

## 생체내 이식된 흡수성 봉합사들의 물리적 성질 변화와 조직 소견에 관한 연구

김남중<sup>1</sup> · 김명철\*

LG화학 기술 연구원 바이오텍 연구소, \*충남대학교 수의과대학

### The Mechanical Appearances and Microscopic Tissue Reactions of the Suture Materials *in vivo*

Nam-joong Kim, D.V.M., M.S., Myung-cheol Kim, D.V.M. and M.S., Ph.D.\*

Biotech Research Institute, LG Chemical Ltd/Research Park

\*Collage of Veterinary Medicine, Chungnam National University

**ABSTRACT** : A comparative study of three absorbable suture materials of chromic catgut, Dexon II<sup>®</sup> (a polyglycolic acid suture with a polycaprolate coating system) and Coated Vicryl<sup>®</sup> (a polyglactin 910 suture with a glycolide-lactide-calcium stearate coating system) was undertaken in terms of tensile strength, breaking elongation, appearances of the suture materials in the subcutaneous layer of rats and of tissue reaction in the intramuscular layer of rats. The initial tensile strength of chromic catgut and the tensile strength after 21 days were about 1.55 kg and 0.19 kg, respectively. Those of Dexon II<sup>®</sup> were about 2.01 kg and 0.20 kg, respectively. Those of Coated Vicryl were about 2.39 kg and 0.48 kg, respectively. Coated Vicryl<sup>®</sup> showed the highest tensile strength among the three materials during the whole period. On the other hand, Dexon II<sup>®</sup> showed the highest breaking elongation among the three materials during the first week. But the breaking elongation of Dexon II<sup>®</sup> rapidly decreased after the first week. In comparison, the breaking elongation of Coated Vicryl<sup>®</sup> continuously decreased during the whole period. The appearances of the suture materials in the subcutaneous layer of rats showed that chromic catgut was fairly absorbed, but Dexon II<sup>®</sup> and Coated Vicryl<sup>®</sup> were not absorbed to such an extent by the 21st day. The intramuscular absorption rate of chromic catgut was the fastest among the three materials, whereas it formed comparatively much connective tissue. The intramuscular absorption rate and tissue reaction of Dexon II<sup>®</sup> were similar to those of Coated Vicryl<sup>®</sup>. The intramuscular absorption rate of these was fairly late when compared with chromic catgut. And the tissue reaction appearance of these showed the formation of a granuloma with foreign body giant cells, macrophages and epitheloid cells by the 28th day in the experimental period.

**Key words** : suture material, tensile strength, tissue reaction, mechanical appearances, breaking elongation, rat

## 서 론

고분자 합성 기술의 발달은 창상 및 수술 부위에 사용되는 봉합사의 종류를 다양화 하였으며, 현재 수의 임상에서도 이러한 합성 봉합사가 다량 사용되고 있다. 다양한 소재로 개발된 봉합사들은 외과적 상황에 맞게 선택하는 것이 치유과정에 매우 중요한데 봉합

사들의 흡수정도나 인장 강도 등은 창상 치유 및 수술 부위의 치유에 밀접한 영향을 줄 수 있기 때문이다<sup>1,2,19,22,23,25,39,43</sup>. 임상에서의 봉합사 선정은 과학적 근거에 기초를 두기 보다는 술자의 선호도나 경험 등의 바탕에 의해 선택하는 것이 일반적 경향이었다. 그러나 봉합사의 바람직한 선택은 봉합사의 물리적 성질이나 생물학적 특성을 고려 함과 더불어 봉합 부위의 국소적 조건을 염두해 두고 이루어져야 할 것이다. 우수한 봉합사는 봉합 부위가 치유될 때까지 적당한 인

<sup>1</sup>Corresponding author.

장 강도(tensile strength)가 유지되어야 하며 정전기 발생 및 모세관 현상이 없고, 항원성 및 발암성도 나타나지 않아야 한다<sup>17</sup>. 그 밖에 봉합사를 사용자 사용자가 편리하여야 하며, 매듭(knot security)이 잘 맺어져야 하고 부식성 및 독성이 없고, 세균 성장에 유리한 상황을 제공하지 않아야만 한다<sup>31,32</sup>.

봉합사는 일반적으로 크게 흡수성 봉합사와 비흡수성 봉합사로 분류되는데 흡수성 봉합사는 60일 안에 인장 강도가 소실되고 분해가 일어나는 것으로 정의할 수 있으며, 비흡수성 봉합사는 60일 이상 인장 강도가 유지되는 것을 지칭하고 있다. 재료의 근원에 따라 봉합사를 분류하기도 하는데 자연적으로 유래된 물질로 제조된 것과 합성 봉합사로 분류하기도 한다. 예를 들면, 자연적 흡수성 봉합사로는 surgical gut (catgut)과 collagen을 들 수 있으며, 합성 흡수성 봉합사로는 최근에 이용 가능한 polyglycolic acid (PGA), polyglactin 910과 polydioxanone (PDS) 등이 있다. 그리고 자연적 비흡수성 봉합사로는 silk, cotton, stainless steel과 tantalum 등이 있고, 합성 비흡수성 봉합사로는 polyamides 계통 (nylon, polymerized caprolactam), polyester 그리고 polyolefin plastics류 (polypropylene, polyethylene) 등이 있다<sup>7,28</sup>.

이러한 봉합사들은 오랜 기간 동안 외과적 수술에 이용되면서 많은 연구가 진행되었지만<sup>8-10,15,29,26,27,30,33,40,42</sup>, 역시 고분자 합성 기술과 봉합사 제조 기술의 발달로 새로운 형태의 봉합사들이 계속 개발되고 있는 실정이다. 특히 봉합사에 대한 연구는 인의 외과 의사들에 의해 많은 연구 논문이 발표되고 있지만, 수의학에서는 활발히 연구가 진행되어 있지 못한 실정이다. 지금까지 발표된 봉합사에 대한 많은 연구는 주로 *in vitro* 조건 하에서 인장 강도 등의 물리적 성질에 초점을 맞추어 시행되었다<sup>11,12</sup>. 예를 들면, 봉합사가 여러 pH에서 어떤 영향을 미치는지 등을 *in vitro* 조건에서 조사하거나<sup>4,5,6</sup>, 아니면 특정부위의 체액(urine, bile juice 등)을 채취하여 *in vitro* 조건에서 봉합사의 물리적 성질을 검토한 것도 있었다<sup>29,38</sup>. 그러나 봉합사를 *in vivo*에 적용하여 물리적 성상 및 조직 소견을 관찰한 연구는 그리 많지 않으며, 특히 최근에 새로운 제조 과정으로 개발된 봉합사에 관한 연구는 거의 이루어지지 않고 있다.

따라서 본 연구에서는 기존에 흔히 사용되어 왔던 자연적 흡수성 봉합사인 chromic catgut과 합성 흡수성 봉합사인 Coated Vicryl<sup>®</sup> (polyglactin 910에 glycolide, lactide 및 calcium stearate로 coating 제조된 봉합사) 그리고 최근에 개발되어 사용되고 있는 또 다른

합성 흡수성 봉합사인 Dexon II<sup>®</sup> (polyglycolic acid에 polycaprolate로 coating 제조된 봉합사)을 사용하여 랫트 피하에 이식하여 시간 경과에 따른 흡수성 봉합사의 물리적 변화를 조사하였고, 나아가 랫트 근육에 이식된 봉합사의 흡수성을 조사함으로써 생체에 미치는 영향을 관찰하였다.

