

Absorbable Barbed Suture for the Repair of Tendo Calcaneus in Rabbits

Jaegon Kim, Sung-Tack Kwon

Department of Plastic and Reconstructive Surgery, Seoul National University College of Medicine, Seoul, Korea

Received: October 24, 2012

Revised: December 1, 2012

Accepted: December 6, 2012

Correspondence to: Sung-Taek Kwon

Department of Plastic and Reconstructive Surgery, Seoul National University College of Medicine, 103 Daehak-ro, Jongno-gu, Seoul 110-799, Korea

TEL: +82-2-2072-3759

FAX: +82-2-745-5986

E-mail: stk59@snu.ac.kr

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 noncommercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

Purpose: A barbed suture used in flexor tenorrhaphy can maintain prolonged strength despite absorption of the suture material and allows knotless repair with tendon-barb adherence along the suture's entire length. The purpose of this study was to evaluate the strength of the tendon and its histologic analysis after tenorrhaphy using barbed sutures.

Methods: Forty-two New Zealand rabbits were used in this study and were divided into experimental and control groups. In the experimental group, knotless repair of the tendons was performed using absorbable barbed sutures. In the control group, a 4-stranded double-modified Kessler tenorrhaphy was performed using non-absorbable monofilament sutures. The force to failure for each tendon was measured immediately after tendon repair and at 1 week, 4 weeks, and 8 weeks after the repair. Microscopic analysis of the tendons was performed at 1 week, 4 weeks, and 8 weeks after their repair.

Results: Eight weeks after tendon repair, the force to failure value of the rabbits in the experimental group (144.02 ± 10.21 N) was significantly higher than that of the rabbits in the control group (125.26 ± 8.75 N) ($p=0.032$). The difference in the value during the periods was not statistically significant. Histologic findings showed increased foreign body reaction in the tendons of the experimental group and sustained inflammation in those of the control group.

Conclusion: With respect to load to failure and the degree of inflammation, the use of absorbable barbed suture resulted in better tendon repair than the conventional non-absorbable suture.

Keywords: Tendon injury, Sutures

서론

수부 굽힘 힘줄 열상은 적절한 봉합 후에도 관절 운동을 통한 재활이 필요하다. 재활운동은 힘줄 주변의 유착을 방지하고 운동 범위를 개선하는 등의 기능적 회복에 매우 중요하다^{1,2}. 현재 널리 사용되고 있는 힘줄 봉합법들은 필연적으로 매듭이 생기게 되고 이는 힘줄 봉합 이후 가장 취약한 부분으로 작용하며, 봉합부를 불룩하게(bunching) 만들어 힘줄 운동을 방해

할 수 있다.

힘줄의 초기 봉합 강도는 봉합사가 힘줄의 단면을 통과하는 횡수에 비례하여 한다고 알려져 있으나³ 봉합 횡수의 증가는 힘줄 대비 봉합사의 면적을 상승시켜 힘줄의 회복을 더디게 한다는 단점이 있다. 최근 개발된 흡수성 가시 봉합사(absorbable barbed suture)는 실 표면에 작은 갈고리가 있어 매듭 없이도 봉합사를 힘줄에 효과적으로 고정할 수 있기에 흡수성임에도 불구하고 오랜 시간 높은 봉합 강도를 유지

할 수 있으며^{4,5} 매듭 없이 봉합이 가능하기 때문에 매듭으로 인해 발생하는 단점을 극복할 수 있다. 흡수성 가시 봉합사를 이용한 힘줄의 봉합 후 시간 경과에 따른 힘줄 장력의 변화와 조직학적인 소견을 다룬 예가 없어 본 실험을 계획하였으며 흡수성 가시 봉합사를 이용하여 봉합한 군과 비흡수성 단일선 봉합사를 이용하여 봉합한 군에 대해 힘줄의 장력과 조직학적 소견을 비교하고자 하였다^{6,7}.

대상 및 방법

1. 실험 재료

1) 봉합사

실험군은 폴리다이옥사논(polydioxanone)으로 만들어진 양방향(bidirectional) 2-0 가시 봉합사(Quill, Surgical Specialties Corp., Reading, PA, USA) (Fig. 1)를 사용하였다. 이 실은 양쪽 끝에 18 mm, 3/8원 바늘이 달려 있으며 봉합사 가운데 1 cm에는 가시가 없다. 가운데 1 cm를 제외한 양쪽 7 cm에는 가시가 있으며 방향은 서로 반대(antiparallel)이

다. 대조군에 사용된 실은 사람의 수부 굽힘 힘줄 봉합에 쓰이는 4-0 폴리프로필렌 단일선(polypropylene monofilament) 봉합사(Prolene, Ethicon, Inc., Somerville, NJ, USA)이었다. 비흡수성 합사가 아닌 비흡수성 단일선을 이용한 이유는 기존 연구에 의해 두 봉합사 자체의 장력 한계가 대등하고 돼지 힘줄 및 사람의 힘줄을 봉합 시 봉합 강도가 대등하다는 것이 밝혀져 있었기 때문이었다^{5,8}. 또한 실험군으로 사용한 실이 단일선에 칼집을 내어 가시를 만드는 방식이기 때문에 단일선 봉합사를 대조군으로 사용하는 것이 가시의 효과를 평가하기에 용이 점이 고려되었다. 실험군과 대조군에 다른 굵기의 실이 사용된 까닭은 가시를 만들기 위하여 실 표면에 칼집을 낼 때 봉합사의 단면이 감소하며 실의 장력 한계가 감소함이 알려져 있었기 때문이며 2-0 가시 봉합사는 실의 한계 장력이 4-0 단일선 봉합사와 가장 비슷함이 연구되어 있다^{9,10}.

