, P_{M68} < 0.001$ ) (Fig. 4). 봉합사의 수가 4 가닥의 경우부터는 최대 인장 부하가  $569.5 \pm 26.2$  N으로 일상생활에서 활동할 때 필요한 454 N 정도

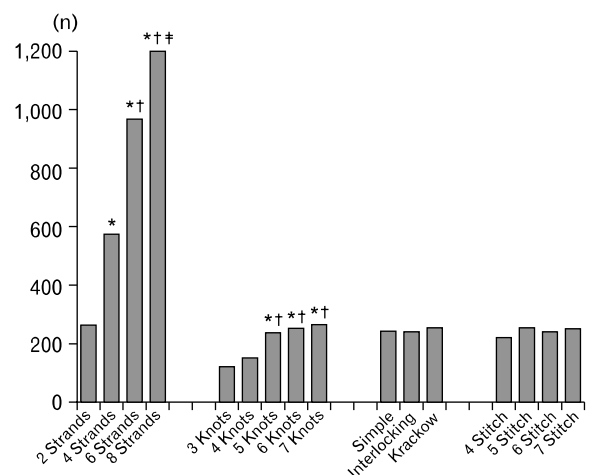


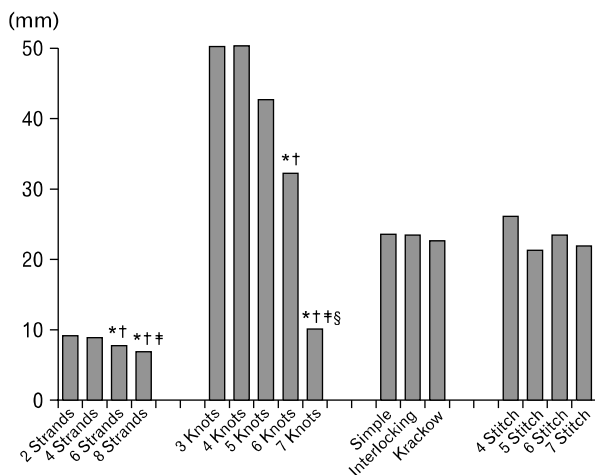
Fig. 3. Ultimate tensile load according to thread numbers, knot numbers, suture technique, and stitch numbers. \*Significant difference compared to second column of the respective group; †Significant difference compared to second column of the respective group; ‡Significant difference compared to third column of the respective group.

의 정상 전방십자인대의 부하보다는 높았다.

## 2. 매듭 수에 따른 최대 인장 부하, 봉합사 신연 정도 및 실패 요인

실패 요인은 3개의 매듭 군과 4개의 매듭 군의 경우 모두 풀림이 일어났으며, 5개의 매듭 군에서는 81.2%에서 풀림이 일어났으며, 6개의 매듭 군에서는 54.5%에서 풀림이 일어났고, 7개의 매듭 군에서는 모두 풀림이 일어나지 않고 꿇김이 일어났다(Table 1).

최대 인장 부하는 매듭 수가 늘어날수록 증가되었다( $P_K < 0.001$ ). 각 군 간 비교에서 3개와 4개의 매듭 군 사이, 5개, 6개, 7개의 매듭 군 사이의 경우 유의한 차이를 보이지 않았다( $P_{M34}=0.243$ ,  $P_{M56}=0.251$ ,  $P_{M67}=0.342$ ,  $P_{M57}=0.423$ ). 하지만 전자



**Fig. 4.** Elongation according to thread numbers, knot numbers, suture technique, and stitch numbers. \*Significant difference compared to first column of the respective group; †Significant difference compared to second column of the respective group; ‡Significant difference compared to third column of the respective group; §Significant difference compared to fourth column of the respective group.

의 두 군과 후자의 세 군 간의 각각의 비교는 유의한 차이를 보였다( $P_{M35}$ ,  $P_{M36}$ ,  $P_{M37}$  and  $P_{M46} < 0.001$ ,  $P_{M45}=0.015$ ,  $P_{M46}=0.011$ ,  $P_{M47}=0.003$ ) (Fig. 3).

봉합사의 신연 정도는 매듭의 수가 늘어날수록 감소되었다( $P_K < 0.001$ ). 실패 요인이 풀림인 경우에는 최대 인장 거리가 10 cm이므로 신연 정도를 50 mm로 계산하였다. 각 군 간의 비교에서 3개의 매듭 군과 4개의 매듭 군은 모두 풀림이 일어났으므로 신연 정도가 동일하였고, 3개 또는 4개의 매듭 군과 5개 매듭 군은 유의한 차이가 없었으나( $P_{M35}=0.086$ ), 6개 또는 7개 매듭 군과는 유의한 차이가 있었다( $P_{M36}=0.003$ ,  $P_{M37} < 0.001$ ). 5개 매듭 군과 6개 매듭 군은 유의한 차이가 없었으나( $P_{M56}=0.234$ ), 7개 매듭 군과는 유의한 차이가 있었다( $P_{M57} < 0.001$ ). 6개 매듭 군과 7개 매듭 군도 유의한 차이가 있었다( $P_{M67}=0.003$ ) (Fig. 4).