## 재료 및 방법

### 공시동물

본 연구에 사용된 동물은 체중 200 g 내외의 암컷 Sprague Dawley 랫트를 사용하였으며, 피하에 봉합사를 이식한 60마리와 조직 절편을 제작하기 위해 근육에 봉합사를 이식시킨 12마리로서 총 72마리를 사용하였다.

### 실험에 사용한 봉합사

1) Chromic catgut (Sutures Ltd. U.K.)-4/0 (2 metric), length 75 cm, 2) Coated Vicryl (Polyglactin 910) violet (Ethicon Ltd. U.K.)-Braided, coating : glycolide, lactide, calcium stearate, 4/0 (1.5 metric), length 45 cm, 3) Dexon II BI-COLOR (Davis-Geck Ltd. U.S.A.)-Braided, Polyglycolic acid suture with polycaprolate coating system, 4/0 (1.5 metric), length 75 cm.

### 실험 방법

1) 봉합사의 피하 이식 수술: 체중이 200 g 내외인 암컷 Sprague Dawley 랫트 60마리에 위에서 기재된 봉합사들을 10 cm 길이로 잘라 각 봉합사 당 20마리 랫트의 피하에 봉합사를 이식하였다. 먼저 랫트를 마취하기 위해 Entobar inj.<sup>®</sup> (2, 4, 6 (1H, 3H, 5H)-pyrimidinetrione-5-ethyl-5(1-methylbutyl) monosodium salt, 500 mg/10 ml/vial, 한림제약)을 랫트의 복강내로 0.15 ml을 주사하였으며, 수술을 위해 복강 부위가 위로 올라오도록 눕혀서 아크릴 수술판에 랫트의 네 발과 치아를 끈으로 고정하였다. 봉합사를 삽입할 부위인 복강 피하 부근에서 피부를 가위로 제거한 후 피부를 Alcohol Swab<sup>®</sup> (isopropyl alcohol 70%, Becton Dickinson Consumer Products, U.S.A.)으로 소독한 후 복강 정중선, 검상 돌기 1.5 cm 하단 부위를 약 1 cm 정도 피부를 절개하여 시험하고자 하는 봉합사를 삽입시키고, 피부는 3/8 circle reverse cutting 19 mm 바늘이 부착된 비흡수성 봉합사인 silk (4/0, 1.5metric, B. Braun Melsungen AG, Germany)를 사용하여 interrupted suture 방법으로 3군데 봉합하였다. 수술이

끝난 랫트는 꼬리 부위에 유성 펜으로 식별을 위해 번호를 부여하였다. 이식 수술이 완전히 끝난 랫트는 케이지당 5마리씩 넣어 사육하였으며, 물과 사료는 자유 급식시켰다.

2) 피하 이식된 봉합사의 인장 강도(tensile strength)와 파열 연장성(breaking elongation) 측정: 수술후 각 봉합사가 이식된 랫트 5마리씩을 각각 3일, 7일, 14일 및 21일에 CO<sub>2</sub> 가스를 사용하여 질식사시킨 후, 봉합사가 이식된 부위의 피부를 절개하여 이식된 봉합사를 꺼내 멸균 증류수로 흔들어 세척하면서 봉합사 주위에 붙어있는 조직들을 조심히 제거한 후 37°C oven에 넣어 24시간동안 건조하였다. 건조된 봉합사들은 인장도 측정기(Instron series 4200 and 4300 Control Console; INSTRON, U.S.A.)의 grip에 물릴 수 있도록 가로 및 세로가 모두 1.5 cm인 크기의 사포에 silicon 접착제(ShinEtsu, Japan)를 사용하여 봉합사의 끝부위를 부착 후 총 길이가 8 cm, 즉 사포 부위에 부착된 봉합사 부위를 제외한 노출된 봉합사 부위가 5 cm가 되도록 만들어 인장 강도 및 파열 연장성을 측정하기 위한 시료 절편을 준비하였다. 이 때 실험에 사용한 3가지 봉합사의 기준값을 설정하기 위해 랫트의 피하에 이식시키지 않고 멸균 증류수에 세척하여 37°C oven에 24시간 건조한 봉합사를 위와같은 방법으로 시료 절편을 준비하여 인장 강도 및 파열 연장성을 측정하여 기준값으로 삼았다. 시료 절편의 준비가 끝나면 인장도 측정기의 grip 길이가 5 cm가 되도록 조정하여 시료 절편을 물린 후 시료 절편을 당기는 속도를 5 mm/min.로 조정하여 시료 절편을 당겼다. 어느 정도 시료 절편이 당겨지면 봉합사가 끊어지게 되는데, 이 때 자동적으로 인장도 측정기의 gauge에 부하값(kg/cm<sup>2</sup>)과 파열 연장값(%)이 나타난다.

여기서 부하값이란 봉합사가 끊어지는데 일정한 면적에 소요된 힘의 값을 나타내는데 본 실험에서는 같은 길이, 같은 굵기의 봉합사를 사용했으므로 단위 면적당 소요된 힘의 값을 무시하고 바로 부하값을 인장 강도의 값으로 산정하였다. 또 파열 연장값은 인장도 측정기 내에서 계산되어 나타내어 주는데, 이 값은 봉합사가 끊어질 때 늘어나게 되는 값을 의미하는 것으로 측정 값을 측정 거리(즉 grip 거리)에 대비하여 %로 환산된 값이다. 각각의 봉합사들에 의해 구해진 값들은 각각의 봉합사의 기준 값과의 유의성 검정을 위해 t-test를 실시하였다.

3) *In vitro* 조건에서 봉합사의 인장 강도와 파열 연장성 측정: 이식된 봉합사와 비교해 보고자 *in vitro* 조

건에서 실험을 실시하였다. 역시 3가지 봉합사를 15 ml Falcon<sup>®</sup> tube에 PBS (phosphated buffer saline; KCl 200 mg, NaCl 8 g, KH<sub>2</sub>PO<sub>4</sub> 200 mg, K<sup>2</sup>HPO<sub>4</sub> 2.9 g/l d.w., pH 7.4) 10 ml을 넣고 각각의 봉합사 10 cm를 각각의 tube 60개에 넣고 tube cap으로 밀폐한 후 37°C로 고정된 오븐에 3일, 7일, 14일 및 21일간 보관 후, 각 봉합사당 측정 시기마다 5 tube를 꺼내 멸균 증류수로 흔들어 세척하고 역시 37°C oven에 넣어 24시간동안 건조하였다. 건조된 봉합사들은 앞에서 설명했던 방법으로 측정하기 위해, 역시 앞에서와 마찬가지로 시료 절편을 제조하였다. 역시 각각의 봉합사들에 의해 구해진 값들은 각각의 봉합사의 기준 값과의 유의성 검정을 위해 t-test를 실시하였다.

4) 피하 이식된 봉합사의 현미경적 관찰: 이식된 봉합사의 인장 강도를 측정하기 위해 시료 절편을 만드는 과정중에 약 1 cm 정도의 부분을 절단하여 투사 현미경 관찰을 실시하였다. 투사 현미경(Axioskop, Carl Zeiss, Germany)의 배율은 20배로 관찰하였다.