2) 실험 동물

실험동물로 체중 약 3 kg, 생후 6주의 수컷 New Zealand rabbit 42마리를 사용하였다. 모든 동물은 동물 실험실 입고 후 2주일의 순응기간을 거친 다음 수술하였다. 12시간씩 주야

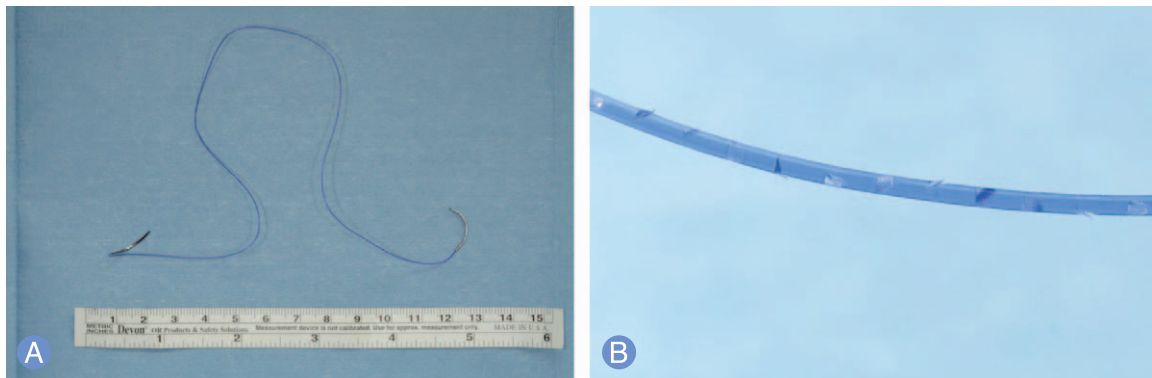


Fig. 1. Photo of 2-0 Quill suture. (A) Entire picture. (B) Close-up picture ($\times 10$).

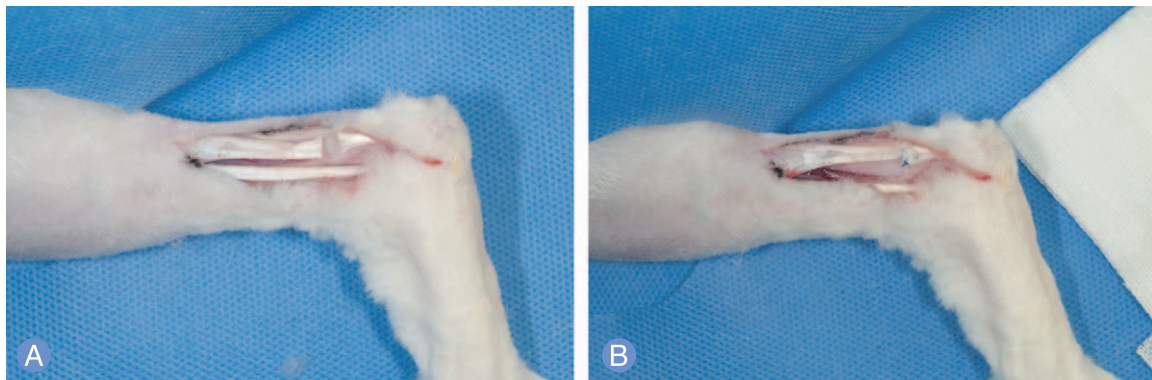


Fig. 2. Intraoperative photographs. (A) Tenotomy after careful dissection of the tendo calcaneus. (B) Picture taken after tendon repair.

순환을 갖는 일정한 온도와 습도의 환경에서 개별 우리에 넣어 사육하였으며 일반적인 실험실 사료와 물을 제공하였다.

2. 실험 방법

1) 수술 방법

모든 실험 동물은 Zoletil (Tiletamine/Zolazepam, Virbac S.A, Carros, France) 7 mg/kg (약 0.8 mL/rabbit)와 Rompun (Xylazine, Bayer AG, Leverkusen, Germany) 5 mg/kg을 한쪽 엉덩이에 근육주사해서 마취 유도하였다. 마취 유도 후 예방적 항생제로 Cefazolin (Chong Kun Dang Pharmaceutical Corp., Seoul, Korea) 20 mg/kg를 반대쪽 엉덩이에 근육주사하였다. 절개창을 발꿈치뼈의 0.5 cm 위에서부터 세로로 3 cm 가량 만들어서 발꿈치힘줄이 발꿈치뼈에 붙는 부분보다 1.5 cm 몸 쪽에서 가로 방향 힘줄을 절개하였다(Fig. 2). 21마리의 대조군에서는 4-0 Prolene 봉합사를 사용하여 4-strand double modified Kessler 힘줄 봉합(Fig. 3)을 시행하였으며 외건막 봉합(epitendinous suture)은 시행하지 않았다. 외건막 봉합을 시행하지 않은 이유는 본 연구에서는 core suture의 영향을 분석하고자 하였고 실험 방법상의 편의 때문이었으며 외건막 봉합의 차이로 인해 발생할 수 있는 군간의 차이를 방지하고자하는 목적도 있었다. 21 마리의 실험군에서는 2-0 Quill 봉합사를 이용하여 3가닥 힘줄봉합을 시행하였다(Fig. 4)⁵. 가시 봉합사의 특성을 이용하여 매듭 없이 봉합을 가능하게 하는 이 방법은 core strand의 수가 대조군과 달라진다는 단점이 있으나 기존의 연구⁵와 예비 실험에서 대조군에 사용된 4 strand core suture 방법과 대등한 결과를 보여 실험에 사용하게 되었다. 또한 사람의 사체 수부

힘줄을 이용한 연구⁵에서 비흡수성 가시 봉합사를 이용한 3-strand core suture를 할 경우 기존 봉합사들을 이용한 4-strand core suture 방법과 대등한 봉합강도를 이룬다는 것과 봉합 후 힘줄의 단면적 증가가 더 적다는 사실이 밝혀져 있어 본 연구에서는 봉합부 단면의 면적에 대한 고려를 하지 않았다. 힘줄 봉합 후 피부 봉합을 시행하였다.

2) 장력 검사

실험 동물은 수술 후 1주, 4주, 8주째 실험군과 대조군을 각

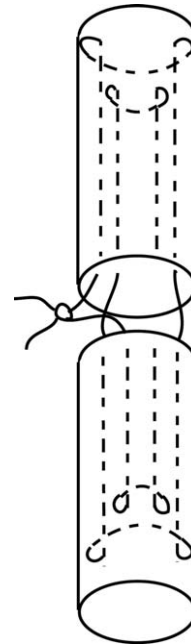


Fig. 3. Illustration of double modified Kessler tenorrhaphy.

