

# 의료용 섬유

김수현 · 김영하 · 안광덕

## 1. 서론

섬유가 의료용으로 사용된 것은 거의 인류의 역사와 함께하고 있다. 4000년전 기록된 것으로 알려진 Edwin Smith Surgical Papyrus에 의하면 고대 이집트인들은 상처를 치유하기 위해 마(linen)를 봉합용 실로 사용한 기록이 있으며 인도에서는 BC 800년에 말의 털을 이용하여 봉합용 실로 사용한 기록이 있다. 오늘날 의료용으로 사용되는 섬유는 치료용 섬유 외에 치료보조용 섬유(가운, 마스크, 거즈 등)까지 포함하면 매우 많은 분야에서 사용되고 있다. 그러나 의료용 섬유의 범주를 치료용 소재로 국한해 생각해 보면 몇몇 분야로 구분할 수 있으며, 한편으로 이를 실의 형태 혹은 직물의 형태로 나누어 볼 수 있다. 실의 형태로 사용되는 의료용 섬유의 대표적인 예는 봉합사와 인공신장용 증공섬유이다. 상처를 봉합하는데 사용하는 봉합사는 수술시 없어서는 안되는 필수 재료이며, 증공섬유를 이용한 인공신장은 현재 성공적으로 사용되고 있는 치료용 장비이다. 직물의 형태로 사용되는 의료용 섬유의 대표적인 예는 인공혈관이다. 폴리에스테르섬유를 직조하여 만든 Dacron 혈관접속재는 현재 10 mm 이하의 가는 혈관에는 사용이 곤란하나 그 이상

의 혈관에서는 성공적으로 사용되고 있다. 이 외에 정형외과용 복합재료의 소재로 사용되는 강화섬유와 신체내부를 관찰하는데 이용되는 광섬유 등은 의료용으로 사용되는 섬유의 예들이다.

본 고에서는 치료에 사용되는 다양한 섬유중 대표적인 의료용 섬유인 봉합사에 대해 논하고자 한다.

봉합사(suture)란 소독된 섬유로서 수술부위의 봉합후 조직이 치유되는 기간동안 서로 접합시키는데 사용되는 의료용품으로, tissue adhesives 및 surgical staples와 더불어 중요한 의료용 접합재이다. 앞서 언급하였듯이 고대로부터 마, 철사, 금, 은, 말의 털, 면사, 견사, 장사



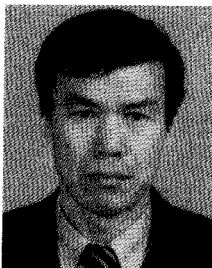
김영하

1971 서울대 화학과 (B.S.)  
 1973 서울대 화학과 (M.S.)  
 1978 서독 Marburg 대학 (Ph.D.)  
 1983 미국 Michigan Molecular Inst. (연구교수)  
 1973~ 한국과학기술연구원 (KIST)  
 현재 고분자부, 책임연구원



김수현

1982 서울대 섬유공학과 (B.S.)  
 1984 서울대 섬유공학과 (M.S.)  
 1992 서울대 섬유공학과 (Ph.D.)  
 1995 Univ. of Connecticut(Post-Doc.)  
 1985~ 한국과학기술연구원 (KIST)  
 현재 고분자부, 선임연구원



안광덕

1972 서강대 화학과 (B.S.)  
 1979 한국 과학원 (Ph.D.)  
 1985 미국 IBM 연구소 (직원연구원)  
 1979~ 한국과학기술연구원 (KIST)  
 현재 고분자부, 책임연구원

### Fibers in Medicine and Surgery

한국과학기술연구원 (Soo Hyun Kim, Kwang-Duk Ahn and Young Ha Kim, Polymer Chemistry Lab., Korea Institute of Science and Technology, P.O.Box 131, Cheongryang, Seoul, Korea)

(catgut) 등의 다양한 소재가 봉합사로 사용되어 왔다. 2차 세계대전 이후 금속 및 플라스틱 소재 산업의 발달은 물성이 우수한 금속섬유 및 나일론, 폴리에스테르 봉합사를 개발하였으며, 1970년대 들어 물성이 매우 우수한 합성 흡수성 봉합사인 Dexon®이 개발되어 봉합사의 신기원을 이룩하는 계기가 되었다. 본 고에서는 봉합사의 일반적인 특성에 대해 기술한 후 최근의 연구동향에 대해 살펴보고자 한다.