5) 봉합사의 근육내 삽입 수술: 체중이 200 g 내외인 암컷 Sprague Dawley 랫트 12마리에 위에서 사용한 방법과 동일하게 마취를 유도하였다. 수술을 위해 등 부위가 위로 올라오도록 하고 아크릴 수술판 위에 역시 네발과 치아를 끈으로 고정하였다. 봉합사를 삽입할 부위인 좌측 뒷다리 부근에 털을 가위로 제거한 후 피부를 Alcohol Swab<sup>®</sup>으로 소독한 후 뒷다리 피부를 절개하여 대퇴 이두근(biceps femoris muscle)을 노출시켰다. 노출된 대퇴 이두근에 16 mm round bodies needle이 부착된 4/0 chromic catgut 봉합사, Coated Vicryl<sup>®</sup> 봉합사, Dexon II<sup>®</sup> 봉합사를 사용하여 대퇴 이두근에 봉합사가 삽입될 수 있도록 크게 한 바늘 떠서 매듭(knot security)을 형성한다. 피부는 15 mm 길이의 3/8 circle reverse cutting needle이 부착된 비흡수성 봉합사인 silk (4/0, 1.5 metric, B. BRAUN Melsungen AG)를 사용하여 interrupted suture 방법으로 5군데 봉합하였다. 수술이 끝난 랫트는 꼬리 부위에 유성 펜으로 식별을 위해 번호를 매겼다. 이식 수술이 완전히 끝난 랫트는 케이지당 6마리씩 넣어 사육하였으며, 물과 사료는 자유 급식시켰다.

6) 근육내 이식된 봉합사의 조직 절편 제작: 수술후 각 봉합사가 이식된 랫트 2마리씩을 각각 14일 및 28일에 CO<sub>2</sub> 가스를 사용하여 질식사시킨 후, 봉합사가 이식된 부위의 근육을 절취하여 10% 중성 포르말린에 고정하였다. 일반적인 조직 처리 과정을 거쳐 파라핀 포매 후 4-5 um로 박절하여 hematoxylin & eosin 염색을 실시하여 광학 현미경으로 관찰하였다.

결 과

피하 이식된 봉합사의 인장 강도 및 파열 연장성

각 봉합사의 측정된 인장 강도 및 파열 연장성은 Fig 1 및 Fig 2에 나타내었다. Fig 1에서 보는 바와 같

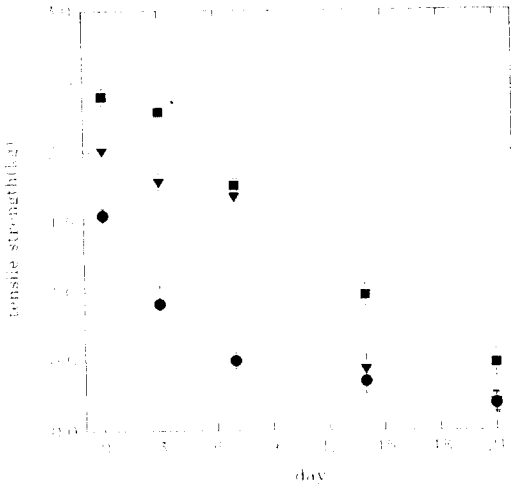


Fig 1. Tensile strength of suture materials transplanted subcutaneously in rats (●, Chromic catgut; ▼, Dexon II; ■, Coated Vicryl, mean and S.D.). All values except \* mark value of the suture materials are significantly different from initial values of them (p<0.05).

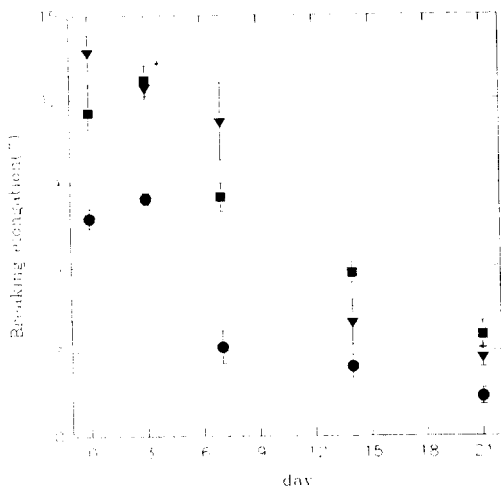


Fig 2. Breaking elongation of suture materials transplanted subcutaneously in rats (●, Chromic catgut; ▼, Dexon II; ■, Coated Vicryl, mean and S.D.). All values except \* mark value of the suture materials are significantly different from initial values of them (p<0.05).

이 chromic catgut은 시간이 경과함에 따라 체내에서 일정하게 인장 강도가 감소되었고, 시간에 따른 절대적인 인장 강도는 합성 봉합사인 Coated Vicryl 과 Dexon II<sup>®</sup> 봉합사보다 전반적으로 낮은 인장 강도를 나타내었다. Dexon II<sup>®</sup>는 Fig 1에서와 같이 초기 1주일까지는 높은 체내 인장 강도를 유지하지만 일주일 이 지나면 급격하게 소실되는 것을 알 수 있었다. 그 반면 Coated Vicryl<sup>®</sup>은 이 실험에서 비교된 다른 봉합사들에 비해 높은 인장 강도를 보였으며, 시간이 경과함에 따라 급격한 인장 강도의 상실이 없이 일정한 정도로 감소되었다. 봉합사의 파열 연장성은 Fig 2에서 보는 바와 같이 0시간에 비해 체내에 이식된 후 3일이 경과되었을 때 인장 강도의 감소와는 관계없이 3개 봉합사 중 2개 봉합사에서 증가되었으며, 그 이후는 감소하는 경향을 나타내었는데, chromic catgut은 이식 3일 이후부터 파열 연장성이 급격하게 감소하는 경향을 나타내었다. Dexon II<sup>®</sup>는 일주일까지는 파열 연장성이 약간 감소하였으나 일주일 이후부터는 급격하게 감소하는 경향을 나타내었다. Coated Vicryl<sup>®</sup>은 이식 후 3일에 파열 연장성이 약간 증가하였고, 그 이후부터는 급격한 감소없이 일정한 정도로 파열 연장성이 감소되는 경향을 나타내었다.

In vitro 조건에서 봉합사의 인장 강도와 파열 연장성 측정

In vitro 조건에서 측정된 각 봉합사의 인장 강도 및 파열 연장성은 Table 1 및 Table 2에 나타내었다. 인장 강도의 변화는 Table 1에서 나타낸 바와 같이 3가지 봉합사 모두가 in vivo에서와는 달리 시간이 경과하여도 급격한 인장 강도의 감소는 없었으며, 시험 기간 후반부까지도 일정한 정도로 약간씩 감소되는 경향을 나타내었다. 한편 파열 연장성의 변화는 Table 2에서 보는 바와 같이 in vivo와 마찬가지로 chromic catgut 및 Coated Vicryl<sup>®</sup>은 실험 3일째 약간 증가한 경향을

Table 1. The tensile strength of suture materials in vitro test unit : kg (mean ± S.D.)