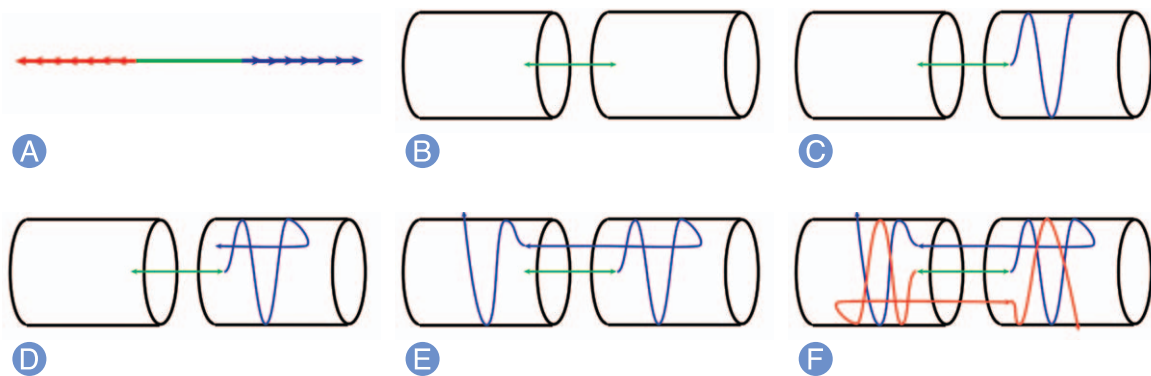


Fig. 4. Illustration of barbed suture tenorrhaphy. (A) Schematic of bidirectional barbed suture with central unbarbed segment and opposing barbed segments. (B) Central segment aligned in the gap between cut tendon ends. (C) First needle advanced through tendon, parallel to the direction of the fibrils, for a distance of 0.5 cm, and secured with two transverse passes perpendicular to the direction of the tendon fibrils. (D) Needle advanced parallel to the fibrils to cross injury site. (E) Two additional transverse passes made to anchor the suture. (F) Process repeated with second needle in opposite end of tendon to complete symmetric knotless three-strand repair.

각 5마리씩 희생하여 장력 검사를 시행하였다. 장력 검사를 위하여 전동 모터를 이용해 2 mm/sec의 속도로 발꿈치힘줄을 당기는 장치에 장력 측정기(Push-pull gauge FGC-5, Shimpo, Kyoto, Japan)를 직렬로 연결하여 힘줄에 걸리는 장력을 측정할 수 있게 하였다. 실험 동물의 발꿈치뼈에서 발꿈치힘줄의 닿는 곳(insertion)을 박리하여 잘라주었으며 근육-힘줄 경계(musculotendinous junction)에서 몸 쪽 힘줄을 잘랐다. 장력 측정은 힘줄 봉합 부위 틈이 3 mm 이상 발생할 때까지 진행하였으며 이 과정에서 장력 측정기에 표시된 최대 장력(힘줄 파괴 장력, load until tendon failure)을 기록하였다. 장력 측정의 전 과정은 실내 공기(room air), 실온(room temperature)하에서 진행되었으며 힘줄의 건조에 의한 변형을 최소화하기 위하여 젖산 링거액(lactated Ringer's solution)을 수시로 뿌려주었다¹¹.

3) 조직 검사

수술 후 1주, 4주, 8주째 실험군과 대조군을 각각 2마리씩 희생하여 조직 검사를 시행하였다. Hematoxylin-Eosin (H&E) 염색을 시행하여 절단면주변에서의 치유 과정, 봉합사 주변의 염증 및 이물 반응 등을 광학현미경으로 관찰하였다. 염증의 정도는 고배율 시야 3곳의 평균 백혈구 개수(white blood cell/HPF×400)를 기준으로 평가하였는데 50개 미만일 때를 (+), 50개 이상 100개 미만일 때를 (++), 100개 이상일 때를 (+++)로 규정하였다.

4) 통계분석

실험에서 얻은 수치 자료는 Prism 5 (GraphPad Software, Inc., San Diego, CA, USA)을 이용하여 통계 처리하였다. 장력 검사를 시행한 각 군(n=5)에 대하여 Mann-Whitney U 검정법을 이용하여 p값이 0.05 미만에서 통계적

으로 유의하다고 판단하였다.

결과

1. 육안 소견

1주차에서 실험군과 대조군 모두에서 주변 조직과 유착을 보이고 있었다. 염증성 삼출물은 관찰되지 않았으나 맑은 장액성 액체가 이어준 힘줄주변에서 관찰되었으며 부종이 있었다. 4주차에는 주변 조직과의 유착은 감소하였으며 이전에 관찰되던 장액성 액체는 거의 관찰되지 않았다. 8주차(Fig. 5)에는 1주, 4주차에 비해서 유착의 정도가 감소하였으며 힘줄의 색도 보다 하얗게 바뀐 것을 관찰할 수 있었다. 부기는 감소하여 수술 전 힘줄의 폭과 유사하게 된 것을 알 수 있었다. 밖으로 들어난 매듭이 있는 것을 제외하면 실험군과 대조군 사이의 육안적 차이는 크지 않았다.

2. 장력 검사

수술 직후 실험군은 평균 64.98 N (표준 편차, 1.93 N)의 장력을 보였으며 대조군은 평균 62.82 N (표준 편차, 4.56 N)의 장력을 보였으며 통계적으로 유의하지 않았다($p=0.42$). 1주차에서는 실험군의 평균 장력은 18.72 N (표준 편차, 4.51 N)이었으며 대조군에서는 18.64 N (표준 편차, 2.85 N)이었으나 역시 통계적으로 유의하지 않았다($p>0.99$). 4주차에서 실험군의 평균 장력은 94.18 N (표준 편차, 11.45 N), 대조군의 평균 장력은 91.44 N (표준 편차, 15.06 N)이었고 통계적으로 유의하지 않았다($p=0.69$). 8주차 실험군의 평균 장력은 144.02 N (표준 편차, 10.21 N)이었으며, 대조군의 평균 장력은 125.26 N (표준 편차, 8.75 N). 두군의 평균 사이에는 18.76 N의 차이가 났으며 이는 통계적으로 유의한 차이였다($p=0.032$) (Table 1, Fig. 6).