실패 요인이 꿇김인 24예를 비교하면 최대 인장 부하는 유의한 차이를 보이지 않았고( $P_K=0.162$ ), 신연 정도도 유의한 차이를 보이지 않았다( $P_K=0.586$ ). 최대 인장 부하의 경우 3개의 군간 유의한 차이를 보이지 않았으며( $P_{M56}=0.143$ ,  $P_{M67}=0.660$ ,  $P_{M57}=0.085$ ) (Table 1), 신연 정도도 3개의 군간 유의한 차이를 보이지 않았다( $P_{M56}=0.393$ ,  $P_{M67}=0.431$ ,  $P_{M57}=0.723$ ) (Table 1).

## 3. 봉합 방법에 따른 다른 최대 인장 부하 및 이식건과 봉합사 신연 정도

세 가지 봉합 방법에 따른 최대 인장 부하는 유의한 차이가 없었다( $P_K=0.842$ ). 각 군 간 최대 인장 부하도 유의한 차이를 보이지 않았다( $P_{MSC}=0.756$ ,  $P_{MCK}=1.000$ ,  $P_{MKS}=0.541$ ) (Fig. 3). 신연 정도도 유의한 차이가 없었으며( $P_K=0.834$ ), 각 군 간 비교에서도 유의한 차이를 보이지 않았다( $P_{MSC}=1.000$ ,  $P_{MCK}=0.562$ ,  $P_{MKS}=0.839$ ) (Fig. 4).

**Table 1.** Failure mode according to knot numbers

Variables	All specimens		Failure mode (unraveling/snapped)	Snapped knots only	
	UTL (N)	Elongation (mm)		UTL (N)	Elongation (mm)
3 Knots	117.1±90.6	50.0±0.0	19/0	—	—
4 Knots	142.9±95.0	50.0±0.0	16/0	—	—
5 Knots	232.6±67.3	42.4±16.3	13/3	279.5±1.1	9.5±0.5
6 Knots	246.4±71.8	31.9±20.8	6/5	261.7±18.5	10.1±0.7
7 Knots	262.9±13.9	9.8±0.8	0/16	262.9±13.9	9.8±0.8

UTL: ultimate tensile load.



#### 4. 봉합 수에 따른 최대 인장 부하 및 이식건과 봉합사 신연 정도

봉합 수에 따른 최대 인장 부하는 유의한 차이가 없었다( $P_K=0.286$ ). 각 군 간 최대 인장 부하도 유의한 차이를 보이지 않았다( $P_{M45}=0.077$ ,  $P_{M56}=0.375$ ,  $P_{M67}=0.830$ ) (Fig. 3). 신연 정도도 유의한 차이가 없었으며( $P_K=0.825$ ), 각 군간 비교에서도 유의한 차이를 보이지 않았다( $P_{M45}=0.886$ ,  $P_{M56}=0.352$ ,  $P_{M67}=0.610$ ) (Fig. 4).

#### 고 찰

최근에 전방십자인대 재건술 시 공여부의 이완이 적고, 혈관 재형성에 유리함 등으로 인해 슬근건의 사용이 점차 증가되고 있다. 하지만 양쪽에 골을 포함하고 있어 간섭 나사로 골간(bone to bone) 강한 고정력을 얻을 수 있는 슬개건과 달리 슬근건은 연부 조직이기 때문에 강한 고정을 얻기 어렵다. 특히 경골부에서는 대퇴부에서 이용될 수 있는 비교적 고정력이 강한 피질골 고정 기구나 피질골-해면골 고정기구를 이용할 수 없기 때문에 고정 기기가 제한되어 있고, 고정력도 대퇴부에 비해 약하다. 흔히 사용되는 경골부 고정 방법은 봉합을 이용한 기둥 고정, 나사와 스파이크 와셔, 스테플, 간섭 나사 등이 있다.