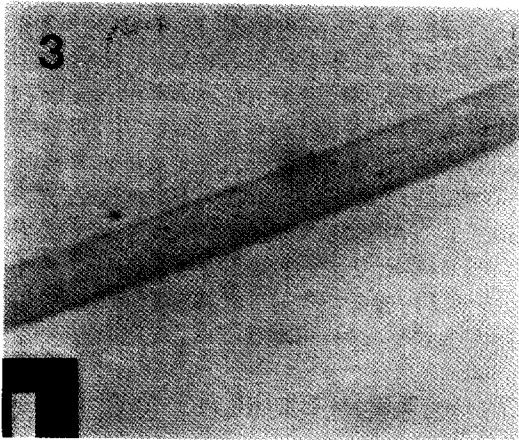
	Chromic catgut	Dexon II	Coated Vicryl
day 0	1.55 ± 0.05	2.01 ± 0.04	2.39 ± 0.06
3	1.45 ± 0.04*	1.96 ± 0.04*	2.38 ± 0.05*
7	1.26 ± 0.05	1.85 ± 0.06	2.29 ± 0.07*
14	1.13 ± 0.07	1.65 ± 0.06	2.16 ± 0.09
21	1.02 ± 0.07	1.42 ± 0.11	1.83 ± 0.15

All values except \* marked values of the suture materials are significantly different from the corresponding initial values of them (p<0.05).

**Table 2.** The breaking elongation of suture materials *in vitro* test  
unit : % (Mean  $\pm$  S.D.)

	Chromic catgut	Dexon II	Coated Vicryl
day 0	7.76 $\pm$ 0.36	13.69 $\pm$ 0.63	11.54 $\pm$ 1.02
3	8.55 $\pm$ 0.36	13.11 $\pm$ 0.15*	11.75 $\pm$ 0.38*
7	7.36 $\pm$ 0.24*	12.40 $\pm$ 0.17	10.99 $\pm$ 0.25*
14	6.75 $\pm$ 0.20	12.03 $\pm$ 0.13	10.19 $\pm$ 0.11
21	6.21 $\pm$ 0.12	10.95 $\pm$ 0.26	8.55 $\pm$ 0.64

All values except \* marked values of the suture materials are significantly different from the corresponding initial values of them ( $p < 0.05$ ).

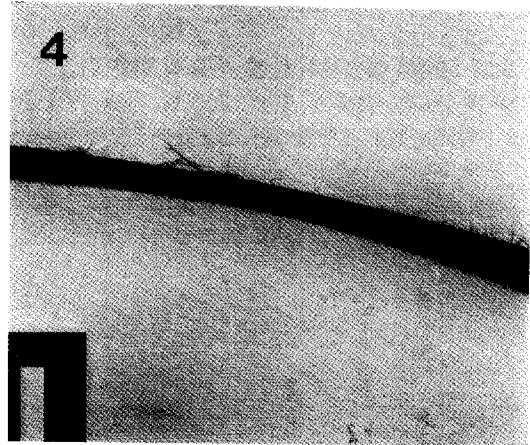


**Fig 3.** The microscopic appearance of chromic catgut before it was implanted in the subcutaneous layer of rats ( $\times 20$ ).

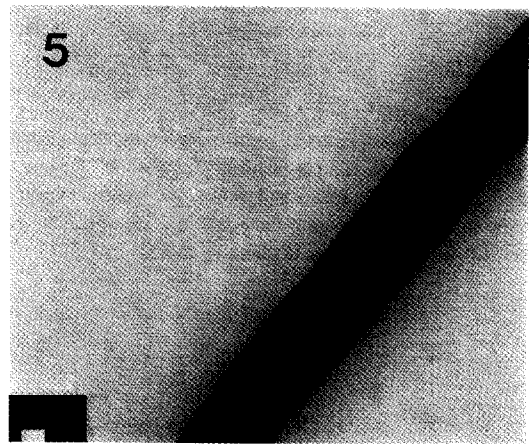
나타내었으나, 그 이후의 파열 연장성의 감소는 *in vivo*와 비교할 때 3가지 봉합사 모두가 급격한 감소 없이 일정하게 감소 되는 경향을 나타내었다.

#### 피하 이식된 봉합사의 현미경적 관찰 조건

Chromic catgut의 투사 현미경 사진은 Fig 3 및 4에서 나타내었다. Chromic catgut은 피하 이식전에는 옅은 노란색으로 관찰되었으나, 이식 후 1주일부터 진한 노란색으로 변하였으며 부분적으로 봉합사가 얇게 관찰되었고, 2주일이 경과된 후부터는 전체적으로 봉합사가 황으로 갈라지는 경향을 나타내었으며, 3주일 후부터는 전체적으로 봉합사가 얇아지면서 표면에 얇은 가닥들이 계속적으로 떨어져 나가는 모습이 관찰되었다. Dexon II<sup>®</sup>의 투사 현미경 사진은 Fig 5 및 6에서 나타내었다. Dexon II<sup>®</sup>는 피하 이식전에는 청색의 꼬여진 형태로 관찰되었으나, 이식 후 1주일이 경과된 시점에서는 꼬여진 형태가 약간 느슨하게 풀려진 형태를 보



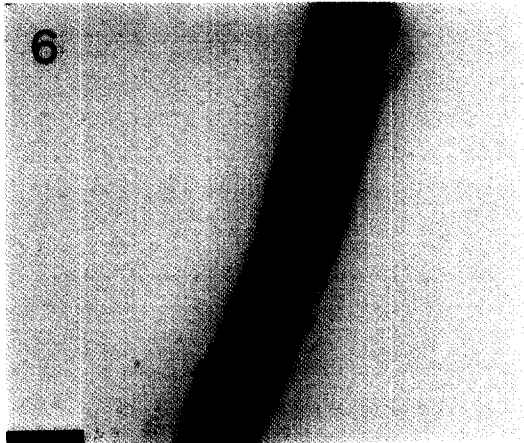
**Fig 4.** The microscopic appearance of chromic catgut on the 3rd week after it was implanted in the subcutaneous layer of rats ( $\times 20$ ).



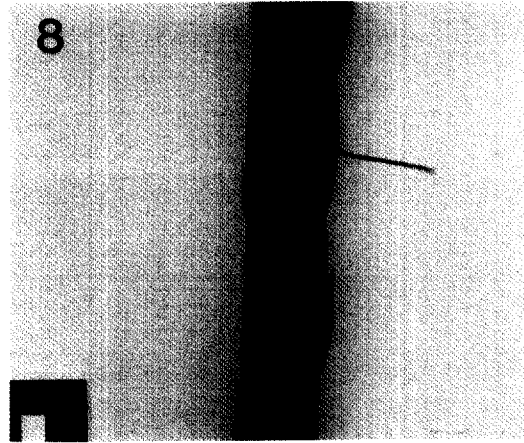
**Fig 5.** The microscopic appearance of Dexon II<sup>®</sup> before it was implanted in the subcutaneous layer of rats ( $\times 20$ ).

이다가, 이식 후 2주일에는 꼬여진 부분이 전체적으로 더 느슨하게 관찰되면서 부분적으로는 꼬여진 부분들이 약간 풀려진 모습이 관찰되었으며, 이식 후 3주일에는 꼬여진 가닥들이 일부분 끊어진 모습이 관찰되었다.