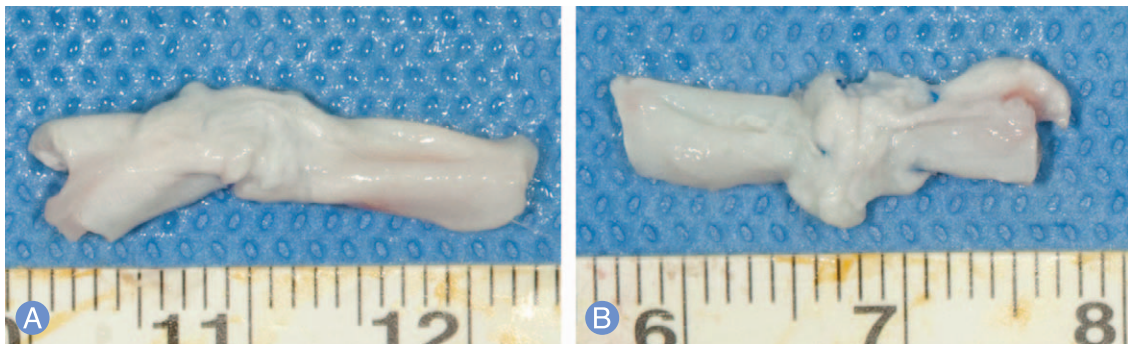


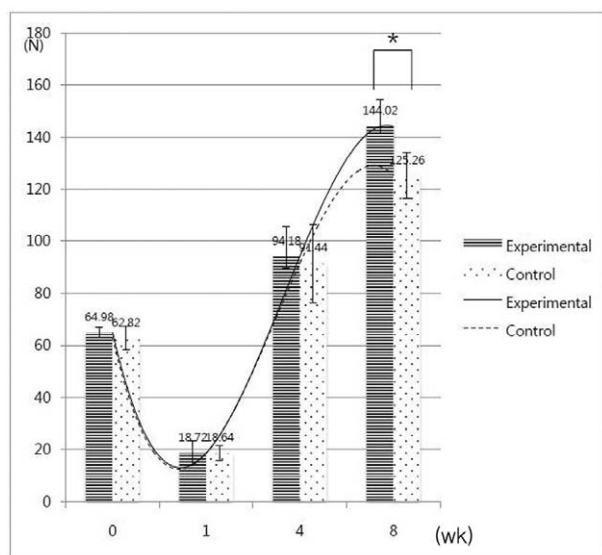
Fig. 5. Eight weeks after repair. (A) Gross picture of a harvested tendon 8 weeks after its repair with Quill sutures. Fibrous adhesion, which were seen at the 4th week decreased. (B) Tendon harvested 8 weeks after its repair using Prolene shows decreased fibrotic material but seems slightly more severe than the Quill group of the same period.

Table 1. Force until tendon failure (N)

Wk	Animal	Experimental	Control
0	1	66	64
	2	64.3	65.1
	3	62.1	66.7
	4	67.2	63.3
	5	65.3	55
	Mean \pm SD	64.98 \pm 1.93	62.82 \pm 4.56
1	p-value	0.42	
	1	19.2	22.2
	2	26.1	14.8
	3	15	17
	4	15.2	20.1
	5	18.1	19.1
4	Mean \pm SD	18.72 \pm 4.51	18.64 \pm 2.85
	p-value	>0.99	
	1	87	88.1
	2	102.7	78.9
	3	79	77.3
	4	95	113.1
8	5	107.2	99.8
	Mean \pm SD	94.18 \pm 11.45	91.44 \pm 15.06
	p-value	0.69	
	1	143.2	131.1
	2	148.3	118.2
	3	152	127.1
	4	130.1	137.1
	5	136.5	135
	Mean \pm SD	144.02 \pm 10.21	125.26 \pm 8.75
	p-value	0.032	

SD: standard deviation.

Mann-Whitney U test was used for statistical analysis.

**Fig. 6.** Force until failure. All values depicted are means with standard deviations. Significant differences are indicated by asterisk (* p <0.05).

3. 조직학적 소견

1) 봉합사주변 염증 반응에 대한 평가

1주차(Fig. 7)에는 실이 지나간 자리 옆으로 급성 염증 세포인 다형핵백혈구(polymorphonuclear leukocyte)의 침윤이 관찰되었다. 섬유모세포들이 관찰되지만 새로운 콜라겐의 합성은 거의 관찰되지 않았다. 실험군과 대조군 모두에서 (++)의 염증이 관찰되었다. 4주차(Fig. 8)에는 실험군의 봉합사주변으로 무정형의 유리질 물질(amorphous hyaline material)이 관찰되고 있었으며 가수분해된 봉합사의 일부가 떨어져 나온 것으로 추측 되었다. 호산구(eosinophil)와 못핵거대핵세포(multinuclear giant cell)이 함께 관찰되어 이물반응(foreign body reaction)이 일어나고 있었으며 염증세포의 침윤은 부위에 따라 (++)에서 (+++)로 나타났다. 염증 세포 사이 사이로 섬유모세포와 신생 모세혈관의 수가 증가하여 있었으며 미성숙한 형태의 콜라겐의 침착도 관찰

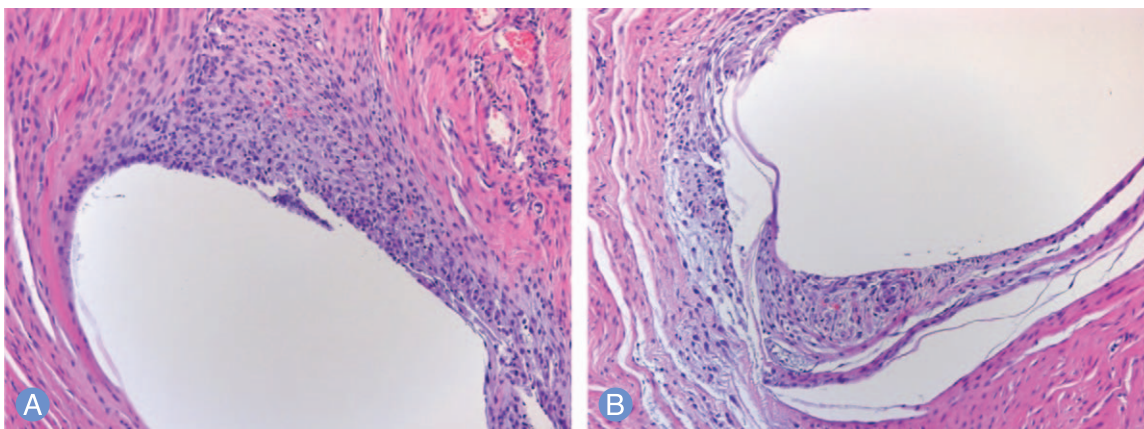


Fig. 7. Optical microscopy findings 1 week after tendon repair. **(A)** Experimental group. Around the suture hole, fibroblast proliferation is associated with inflammatory cell infiltration. Focal edematous changes make gaps between new fibrotic layer and mature collagen layer. Inflammation degree is (++). H&E, $\times 200$. **(B)** Control group. Microscopic changes are similar to those of experimental group. Edematous changes are more severe compared to the experimental group. Inflammation grade is (++). H&E, $\times 200$.