## 2. 봉합사의 종류

봉합사는 재료의 종류, 물리적형태, 생체분해 흡수성, 용도, 크기에 따라 표 1과 같이 다양하게 분류된다.<sup>1</sup> 봉합사는 흡수성과 비흡수성 봉합사로 나눌 수 있는데, 흡수성 봉합사는 고분자의 대부분이 체내 조직에서 분해되어 이식 장소에서 2~6개월내에 사라지는 것을 말하며, 비흡수성봉합사는 생체분해작용에 저항하여 외과적으로 제거하기 이전에는 조직속에서 이물질로 남아있는 것을 말한다.

비흡수성 봉합사는 silk, cotton, linen 과 같은 천연소재로 만들거나, polyester, polyamide, polypropylene, polyethylene 과 같은 합성 소재로 만들어진다. 천연소재로 만들어진 봉합사는 지금도 널리 사용되고 있지만 합성소재로 만들어진 봉합사에 비해 조직반응성과 감염율이 높고 시술성이 나쁜 단점을 가지고 있기 때문에 그 사용량이 감소하는 추세이다.

합성 흡수성 봉합사로는 두가지 종류가 상품화되었는데 모두  $\alpha$ -hydroxyacetic acid의 일종인 글리콜산(glycolic acid)과 젖산(lactic acid)을 소재로하여 제조하고 있다. 미국 American Cyanamid사는 세계최초로 polyglycolide 를 사용하여 흡수성 봉합사를 상품화하였으며(상품명 : Dexon®) 미국 Ethicon사는 공중합체 poly(glycolide-co-lactide)를 1975년에 상품화하였다(상품명 : Vicryl®). 또한 세계 세번째로 일본의 메디칼사 플라이사가 PG를 원료로 하여 1987년부터 "Medifit" 라는 상품명으로 봉합사를 생산하고 있다. 그외로 여러 가지 생체분해흡수성 합성고분자가 흡수성 봉합사의 후보로서 연구되고 있으며, 그중에 Ethicon사의 polydioxanone(상 품 명 : PDS®) 과 American Cyanamid 사의 glycolide공중합체(상품명 : Maxon®)가 1980년대에 들어 상품화되었다.

또한 봉합사는 단사나 합사의 형태로 제조된다. 합사는 미세한 가닥의 섬유를 여러가닥 모아 땀거나(braided), 꼬인(twisted) 또는 스펀(spun)사의 형태로 제조되며 취급성을 높이기 위하여 왁스, 실리콘 또는 고분자를 코팅하기도 한다. 외과적으로 이용되는 봉합사는

표 1. 수술용 봉합사의 종류

구분	상 품 명	제조회사	소 재	형 태
흡수성	Cat gut	Ethicon등	Cat gut	Multifilament Twisted
	Collagen	Ethicon	Reconstituted Collagen	Multifilament Braided
	Dexon	Davis & Geck	poly(glycolide)	Multifilament Braided
	Vicryl	Ethicon	poly(glycolide-lactide)	Multifilament Braided
	Medifit	Medical supply	poly(glycolide)	Multifilament Braided
	PDS	Ethicon	poly(dioxanone)	Multifilament Monofilament
	Maxon	Davis & Geck	poly(glycolide-trimethylenecarbonate)	Monofilament
	Monocryl	Ethicon	poly(glycolide-caprolactone)	Monofilament
비흡수성	Dermal	Ethicon	Silk	Twisted Multifilament
	Surgical Cotton	Ethicon	Cotton	Twisted Multifilament
	Linen	Ethicon등	Linen	Twisted Multifilament
	Dacron	Davis & Geck	Polyester	Braided Multifilament
	Mirafil	Braun	Polyester	Monofilament
	Mersilene	Ethicon	Polyester	Braided Multifilament
	Ethilon	Ethicon	Polyamide	Monofilament Braided
	Nurolon	Ethicon	Polyamide	Multifilament Core-Sheath
	Supramid	Austra	Polyamide	Core-Sheath
	Surgilene	Davis & Geck	Polypropylene	Monofilament
	prolene	Ethicon	Polypropylene	Monofilament
	Flexon	Davis & Geck	Stainless Steel	Twisted Multifilament