Coated Vicryl<sup>®</sup>의 투사 현미경 사진은 Fig 7 및 8에서 나타내었다. Coated Vicryl<sup>®</sup>은 육안적으로는 보라색이지만 피하 이식전 투사 현미경 사진은 검은 색으로 촬영되었다. 이식 후 1주일이 경과된 시점에서는 역시 꼬여진 형태가 느슨해지기 시작하면서, 2주일이 경과할 때까지 계속적으로 꼬여 있는 형태가 더욱 느슨해지는 것이 관찰되었다. 이식 후 3주일에는 부분적으로 꼬여진 가닥들이 Dexon II<sup>®</sup>와 마찬가지로 일부



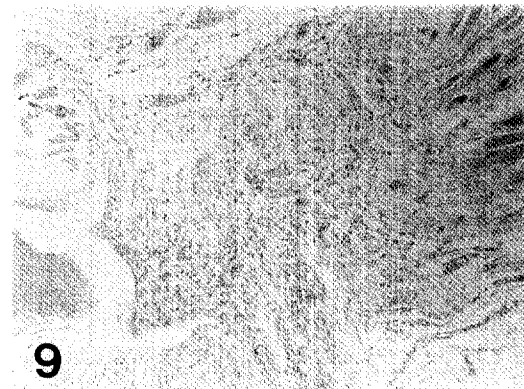
**Fig 6.** The microscopic appearance of Dexon II<sup>®</sup> on the 3rd week after it was implanted in the subcutaneous layer of rats ( $\times 20$ ).



**Fig 8.** The microscopic appearance of Coated Vicryl<sup>®</sup> on the 3rd week after it was implanted in the subcutaneous layer of rats ( $\times 20$ ).



**Fig 7.** The microscopic appearance of Coated Vicryl<sup>®</sup> before it was implanted in the subcutaneous layer of rats ( $\times 20$ ).



**Fig 9.** The tissue appearance of chromic catgut on the 2nd week after it was implanted in the intramuscular layer of rats ( $\times 100$ ).

분에서 끊어져 있는 모습이 관찰되었다.

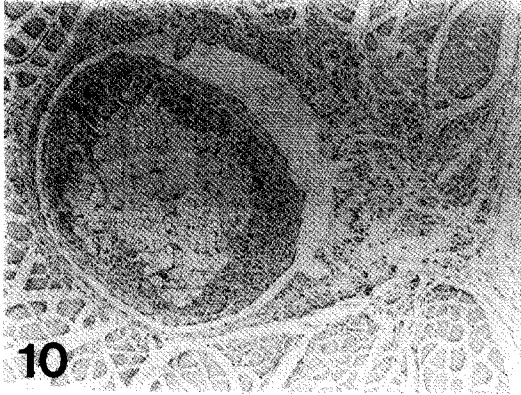
**근육내 이식된 봉합사의 조직 절편 소견**

Chromic catgut이 이식된 근육 조직 절편 사진은 Fig 9에 나타내었다. Fig 9에서와 같이, chromic catgut 이식 후 2주일이 경과된 시점에서는 봉합사의 흔적만 관찰되었으며, 조직 소견은 정도의 차이는 있지만 봉합사 주변에 fibroblast들이 심하게 증식되어 있었고, 근조직도 위축되어 있었다. 그 사이로 소수의 epitheloid cell들과 eosinophil들이 침윤되어 있었다. 그러나 이식 후 4주가 경과한 시점에서는 봉합사가 관찰되

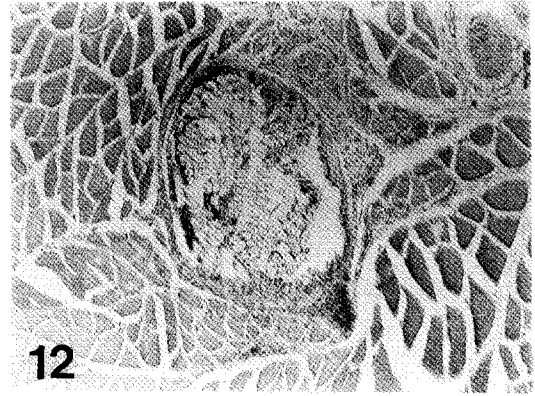
지 않았으며, 특이한 조직 소견도 관찰되지 않았다.

Coated Vicryl<sup>®</sup>이 이식된 근육 조직 절편 사진들을 Fig 10 및 11에 나타내었다. Fig 10에서와 같이, 이식 후 2주에는 봉합사 주위로 다수의 foreign body giant cell들과 epitheloid cell들로 구성된 거대한 육아종이 형성되어 있었다. 그 바깥 부위에는 fibroblast들이 현저하게 증식되어 일부근 조직이 위축되어 있었다. 이식 후 4주에도 잔존해 있는 봉합사를 중심으로 다수의 foreign body giant cell들과 epitheloid cell들로 구성된 육아종이 형성되어 있었으며, 그 바깥 부위에는 증식되어 현저하게 두꺼워진 결합조직이 에워싸고 있었다.

Dexon II<sup>®</sup>가 이식된 근육 조직 절편 사진들은 Fig



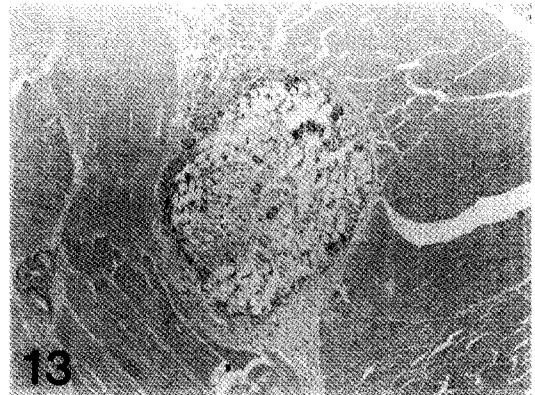
**Fig 10.** The tissue appearance of Coated Vicryl<sup>®</sup> on the 2nd week after it was implanted in the intramuscular layer of rats (×100).



**Fig 12.** The tissue appearance of Dexon II<sup>®</sup> on the 2nd week after it was implanted in the intramuscular layer of rats (×100).



**Fig 11.** The tissue appearance of Coated Vicryl on the 4th week after it was implanted in the intramuscular layer of rats (×100).



**Fig 13.** The tissue appearance of Dexon II<sup>®</sup> on the 4th week after it was implanted in the intramuscular layer of rats (×100).

12 및 13에 나타내었다. 이식 후 2주에는 봉합사가 소수의 foreign body giant cell들과 epitheloid cell들로 에워싸여 있었다.

그 바깥 부위로 미약한 결합조직의 증식이 관찰되었으며, 일부 근 조직은 위축되어 있었다. 이식 후 4주에는 봉합사가 소수의 foreign body giant cell들과 epitheloid cell들로 둘러싸여 있었고, 그 바깥 부위로 미약한 결합조직의 증식이 관찰되었다. 위의 조직 사진을 요약해보면 chromic catgut은 봉합사의 잔존 기간이 짧고 이물질에 의한 대식구 반응은 아주 미약하였으나, 결합조직의 증식은 현저하게 나타났으며, 반면에 Coated Vicryl<sup>®</sup>은 봉합사 잔존 기간은 길었으나, 이물질에 대한 조직 반응이 이 실험에 사용된 다른 봉합사에 비해 현저하게 나타났으며, Dexon II<sup>®</sup>는 봉합사

의 잔존 기간은 Coated Vicryl<sup>®</sup>과 마찬가지로 길지만, Coated Vicryl<sup>®</sup>에 비해 이물질에 대한 조직 반응은 미약하였다.