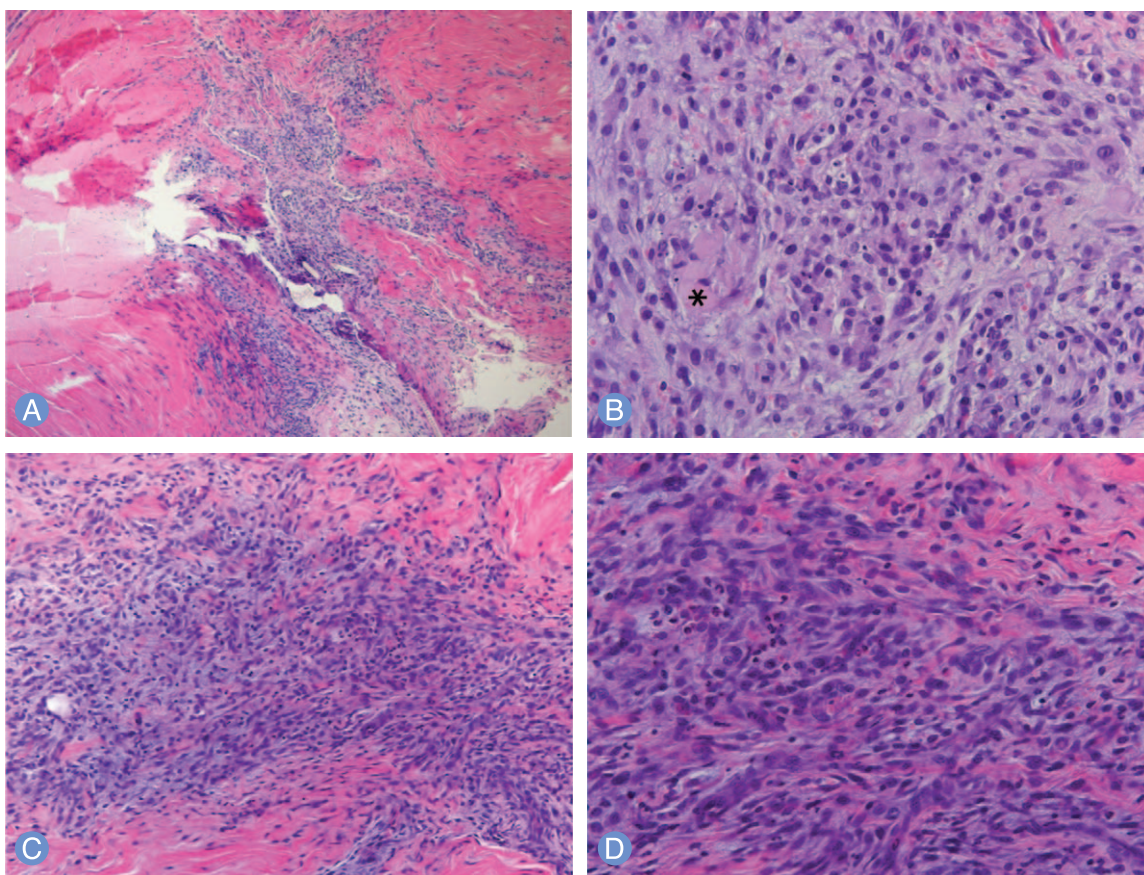


Fig. 8. Optical microscopy findings 4 weeks after tendon repair. **(A)** Experimental group, newly formed collagen bundles are seen adjacent to the inflammatory cells. H&E, $\times 200$. **(B)** Experimental group, Amorphous hyaline materials (*) are surrounded by mononuclear cells and they together are forming granuloma-like lesions. Overall inflammation is (++) to (+++). H&E, $\times 400$. **(C)** Control group. Inflammatory cell infiltration in the area of fibroblastic proliferation is more severe than that of the 1st week. The orientation of the collagen bundles is not mature. H&E, $\times 200$. **(D)** Control group has no signs of amorphous hyaline materials. The overall inflammation was (+++). H&E, $\times 400$.

할 수 있었다. 대조군에서는 실험군에서 보이는 무정형의 유리질 물질이 관찰되지 않았으며 (+++)로 보다 심한 염증 반응이 관찰되었다. 이물반응은 상대적으로 약하여 호산구나 못핵 거대세포 등은 관찰되지 않았다. 염증반응주변으로는 비슷한 정도의 섬유모세포, 혈관 내피 세포 그리고 신생 콜라겐 합성이 관찰되고 있었다. 실험 8주차(Fig. 9)의 실험군에서는 4주차와 유사하게 무정형의 유리질 물질이 관찰되어 아직 봉합사의 흡수가 완벽히 일어나지 않았음을 시사해주고 있었다. 봉합사주변으로 침윤해 있던 염증세포의 수는 감소하여 전체적으로 (+) 정도였다. 이전과 비교하여 섬유모세포와 콜라겐의 배열이 보다 성숙한 형태로 변하여주변의 콜라겐과 유사한 배열을 보이고 있었다. 아직 신생 혈관이 관찰되고 있어서 리모델링이 진행 중임을 시사하고 있었다. 같은 시기 대조군에서도 유사한 소견을 보였지만 염증 정도는 보다 심하여 (+)에서

(++) 정도로 관찰되었다.