간섭 나사는 터널 입구 고정 방법으로 피질골 고정에 비해 미끄러짐 등이 적을 수 있다. 하지만, 나사의 삽입 방향이 터널의 방향과 일치하지 않은 경우가 46%에서 84%까지 일어날 수 있고 이러한 경우 고정력이 현격히 감소할 수 있으며<sup>12)</sup>, 나사선에 의해 슬근건이 손상 당할 가능성이 있을 수 있고<sup>35,6)</sup>, 간섭 나사의 고정 부위에서 이식건의 치유(healing)를 방해할 수 있다<sup>4)</sup>. 최근에는 슬근건과 같은 연부 조직 이식건을 위해 나사의 깊이를 감소시키고 나사의 끝을 부드럽게 하거나 간섭 나사와 이식건 사이에 막(sheath)을 삽입하여 연부 조직 이식건의 손상을 줄이는 간섭 나사가 개발되었으나, 간섭 나사의 고정 역학 자체가 켜기 효과를 이용하였기 때문에 생물학적(biological)으로나 생역학적(biomechanical)으로 연부 조직 이식건의 손상을 피할 수는 없고 이러한 손상은 추후 조기 재활 운동에 영향을 줄 수 있다<sup>36)</sup>. 나사와 스파이크 와셔는 피질골 고정 방법으로 비교적 술식이 간단하고 강한 고정력을 가질 수 있다<sup>9,10,12,13)</sup>. 하지만 고정 방향과 이식건의 방향이 거의 직각을 이루어 이식건의 미끄러짐이 일어날 수 있고, 피질골 부위가 파손되는 경우 이식건의 이완이 일어날 수 있다<sup>9)</sup>.

스파이크 와셔는 일반적인 와셔에 비해 이식건의 압력에 의한 파사가 거의 없다고 보고하고 있으나<sup>9)</sup>, 스파이크 와셔의 고정 역학이 압박(compression)이므로 이를 완전히 배제하기는 어려울 것으로 생각된다. 또한 고정 부위의 스파이크로 인하여 이식건의 파열 등이 일어날 수 있고, 나사 고정을 위한 천공으로 인하여 슬와 동, 정맥의 이분 부위(bifurcation)와 전경골 정맥을 손상시킬 수 있다<sup>7)</sup>. 스테플도 피질골 고정 방법으로 비교적 술식이 간단하나, 강한 고정력을 주기 어렵고, 이식건의 미끄러짐도 크다<sup>9,10)</sup>. 또한 고정 부위의 스파이크로 인하여 이식건의 파열 등이 일어날 수 있다. 봉합을 이용한 기둥 고정은 피질골 고정 방법으로 봉합사에 의한 신연이 일어날 수 있고, 고정력이 약할 수 있으나<sup>9,10)</sup>, 봉합사가 충분한 고정력을 제공한다면 고정 방향과 이식건이 일치하여 미끄러짐이 일어나지 않고 켜기 효과 등으로 인한 연부 조직 이식건의 손상 등도 피할 수 있다.

본 연구에서는 봉합사의 수에 따른 실험에서 최대 인장 부하는 봉합사의 개수에 비례하여 증가되었다. 이는 봉합을 이용한 기둥 고정 시 인대의 강도를 고려하여 필요한 강도로 봉합사의 개수를 결정할 수 있으리라 생각된다. 정상 전방십자인대의 경우 걸을 때 169 N, 계단을 내려갈 때 445 N, 일상 생활에서 활동할 때 454 N 정도의 인장 부하가 필요한 것으로 알려져 있다<sup>14,16)</sup>. 이를 고려할 때 569.5 N의 최대 인장 부하를 갖는 4가닥 즉 2개의 No. 5 ethibond를 사용한다면 다른 추가적인 고정 없이도 충분한 강도를 얻을 수 있으리라 생각된다. 다만 봉합사의 개수가 많아진다면 좀더 강한 고정력을 제공할 수 있고 신연 정도를 감소시킬 수 있으나 봉합사의 수가 많아질수록 이식건의 봉합 부위가 두꺼워지게 되어 봉합 부위가 아닌 이식건 부위에서 터널과 이식건간 부조화(mismatching)가 일어날 수 있다. 다른 방법으로는 최대 인장 부하가 크고 신연이 적게 일어나는 봉합사를 사용한다면 봉합 부위가 두꺼워짐을 방지할 수 있어 적은 개수의 봉합사를 가지고도 터널과 이식건간 부조화를 방지할 수 있으리라 생각된다. 매듭의 경우 일단 풀림이 일어나게 되면 최대 인장 부하는 현격하게 감소하게 되고, 신연 정도는 증가하게 되므로 이는 이식건의 이완(loosening)으로 이어질 수 있으므로 주의를 요할 것으로 생각된다. 매듭 수의 경우 5개의 매듭을 만든 경우 약 80% 정도에서 풀림이 일어나고, 6개의 매듭을 만든 경우에도 약 65% 정도 풀림이 일어났다. 하지만 7개의 매듭을 만든 경우에는 풀림이 일어나지 않아 봉합을 이용한 기둥 고정 시 최소한 7개 이상의 매듭을 만들어야 풀림에 의한 이식건의 이완이 일어나지 않을 것으로 기대된다. 봉합 방법에서는 Krackow 봉합 방법<sup>11)</sup>이