## 고 찰

고분자 합성 기술의 괄목할 만한 발전과 더불어 이것들을 더욱 유용하게 가공하는 처리 기술의 획기적 발전은 생체에 적용하는 다양한 소재의 봉합사들의 임상적 응용을 가능하게 하였다. 봉합사들의 평가 기준으로 그 자체의 물리적 성질도 중요하지만, 적용 대상이나 적용 부위 등에 따른 생체 조건에서의 구체적인 반응이 더욱 중요하게 간주되고 있다. 최근들어 인의 외과를 중심으로 이러한 연구들이 활발하게 진행되고



있음은 이를 반영하고 있으나, 아직까지 수의 외과 분야에서는 이 분야에 대한 연구는 미흡한 실정이다.

Greenward 등<sup>13</sup>은 상업적으로 이용 가능한 10가지의 흡수성 및 비흡수성 봉합사를 사용하여 랫트의 피부 근층에 6주 동안 삽입하여 물리적 성질만을 조사하였다. 이 결과 비흡수성 봉합사인 silk가 가장 약한 인장 강도를 나타냈으며, 최근에 이용가능한 흡수성 봉합사인 PDS<sup>®</sup> (polydioxanone)와 Maxon<sup>®</sup>이 가장 강한 인장 강도를 나타내었다고 보고하였다. 또한 여러가지 봉합사의 적용 부위에 따른 효과적인 선택을 위해 적용부위의 조건과 비슷하게 고안된 조건에서 실시한 연구들도 보고된 바 있다. Schiller<sup>29</sup>은 polydioxanone (PDS-II), polyglycolic acid (PGA), polyglactin (PG-910), polyglyconate (GTMC) 그리고 chromic gut의 5가지 흡수성 봉합사를 이용하여 멸균된 canine urine과 *Escherichia coli*와 *proteus mirabilis*에 오염된 canine urine을 사용하여, in vitro 조건에서 실험을 실시하였는데 3-4주 동안 이 urine들에 봉합사를 incubation 한 후 각 봉합사의 물리적 성질을 조사하였는데, PDS-II가 여러가지 면에서 물리적 성질이 가장 우수한 것으로 보고하였다. 한편 Sugimaci 등<sup>35</sup>은 Dexon, chromic catgut, Vicryl 그리고 plain catgut의 4가지 흡수성 봉합사를 사용하여 개의 biliary tract에 각 봉합사를 2주일 동안 적용 후 물리적 성질을 관찰하였고, 5일 후 각 봉합사가 common bile duct 내에서 발생하는 조직 반응을 관찰하였다. Dexon과 Vicryl이 유사한 인장 강도를 나타내었으나, 이 중에서도 Vicryl이 물리적 관점에서 더 우수한 것으로 발표하였다. 또한 Chu<sup>4,5,6</sup>는 몇가지의 흡수성 및 비흡수성 봉합사를 사용하여 위점막 유사한 pH인 0.9-1.5, 체장액 및 십이지장액과 유사한 pH 7.5-8.2, 그리고 urine과 비슷한 pH 4.5-8.0의 용액을 제조하여 in vitro에서 물리적 성질을 알아보았으며, 역시 Tian 등<sup>36</sup>도 사람의 소화액을 이용하여 몇가지 흡수성 봉합사에 대한 특정한 물리적 성질을 조사하여 발표하였다. 이처럼 기존 사용되고 있는 봉합사들을 대상으로 적용 부위에 가장 적합한 봉합사를 선정하기 위한 더 많은 연구가 진행되고 있다.

한편 새로운 물질로 제조된 봉합사들에 대한 연구도 보고된 바 있는데, Metz 등<sup>21</sup>은 polydioxanone과 Maxon의 물리적 성질을 규명하기 위해 Ringer's lactate solution을 사용해 in vitro test를 실시하였고, 이와 병행하여 in vivo test로 봉합사를 토끼의 복강에 이식하여 역시 물리적 성질을 조사하였다. 이와 비슷한 연구로는 Nakajima 등<sup>24</sup>과 Tachibana 등<sup>37</sup>이 새로운 흡수

성 봉합 물질로의 가능성을 타진키 위해 poly-N-acetylglucosamine (chitin)으로 제조된 봉합사와 기존에 사용되고 있던 봉합사인 polyglycolic acid (PGA), plain catgut과 chromic catgut을 사용하여 물리적 성질 및 조직 반응을 비교하고자 개의 소화액을 받아 in vitro 실험을 실시한 결과 chitin이 catgut류 봉합사들 보다 인장 강도는 약간 강하였지만, PGA보다는 약했으며, 과열 연장성은 4가지 봉합사중 가장 낮게 나타났다고 보고하였다. 또한 조직 반응을 조사하기 위해 in vivo 실험으로 근육내 이식하여 6개월 후 조직 소견을 관찰하였는데 chitin은 근육내에서 대부분이 녹았으며 그 부위가 결합 조직으로 변화되었다고 보고하였다. 이 결과로 미루어보아 chitin은 물리적 성질이 기존에 사용되고 있는 봉합사에 비해 좋지 않아 실험시 적용된 chitin 봉합사 제조 기술만으로는 기존의 봉합사에 비해 잇점이 없으므로, 보다 향상된 제조 기술(예, 새로운 coating system 개발 등)이 필요할 것으로 생각되며, 이러한 점만 보완된다면 임상적으로 우수하게 이용가능한 흡수성 봉합사로서의 가능성이 있다고 사료된다. 이러한 연구들은 대부분 인의 외과 분야에서 이루어진 것으로서, 이런 결과를 적극적으로 응용하여 인의 외과 의사들은 사람에게 적극적으로 여러 봉합사들을 적용하고 있다<sup>14,18,22</sup>. 특히 Szufldowicz 등<sup>36</sup>은 사람의 선천성 심장 질환에 대한 외과 처치시 몇가지 흡수성 봉합사를 적용하여 치유 과정의 효과를 상세하게 보고함으로써 외과 수술에 있어서 봉합사 선정의 중요성을 강조한 바 있었다. 최근들어 수의 외과 분야에서도 이러한 연구들을 바탕으로 여러 동물에 적용하여, 종에 따른 봉합사의 물리적 성질을 규명하고 각 적용 부위에 적합한 봉합 물질을 선정하려는 등의 연구가 본격화되고 있다.