고찰

힘줄의 상처 치유는 다른 조직과 마찬가지로 염증기(inflammatory phase), 증식기(proliferative phase), 리모델링기(remodeling phase)를 거친다. 토끼의 발꿈치힘줄의 회복에서 염증기는 48-72시간, 증식기는 5일에서 4주 사이에 일어나며 리모델링기는 3개월 정도까지 일어난다고 한다¹². 본 연구에서 검사의 시기를 수술 후 1주, 4주, 8주로 잡은 것도 각각이 염증기, 증식기, 리모델링기를 대표할 수 있을 것이라는 기대와 힘줄의 최대 강도와 유사한 장력을 측정하기 위해서였다.

장력 실험을 봉합부의 틈이 3 mm가 될때까지 진행한 것은

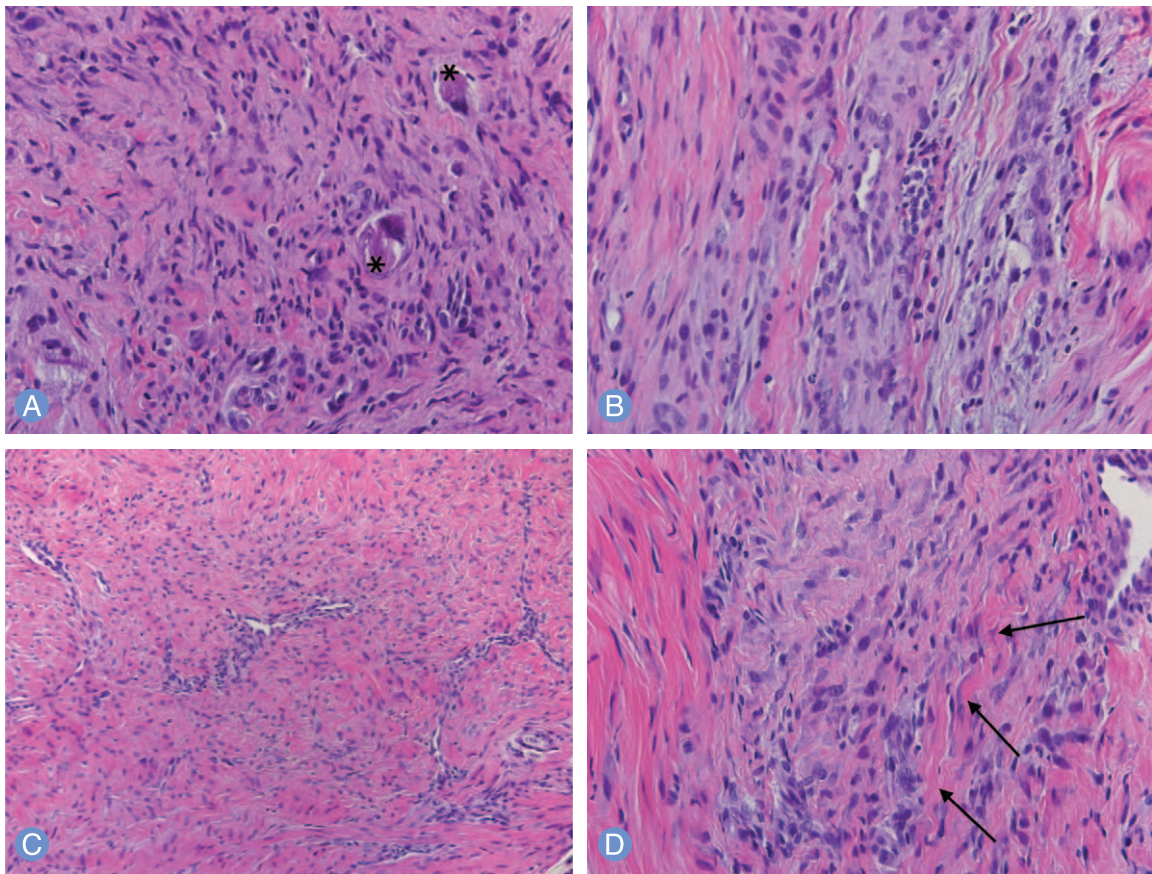


Fig. 9. Optical microscopy findings 8 weeks after tendon repair. (A) Experimental group. Regenerating area is composed of fibroblasts with few inflammatory cells. There are also very small undigested pieces of amorphous material (*). H&E, $\times 400$. (B) Experimental group. Most collagen bundles are similar to normal in terms of arrangement. But still fibroblasts and capillaries lined with plump endothelial cells are present. Overall inflammation is (+). H&E, $\times 400$. (C) Regenerating area shows proliferated capillaries with somewhat irregular budding and still scattered fibroblasts are present. H&E, $\times 200$. (D) Control group has deposition of relatively mature pattern fibroblast and collagen (arrows). The overall inflammation was (+) to (++). H&E, $\times 400$.

봉합 부위 간격이 3 mm를 경계로 회복되는 양상이 크게 차이 나기 때문이었다¹³. 장력 실험의 결과 실험군과 대조군 모두 봉합 직후에 비해 1주차에 약 70%의 장력 감소가 있었으며 4주차 8주차를 거치면서 장력은 꾸준히 상승하였다. 봉합 직후, 수술 후 1주째와 4주째에는 실험군과 대조군 사이에 통계학적으로 유의한 차이가 없었으나 8주째에는 실험군(144.02 ± 10.21 N)과 대조군(125.26 ± 8.75 N)으로 통계적으로 유의한 차이를 보였다($p=0.032$).

봉합된 힘줄이 감당할 수 있는 장력은 1) 힘줄이 봉합사를 잡는 능력(suture holding capacity of tendon), 2) 봉합 술기의 종류, 3) 봉합사 자체의 장력의 합에 의해 결정된다¹⁴. 비흡수성 봉합사인 Prolene을 사용한 군에서도 수술 직후에 비해 수술 후 1주차에서 뚜렷한 장력의 감소를 보였는데 이는 본 실험의 육안 및 조직학적 소견에서 보이는 염증기의 부종 등으로 인해 힘줄이 봉합사를 잡는 능력이 뚜렷이 감소하기 때문일 것으로 생각된다. 봉합사를 잡는 능력은 봉합사와 힘줄 사이의 마찰 계수에 의존하는 값인데 힘줄 회복 단계 중 염증기를 거치면서 동반되는 부종으로 힘줄 조직이 부드러워지면 서 이런 마찰 계수가 감소하였을 것으로 볼 수 있다.