생체용화성과 기계적 성질에 의하여 선택되는데 조직과의 반응성은 감염발생율을 줄일 수 있기 때문에, 기계적 강도는 이물질 혼입과 상처 발생을 최소화할 수 있기 때문에 중요시 된다.

봉합사의 규격은 가닥의 반경에 따라 구분한다. 주로 USP(United States Pharmacopeia)나 EP(European Pharmacopeia)의 규격에 따라 구분하며 전자를 주로 사용한다. 표 2는 봉합사의 지름에 따른 규격을 나타내고 있다.<sup>1</sup>

## 3. 봉합사에 요구되는 물성

이상적인 수술용 봉합사의 조건은 다음과 같이 정의할 수 있다.

첫째, 적절한 강도를 갖추어야 한다. 이는 봉합사의 인장강도 뿐만아니라 조직내에서 각종 분해 효소들에 대한

표 2. 봉합사의 규격

USP 규격		EP 규격	봉합사 지름 (mm)	
천연흡수성 봉합사	비흡수성, 합성 흡수성 봉합사	흡수성, 비흡수성 봉합사	최소	최대
	11/0	0.1	0.01 ~ 0.019	
	10/0	0.2	0.02 ~ 0.029	
	9/0	0.3	0.03 ~ 0.039	
	8/0	0.4	0.04 ~ 0.049	
8/0	7/0	0.5	0.05 ~ 0.069	
7/0	6/0	0.7	0.07 ~ 0.099	
6/0	5/0	1	0.10 ~ 0.14	
5/0	4/0	1.5	0.15 ~ 0.19	
4/0	3/0	2	0.20 ~ 0.24	
3/0	2/0	2.5	0.25 ~ 0.29	
2/0	0	3	0.30 ~ 0.39	
0	1	4	0.40 ~ 0.49	
1	2	5	0.50 ~ 0.59	
2	3	6	0.60 ~ 0.69	
3	4	7	0.70 ~ 0.79	
4	5	8	0.80 ~ 0.89	
5	6	9	0.90 ~ 0.99	
6	7	10	1.00 ~ 0.09	

내구성과 창상 유형에 따른 적절한 기간의 물리적특성(조직긴장도)에 대한 내구성이 필요하다. 특히 흡수성 봉합사의 경우 봉합사의 강도 감소속도는 상처가 치유되는 속도보다 빨라서는 절대 안된다.

둘째, 봉합사는 생체에 대해 이물질이므로 가능한 생체 적합성이 양호하여야 한다. 즉 불필요한 조직반응을 일으키지 않아야 한다. 흡수성 봉합사의 경우 그 자체 혹은 그 분해물이 불필요한 조직반응의 인자로 작용해서도 안된다.

셋째, 흡수성 봉합사는 상처가 치유된 다음에 가능한 빨리 흡수되어야 한다. 이 흡수과정이 늦어질 경우 봉합사는 조직반응을 일으키는 감염원으로 작용하게 된다.

넷째, 상처치유 과정과 더불어 의료수술시 취급이 간편하여야 한다. 봉합사는 가능한 부드럽워야 하며 쉽게 매듭을 지을 수 있어야 하고, 일단 지어진 매듭은 풀리지 않아야 한다. 이외에 장기적 경과로 인한 암 유발인자 혹은 촉진인자로 작용해서는 안되고 동시에 혈관기능 폐쇄 등의 요인이 되어서는 안된다. 또한 가격이 저렴하고 그 적용범위가 넓어야 한다. 따라서 봉합사의 성능을 평가하는 중요한 인자를 정리하면 다음과 같다.