이와 관련된 연구들로는 Cambell과 Bailey<sup>7</sup>가 말에 5가지 비흡수성, 흡수성 봉합사를 28일 동안 피하 이식하여 물리적 성질을 규명하였는데, 5호 사이즈의 polyester가 사용한 봉합사중 가장 우수한 물리적 성질을 나타내었다고 보고하였고, Jann 등<sup>16</sup>은 가금류의 long digital flexor tenorrhaphy에 3가지 봉합사를 사용해 봉합 정도를 조사하였는데, polyglyconate와 polybutester를 사용해 수행된 tenorrhaphy 8주 후의 결과가 nylon으로 실시한 결과보다 우수하였다고 발표하였다. 또 다른 동물에 적용한 연구로는 Walton<sup>41</sup>이 양의 무릎의 관절 활액낭 창상에 봉합사를 사용하여 조사 발표한 연구도 있다. 그러나 전체적으로 보아 아직까지 수의학 분야에서 봉합사에 대한 연구는 미미하며 보다 적극적인 연구가 이루어져야 한다고 생각한



다. 본 연구는 수의 임상에서 오래전부터 사용되어 오던 chromic catgut과 최근 봉합사의 가공 기술의 발달로 기존에 사용되고 있던 Vicryl과 Dexon을 변형 제조한 Coated Vicryl<sup>®</sup> 및 Dexon II<sup>®</sup>를 사용하여 *in vivo* 실험을 실시하였는데, 랫트의 피하 및 근육에 적용하여 이 봉합사들의 여러가지 물리적 성질과 조직 반응을 조사함으로써 이들 봉합사의 장단점을 생체 조건 하에서 비교 평가할 수 있었다. 이에 본 연구는 향후 보다 우수한 봉합사 개발에 참고가 될 수 있을 것이며, 아울러 임상 측면에서 수의사들의 봉합사 선택시 이들의 물리적 특성 및 조직 반응 특성을 고려하여 바람직한 봉합사를 선택하는데 참고가 됨으로써, 수술 치유 과정 및 창상 치유 과정을 보다 효과적으로 진행시킬 수 있는데 이바지 할 것이다. 향후 수의 임상 분야에서 봉합사에 대한 보다 폭넓은 연구가 진행되어야 할 것이며, 특히 여러 동물 종의 다양한 대상 부위에서 활발하게 수행되어야 할 것이다.

## 결 론

수의 임상에서 이용가능한 흡수성 봉합사들의 생체 내에서의 시간 경과에 따른 흡수 정도와 물리적 성질을 조사하기 위하여 본 연구를 수행하였다. 본 연구에서는 Sprague Dawley 암컷 랫트 72마리를 사용하여 chromic catgut, Dexon II<sup>®</sup> (polyglycolic acid suture with polycaprolate coating system) 및 Coated Vicryl<sup>®</sup> (polyglactin 910 suture with glycolide, lactide, calcium stearate coating system)을 피하 이식하여 인장 강도 및 파열 연장성, 시간이 경과된 후의 봉합사 형태를 투사 현미경으로 관찰함과 아울러 *in vitro* 조건에서의 결과와 비교하였으며, 또한 3가지 흡수성 봉합사들을 근육 내로 이식하여 근육내에서 봉합사가 흡수되는 정도와 조직반응을 조직 절편을 제작하여 관찰하였던 바 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 피하 삽입전, 이 실험에 사용된 봉합사들이 보유하고 있는 인장 강도는 Coated Vicryl, Dexon II 및 chromic catgut 순이었다.

2. 각 봉합사들을 피하에 이식시, chromic catgut의 인장 강도는 빠른 기간내 일정하게 감소되어지고, Coated Vicryl<sup>®</sup>의 인장 강도는 비교적 오랫동안 유지되면서 일정하게 감소하는 경향을 보였으나, Dexon II<sup>®</sup>는 피하 이식 후 일주일이 경과된 후부터는 인장 강도가 급격하게 감소하는 경향을 나타내었다.

3. 피하 이식 3일 후 관찰한 각 봉합사들의 파열 연장성은 chromic catgut과 Coated Vicryl<sup>®</sup>은 증가하였으

나, Dexon II<sup>®</sup>는 감소하였고, 그 이후 chromic catgut은 급격하게 파열 연장성이 감소한 반면, Dexon II<sup>®</sup>는 7일까지 파열 연장성이 크게 변하지 않았으나, 일주일 이 경과된 후부터는 급격하게 감소하는 경향을 나타내었다. 그러나 Coated Vicryl<sup>®</sup>의 파열 연장성은 급격한 감소없이 이식 후 3주일까지도 시간이 경과함에 따라 일정하게 감소되는 경향을 나타내었다.

4. 피하 이식된 봉합사와는 달리 *in vitro* 조건에서는 급격한 인장 강도의 감소나 파열 연장성의 감소가 없이 시간이 경과됨에 따라 적은 정도로 인장 강도나 파열 연장성이 일정하게 감소되는 경향을 나타내었다.

5. 피하 이식된 봉합사의 투사 현미경 관찰 소견은 chromic catgut은 1주일 후부터 3주까지 계속적으로 봉합사가 얇아지는 현상을 나타내었으며, Dexon II<sup>®</sup>와 Coated Vicryl<sup>®</sup>은 braid 형태의 봉합사이므로 이식 후 1주일부터 3주일까지 꼬여진 형태가 느슨해지는 현상이 관찰되고, 이식 후 3주일부터는 부분적으로 꼬여진 가닥들이 끊어지는 현상이 관찰되었다.

6. 각 봉합사의 근육내 흡수 소견 및 조직 반응은 chromic catgut은 봉합사의 잔존 기간은 짧고 이물질에 의한 대식구 반응은 아주 미약하였으나 결합조직 증식은 현저하게 나타났으며, Coated Vicryl<sup>®</sup>은 봉합사의 잔존 기간이 길고 이물질에 대한 조직 반응이 이 실험에 사용된 다른 봉합사에 비해 현저하게 나타났으며, Dexon II<sup>®</sup>의 봉합사 잔존 기간은 Coated Vicryl<sup>®</sup>과 마찬가지로 길었으나, Coated Vicryl<sup>®</sup>보다는 이물질에 대한 조직 반응은 미약하였다.

## 참고문헌

- Breuninger H, Keilbach J, Haaf U. Intracutaneous butterfly suture with absorbable synthetic suture material. Technique, tissue reactions, and results. J Dermatol Surg Oncol 1993; 19: 607-610.
- Brown RP. Knotting technique and suture materials. Br J Surg 1992; 79: 399-400.
- Campbell EJ, Bailey JV. Mechanical properties of suture materials in vitro and after *in vivo* implantation in horses. Vet Surg 1992; 21: 355-361.
- Chu CC. A comparison of the effect of pH on the biodegradation of two synthetic absorbable sutures. Ann Surg 1982; 195: 55-59.
- Chu CC. The effect of pH on the *in vitro* degradation of poly(glycolide lactide) copolymer absorbable sutures. J Biomed Mater Res 1982; 16: 117-124.
- Chu CC, Gayle M. An *in vitro* evaluation of the sta-