이전의 연구로 토끼 발꿈치힘줄이 봉합사를 잡는 능력은 수술 후 4주째에 44 N 정도임이 알려져 있다¹⁵. 본 연구에서 측정한 수술 후 4주째의 힘줄 장력은 실험군(94.18 ± 11.45 N)과 대조군(91.44 ± 15.06 N) 모두에서 44 N보다 높았다. 힘줄이 증식기를 거치면서 새로운 콜라겐들이 힘줄 절단면 사이에서 합성되는 것을 볼 수 있었으며 이 시기 섬유모세포와 새로 합성된 콜라겐은 기존 힘줄의 긴축과 수직 방향으로 침착 되는 경우가 많았다. 증식기말에서 리모델링기 초기로 이행하면서 이러한 콜라겐의 배열은 힘줄의 긴축 방향과 평행한 방향으로 재배열 된다고 한다¹². 새로 침착된 콜라겐과 리모델링이 진행되고 있는 콜라겐은 완전히 성숙하기 전까지 강도가 약하기 때문에 봉합사를 잡는 능력이 현저히 떨어져 있기에 증식기 말 혹은 리모델링기 초기에 해당하는 수술 후 4주차에는 힘줄의 장력이 감소할 것이라고 예상할 수 있다. 그러나 본 연구는 봉합사를 잡는 능력만을 평가한 것이 아닌 힘줄 전체의 장력을 평가한 것이었고 새로 생긴 콜라겐은 봉합사를 잡는 힘이 약하지만 기존 힘줄 조직에 더해져 봉합 강도에 긍정적인 영향을 미친 것으로 보인다.

8주째에 실험군이 대조군에 비해 장력이 우수한 것은 조직학적 소견에서 염증 침윤이 적은 것에 기인할 것으로 생각되나 정확한 원인은 밝혀내지 못하였다. 봉합 직후 장력의 차이가 없었음을 고려해 볼 때 봉합 방법 자체에서 오는 차이는 크지 않을 것으로 생각 되고 새로 생긴 콜라겐과 그 배열 상태에

영향을 미쳤을 가능성이 있다. 일부의 봉합사가 흡수되면서 생긴 빈 공간이 조직으로 대체되어 힘줄의 장력이 증가하였을 것이라는 추측도 해볼 수 있다.

사람의 수부 굽힘 힘줄에서 조기 운동을 시행할 경우 20 N 이상의 봉합 강도가 유지될 필요가 있는데¹⁶ 본 연구에서 가장 장력이 낮을 때가 수술 후 1주째이며 실험군과 대조군은 각각 18.72 ± 4.5 N과 18.64 ± 2.85 N으로 20 N보다는 조금 낮으나 임상적으로 흔히 적용되는 건막의 봉합을 함께 시행할 경우 10~50%의 강도 증가가 가능하며^{17,18} 20 N 이상의 장력 부하가 가능할 것으로 보인다. 임상적으로 능동 운동을 시작하게 되는 시기인 수술 직후, 수술 후 1주, 4주에서 실험군과 대조군의 힘줄 장력에 유의한 차이가 없어 능동 운동의 시작 시점과 방법 등에 차이를 둘 수는 없을 것으로 보인다.

조직학적인 소견은 봉합사주변에서 일어나는 염증반응과 이물반응 그리고 절단면에서 일어나는 상처 치유과정을 분석하였다. 이는 절단면주변에서 봉합사가 통과한 자리를 함께 발견하기 어려웠기 때문이다. 봉합사가 잘리면서 조직 절편 내에 잘 유지되지 않고 유실되는 경우가 많았고 조직을 절단하여 슬라이드를 제작할 때 봉합사의 단면이 포함되지 않을 확률이 높았다. 때문에 힘줄 봉합면을 찾아서 이 곳의 조직학적인 변화를 시간에 따라 관찰하였으며 봉합면을 둘러싸고 있는 조직은 봉합사의 노출이 많았음을 가정하여 이 부위에서 보이는 특징적인 조직학적인 소견을 기술하였다. 염증 반응은 비특이적인 반응이면서 다양한 종류의 세포가 관여한다. 염증 반응의 크기를 단순히 염증 세포의 침윤 숫자로 평가하였는데 이때 비흡수성 단일선 봉합사를 사용한 군에서 염증 정도가 다소 심한 것으로 나타났다. 그러나 포식세포(macrophage)와 조직구(histocyte)의 침윤정도와 포식작용(phagocytosis)을 한 이물이 보이는지 이물거대세포(foreign body giant cell)의 존재 유무, 호산구의 유무 등 이물 반응에 비교적 특이적인 염증 반응은 흡수성 가시 봉합사를 사용한 군에서 더 높게 나타났다. 힘줄의 손상과 회복, 이물의 존재 여부, 봉합 수기의 종류 등이 전반 적인 염증 반응에 영향을 줄 수 있다. 흡수성 물질이 조직으로 유리되면서 발생한 이물 반응은 실험군에서 특이적으로 나타났다. 본 실험에서 적용한 분석 방법은 정석적인 성격이 높고 비교적 단순한 방법이기 때문에 위의 소견만을 통해서 염증 반응과 와 힘줄의 회복의 관계 및 이물 반응과 힘줄 회복의 관계를 논하는 데는 한계가 있을 것이다. 힘줄의 절단면에는 다른 부위에서와 달리 많은 염증 세포와 섬유모세포가 동원되고 이로 인해 사이토카인, 성장인자 등의 펩타이드, 그리고 피브로넥틴(fibronectin) 등의 분화 인자(differentiating factor)의 농도가 다른 국소환경이 조성된다

^{19,20}. 이러한 국소환경과 봉합사의 상호작용을 평가할 수는 없었다는 것이 이 연구의 제한 점이다. 봉합 직후, 1주 후, 4주 후에 시행한 장력 검사에서 실험군에 대조군에 비해 평균은 모두 높았으나 통계적 유의성은 없었는데 이는 보다 많은 개체수를 동원한 추가적인 연구를 통하여 제2종 오류의 가능성을 배제할 필요가 있다. 또한 보다 오랜 관찰 기간을 통하여 흡수성 봉합사가 모두 흡수된 후의 조직학적인 소견을 확인하는 후속 연구가 필요하겠다.