최대 인장 부하나 신연 정도 면에서 좀더 좋은 결과를 보였으나 단순 봉합, 맞물림 봉합 방법간의 유의한 차이는 없어 봉합 방법간에는 차이가 없었다. 봉합 수의 경우 봉합 수가 증가될 수록 최대 인장 부하는 약간 증가하고, 신연 정도는 약간 감소하는 경향을 보이긴 하였으나 유의한 차이를 보이지 않아 4번 이상의 봉합 경우에는 이식건의 이완을 방지할 수 있을 것으로 생각된다.

인간 사체의 건을 이용하지 못하고 돼지의 건을 이용한 점, 단순히 이식건만을 가지고 실험을 시행하여 완벽하게 인대 재건술 상태를 복원하지 못한 점, 인대 재건술 상태에서 반복적인 주기성 인장 검사를 하지 못한 점 등이 본 연구의 한계점으로 생각된다.

전방십자인대 재건술의 이식건 경골부 고정에서 No. 5 ethibond 봉합을 이용한 기둥 고정 시 2개 이상의 봉합사, 7회 이상의 매듭, 4번 이상의 봉합을 시행한다면 일상 생활에서 활동할 때 필요한 454 N 정도의 정상 전방십자인대의 부하보다는 높은 충분한 최대 인장 부하와 신연 정도를 제공할 수 있으리라 생각된다.

## References

1. Krackow KA, Thomas SC, Jones LC. A new stitch for ligament-tendon fixation. Brief note. *J Bone Joint Surg Am* 1986;68:764-6.
2. Fanelli GC, Desai GM, Cummings PD, Hanks GA, Kalanek A. Divergent alignment of the femoral interference screw in single incision endoscopic reconstruction of the anterior cruciate ligament. *Contemp Orthop* 1994;28:21-5.
3. Pierz K, Baltz M, Fulkerson J. The effect of Kurosaka screw divergence on the holding strength of bone-tendon-bone grafts. *Am J Sports Med* 1995;23:332-5.
4. Zantop T, Weimann A, Schmidtko R, Herbolt M, Raschke MJ, Petersen W. Graft laceration and pullout strength of soft-tissue anterior cruciate ligament reconstruction: in vitro study comparing titanium, poly-d,l-lactide, and poly-d,l-lactide-tricalcium phosphate screws. *Arthroscopy* 2006;22:1204-10.
5. Park DK, Fogel HA, Bhatia S, et al. Tibial fixation of anterior cruciate ligament allograft tendons: comparison of 1-, 2-, and 4-stranded constructs. *Am J Sports Med* 2009;37:1531-8.
6. Weiler A, Windhagen HJ, Raschke MJ, Laumeier A, Hoffmann RF. Biodegradable interference screw fixation exhibits pull-out force and stiffness similar to titanium screws. *Am J Sports Med* 1998;26:119-26.
7. Giurea M, Zorilla P, Amis AA, Aichroth P. Comparative pull-out and cyclic-loading strength tests of anchorage of hamstring tendon grafts in anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 1999;27:621-5.
8. Magen HE, Howell SM, Hull ML. Structural properties of six tibial fixation methods for anterior cruciate ligament soft tissue grafts. *Am J Sports Med* 1999;27:35-43.
9. Post WR, King SS. Neurovascular risk of bicortical tibial drilling for screw and spiked washer fixation of soft-tissue anterior cruciate ligament graft. *Arthroscopy* 2001;17:244-7.
10. Kousa P, Jarvinen TL, Vihavainen M, Kannus P, Jarvinen M. The fixation strength of six hamstring tendon graft fixation devices in anterior cruciate ligament reconstruction. Part II: tibial site. *Am J Sports Med* 2003;31:182-8.
11. Muller W. The knee: form, function, and ligament reconstruction. Berlin Springer-Verlag; 1983.
12. Coleridge SD, Amis AA. A comparison of five tibial-fixation systems in hamstring-graft anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2004;12:391-7.
13. Brand J Jr, Weiler A, Caborn DN, Brown CH Jr, Johnson DL. Graft fixation in cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 2000;28:761-74.
14. Noyes FR, Butler DL, Grood ES, Zernicke RF, Hefzy MS. Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee-ligament repairs and reconstructions. *J Bone Joint Surg Am* 1984;66:344-52.
15. Morrison JB. Function of the knee joint in various activities. *Biomed Eng* 1969;4:573-80.
16. Morrison JB. The mechanics of the knee joint in relation to normal walking. *J Biomech* 1970;3:51-61.