- bility of mechanical properties of surgical suture materials in various pH conditions. *Ann Surg* 1983; 198: 223-228.
7. Cohen EL, Kirschenbaum A, Glenn JF. Preclinical evaluation of PDS(polydioxanone) synthetic absorbable suture vs chromic surgical gut in urologic surgery. *Urology* 1987; 30: 369-372.
  8. Dean FW, Robertson JT, Jacobs RM. Comparison of suture materials and suture patterns for inverting intestinal anastomosis of the jejunum in the horse. *Am J Vet Res* 1985; 46: 2072-2077.
  9. Fink DL, Budd DC. Chromic suture material as a nidus for common duct stone formation. *Int Surg* 1983; 68: 151-152.
  10. Gillinov AM, Lee AW, Redmond JW, Zehr KJ, Jackson L, Davis EV, Hruban RH, Williams GM, Cameron DE. Absorbable suture improves growth of venous anastomoses. *J Vasc Surg* 1992; 16: 769-773.
  11. Gorham SD, Anderson JD, Monsour MJ, Scott R. The *in vitro* assessment of a collagen/vicryl (polyglactin) composite film together with candidate suture materials for use in urinary tract surgery. II. Surface deposition of urinary salts. *Urolog Res* 1988; 16: 111-117.
  12. Gorham SD, Monsour MJ, Scott R. The *in vitro* assessment of a collagen/vicryl (polyglactin) composite film together with candidate suture materials for use in urinary tract surgery. I. Physical testing. *Urolog Res* 1987; 15: 53-59.
  13. Greenward D, Shumway S, Albear P, Gottlieb L. Mechanical comparison of 10 suture materials before and after *in vivo* incubation. *J Surg Res* 1994; 56: 372-377.
  14. Guyuron B, Vaughan C. A comparison of absorbable and nonabsorbable suture materials for skin repair. *Plast Reconstr Surg* 1992; 89: 234-236.
  15. Hubens G, Totte E, Van Marck E, Hubens A. Effect of nonabsorbable and rapidly absorbable suture material on the cytokinetics of crypt cells in colonic anastomoses in the rat., *Eur. Surg. Res.* 1992; 24: 97-102.
  16. Jann HW, Stein LE, Good JK, Ewing PJ, Panciera R. A comparison of nylon, polybutester, and polyglyconate suture materials for long digital flexor tenorrhaphy in chickens. *Vet Surg* 1992; 21: 234-237.
  17. Jennings PB. *The practice of large animal surgery.* Philadelphia: W B Saunders. 1984: 1221-1233.
  18. Kilholma P, Makinen J, Tenho T, Pitkanen Y, Hirvonen T. Comparison of two suture materials, Dexon Plus and Maxon, in abdominal hysterectomy. *Ann Chir Gynaecol Suppl* 1994; 208: 47-49.
  19. Kirpensteijn J, Fingland RB, Boyer JE Jr, Kennedy GA, Klemm RD, Debowes RM. Comparison of stainless steel fascial staples and polypropylene suture material for closure of the liner alba in dogs. *Vet Surg* 1993; 22: 464-472.
  20. Makady FM, Whitmore HL, Nelson DR, Simon J. Effect of tissue adhesive and suture patterns on experimentally induced teat lacerations in lactating dairy cattle. *J Am Vet Med Asso* 1991; 198: 1932-1934.
  21. Metz SA, Chegini NC, Masterson BJ. *In vivo* and *in vitro* degradation of monofilament absorbable sutures, PDS and Maxon. *Biomaterials.* 1990; 11: 41-45.
  22. Moy RL, Kaufman AJ. Clinical comparison of polyglactid acid (Vicryl) and polytrimethylene carbonate (Maxon) suture material. *J Dermatol Surg Oncol* 1991; 17: 667-669.
  23. Moy RL, Lee A, Zalka A. Commonly used suture materials in skin surgery. *Am. Fam. Physician.* 1991; 44: 2123-2128.
  24. Nakajima M, Atsumi K, Kifune K, Miura K, Knamaru H. Chitin is an effective material for sutures. *Jpn J Surg* 1986; 16: 418-424.
  25. Nixon AJ, Stashak TS, Smith FW, Norrdin RW. Comparison of carbon fibre and nylon suture for repair of transected flexor tendons in the horse. *Equine Vet J* 1984; 16: 93-102.
  26. Pjanowski GJ, Stein LE, Turner TA. Strength characteristics and failure modes of suture patterns in severed goat tendons. *Ve. Surg* 1989; 18: 335-339.
  27. Pul M, Pul N, Yildiz K., Ozgur GK, Gurses N, Erincin C, Koksali I. Comparison of the effects of surgical and autologous fascial suture materials on testicular histology in rats subjected to orchiopey. *Int Urol Nephrol* 1991; 23: 169-175.
  28. Sabiston Jr DC. *Textbook of surgery.* Philadelphia: W B Saunders. 1991: 215-217.
  29. Schiller TD, Stone EA, Gupta BS. *In vitro* loss of tensile strength and elasticity of five absorbable suture materials in sterile and infected canine urine. *Vet Surg* 1993; 22: 208-212.
  30. Schmitz RT, Storck M, Erasmi H, Schmiegelow P, Horsch S. Vascular anastomoses with absorbable suture material : an experimental study. *Ann Vasc Surg* 1991; 5: 257-264.
  31. Sharp WV, Belden TA, King PH, Teague PC. Suture resistance to infection. *Surgery* 1982; 91: 61-63.
  32. Slatter DH. *Textbook of small animal surgery.* Philadelphia: W B Saunders. 1985: 334-344.
  33. Stewart DW, Buffington PJ, Wacksman J. Suture material in bladder surgery : a comparison of polydioxanone, polyglactin, and chromic catgut. *J Urol* 1990; 143: 1261-1263.
  34. Stone JK, Fraunhofer JA, Masterson BJ. Mechanical properties of coated absorbable multifilament suture materials. *Obstet and Gynecol* 1986; 67: 737-740.

35. Sugimaci K, Sufian S, Weiss M, Pavlides CA, Matsumoto T. Evaluation of absorbable suture materials in biliary tract surgery. *Int Surg* 1978; 63: 135-139.
36. Szufladowice M, Horvath P, Honek T, Stark J. The use of polyglyconate in surgery of congenital heart defects : comparison with polypropylene. *Cardiovasc Surg* 1994; 2: 101-103.
37. Tachibana M, Yaita A, Taniura H, Fukasawa K, Nagasue N, Nakamura T. The use of chitin as a new absorbable suture material-an experimental study. *Jpn J Surg* 1988; 18: 533-539.
38. Tian F, Appert HE, Howard JM. The disintegration of absorbable suture materials on exposure to human digestive juices : an update. *Am Surg* 1994; 60: 287-291.
39. Trimbos JB, Van Rooij J. Amount of suture material needed for continuous or interrupted wound closure : an experimental study. *Eur J Surg* 1993; 159: 141-143.
40. Turner AS, Yovich JV, White NA, Embertson RE, Santschi EM, Slone DE. Continuous absorbable suture pattern in the closure of ventral midline abdominal incisions in horses. *Equine Vet J* 1988; 20: 401-405.
41. Walton M. Strength retention of chromic gut and synthetic absorbable sutures in a nonhealing synovial wound. *Clin Orthop* 1991; 6: 294-298.
42. White RA, Kopchok GE, Vlasak J, Hsiang Y, Fujitani RH, White GH, Peng SK. Experimental and early clinical evaluation of vascular anastomoses with argon laser fusion and the use of absorbable guy sutures : a preliminary report. *J Vasc Surg* 1990; 12: 401-406.
43. 강병규, 권오경, 권해병, 김명철, 남치주, 이효중, 장경진, 장인호, 정종태, 최민철, 최석화, 최인혁, 기초수의 외과 수술. 서울: 영지 문화사. 1995: 26-37.