결론

이번 연구는 흡수성 가시 봉합사를 이용한 토끼의 발꿈치힘줄 봉합이 비흡수성 단일선 봉합사를 이용한 방법과 어떤 차이가 있는지 알아 보는 것이었다. 새로운 봉합사를 이용한 군은 장력 검사에서 수술 직후, 1주 후, 4주 후, 그리고 8주 후 기존 봉합사를 사용한 군과 대등하거나 우월한 결과를 보여주었다. 실험군에서 조직학적으로는 이물 반응이 상대적으로 많이 관찰되었으나 염증 세포의 침윤은 대조군에 비하여 미약하였다.

참고문헌

1. Strickland JW. Flexor tendon surgery. Part 1: primary flexor tendon repair. *J Hand Surg Br.* 1989;14:261-72.
2. Silfverskiöld KL, May EJ. Flexor tendon repair in zone II with a new suture technique and an early mobilization program combining passive and active flexion. *J Hand Surg Am.* 1994;19:53-60.
3. Thurman RT, Trumble TE, Hanel DP, Tencer AF, Kiser PK. Two-, four-, and six-strand zone II flexor tendon repairs: an in situ biomechanical comparison using a cadaver model. *J Hand Surg Am.* 1998;23:261-5.
4. Zaruby J, Gingras K, Taylor J, Maul D. An in vivo comparison of barbed suture devices and conventional monofilament sutures for cosmetic skin closure: biomechanical wound strength and histology. *Aesthet Surg J.* 2011;31:232-40.
5. Parikh PM, Davison SP, Higgins JP. Barbed suture tenorrhaphy: an ex vivo biomechanical analysis. *Plast Reconstr Surg.* 2009;124:1551-8.
6. Goodman HJ, Choueka J. Biomechanics of the flexor tendons. *Hand Clin.* 2005;21:129-49.
7. Schuind F, Garcia-Elias M, Cooney WP 3rd, An KN. Flexor tendon forces: in vivo measurements. *J Hand Surg Am.* 1992;17:291-8.
8. Lawrence TM, Davis TR. A biomechanical analysis of suture materials and their influence on a four-strand flexor tendon repair. *J Hand Surg Am.* 2005;30:836-41.
9. Villa MT, White LE, Alam M, Yoo SS, Walton RL. Barbed sutures: a review of the literature. *Plast Reconstr Surg.* 2008;121:102e-8e.
10. Rashid RM, Sartori M, White LE, Villa MT, Yoo SS, Alam M. Breaking strength of barbed polypropylene sutures: rater-blinded, controlled comparison with nonbarbed sutures of various calibers. *Arch Dermatol.* 2007;143:869-72.
11. Mashadi ZB, Amis AA. Variation of holding strength of synthetic absorbable flexor tendon sutures with time. *J Hand Surg Br.* 1992;17:278-81.
12. Enwemeka CS. Functional loading augments the initial tensile strength and energy absorption capacity of regenerating rabbit Achilles tendons. *Am J Phys Med Rehabil.* 1992;71:31-8.
13. Boyer MI. Flexor tendon biology. *Hand Clin.* 2005;21:159-66.
14. Strickland JW. Flexor Tendon Injuries: I. Foundations of Treatment. *J Am Acad Orthop Surg.* 1995;3:44-54.
15. Yildirim Y, Kara H, Cabukoglu C, Esemeli T. Suture holding capacity of the Achilles tendon during the healing period: an in vivo experimental study in rabbits. *Foot Ankle Int.* 2006;27:121-4.
16. Strickland JW. Development of flexor tendon surgery: twenty-five years of progress. *J Hand Surg Am.* 2000;25:214-35.
17. Pruitt DL, Manske PR, Fink B. Cyclic stress analysis of flexor tendon repair. *J Hand Surg Am.* 1991;16:701-7.
18. Williams RJ, Amis AA. A new type of flexor tendon repair. Biomechanical evaluation by cyclic loading, ultimate strength and assessment of pulley friction in vitro. *J Hand Surg Br.* 1995;20:578-83.
19. Strickland JW. The scientific basis for advances in flexor tendon surgery. *J Hand Ther.* 2005;18:94-110.
20. Amiel D, Gelberman R, Harwood F, Siegel D. Fibronectin in healing flexor tendons subjected to immobilization or early controlled passive motion. *Matrix.* 1991;11:184-9.

흡수성 가시 봉합사를 이용한 토끼의 발꿈치 힘줄 봉합

김재곤 · 권성택

서울대학교 의과대학 성형외과학교실

목적: 흡수성 가시 봉합사를 이용하여 봉합한 군과 비흡수성 단일선 봉합사를 이용하여 봉합한 군에 대해 건의 장력과 조직학적 소견을 비교하고자 하였다.

대상 및 방법: 42 마리 토끼 굽힘 힘줄 손상 모델에서 절반은 흡수성 가시 봉합사(2-0 Quill)를 이용한 3 strand core suture를 하여 매듭 없이 봉합하고 나머지는 비흡수성 단일선 봉합사(4-0 Prolene)를 이용하여 4 strand double modified Kessler 방법으로 봉합하였다. 힘줄을 당기면서 봉합 단면에 3 mm 이상의 틈이 생길 때까지의 최대 장력을 수술 직후, 1주, 4주, 8주 후에 측정하였으며 수술 후 1주, 4주, 8주 째의 조직학적인 변화를 관찰하였다.

결과: 수술 직후, 1주 후, 4주 후의 장력은 실험군과 대조군 사이에 유의한 차이가 없었으나 수술 후 8주의 장력은 실험군(144.02 ± 10.21 N)과 대조군(125.26 ± 8.75 N)으로 통계적 유의성을 보였다($p=0.032$). 조직학적으로는 실험군에서 이물 반응이 더 심하였고 전반적인 염증 반응은 대조군에서 더 심하게 나타났다.

결론: 장력과 염증 반응의 정도로 평가하였을 때 흡수성 가시 봉합사를 이용한 힘줄 봉합이 기존 비흡수성 봉합사를 이용한 방법에 비해 우월한 결과를 보였다.

색인단어: 힘줄 손상, 봉합사

접수일 2012년 10월 24일 수정일 2012년 12월 1일

게재확정일 2012년 12월 6일

교신저자 권성택

서울특별시 종로구 대학로 103

서울대학교 의과대학 성형외과학교실

TEL 02-2072-3759, FAX 02-745-5986

E-mail stk59@snu.ac.kr