- ① 기계적 성질
- ② 조직 반응성(생체 적합성)
- ③ 취급성
- ④ 생체 분해성(흡수성 봉합사의 경우)

### 3.1 기계적 성질

봉합사에 요구되는 중요한 성질 중의 하나는 상처가 치유되기까지 적절한 강도를 유지하는 것이다. 이는 봉합사의 직선인장강도(straight-pull strength) 및 매듭인장

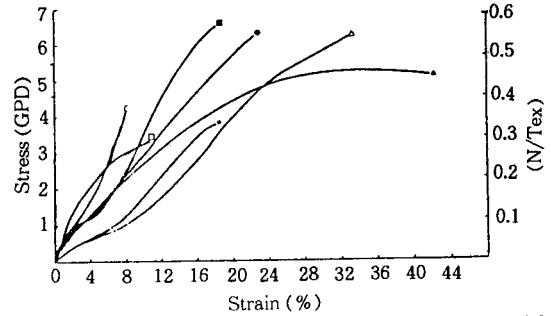


그림 1. Stress-strain curve of 2-0 suture materials. ○-Mesilene; ●-Dexon; □-Silk; ■-Vicryl; △-Ethilon; ▲-Prolene; \* -Nurolon.

표 3. Mechanical Properties of Suture Materials

Suture (2-0)	Yield Stress (GPD)	Breaking Stress (GPD)	Yield Strain (%)	Breaking Strain (%)	Modulus of Elasticity	Specific Work of Rupture (N/Tex) × 10 <sup>-2</sup>
Dexon	0.80(0.77)	6.30(6.2)	1.9(1.9)	22.6(26.3)	55(53)	6.63
Vicryl	0.97(0.98)	6.55(6.28)	1.8(1.9)	18.4(20.8)	67.5(64)	5.46
Mersilene	1.20(1.25)	4.20(4.08)	2.7(2.9)	8(8.2)	53(47.5)	1.32
Silk	1.33(1.22)	3.43(3.35)	1.9(1.90)	11.5(13.1)	79.0(78.5)	2.36
Nurolon	0.34(0.325)	3.80(3.75)	1.6(1.8)	18.2(21)	21.0(19.5)	2.80
Ethilon	0.41(0.38)	6.25(5.88)	2.2(2.4)	33(37)	20.0(19.0)	8.96
Prolene	0.52(0.40)	5.14(5.0)	1.2(1.2)	42(43.2)	58.5(38.5)	14.69

\* Data from yarn grip tests except those parentheses which are from conventional grip tests.

† 1GPD=0.08825 N/Tex.

강도(knot-pull strength)로 평가될 수 있다.<sup>2</sup> 그림 1과 표 3은 몇몇 중요한 봉합사의 stress-strain curve 및 인장강도 특성을 나타낸 것이다. 일반적으로 매듭인장강도에 비해 직선인장강도의 측정이 측정의 편리함 때문에 많이 사용되고 있음에 비해, 봉합사가 수술시 매듭을 지어 사용되므로 매듭인장강도의 측정은 보다 실제 상황과 유사한 측정법이라 하겠다. 직선인장강도와 매듭인장강도는 서로 비례관계에 있으나 절대치를 비교해보면 매듭인장강도가 직선인장강도에 비해 40% 정도 낮게 측정되는 경우도 있다.<sup>3</sup> 측정조건의 변수는 측정상태에서도 찾아볼 수 있다. 즉 건조된 상태에서 측정하느냐 젖은 상태에서 측정하느냐에 따라 상이한 강도를 나타내게 되는데, 후자의 경우 0.9%의 생리식염수에 22℃, 24시간 침지시킨 후 측정하게 된다. 이와 같이 봉합사의 강도는 측정조건에 따라 커다란 차이를 보이므로 실험에 사용된 측정방법 및 조건, 봉합사의 굵기, 강도를 표시하는 단위 등을 정확히 명기하는 것이 중요하다 하겠다.

비흡수성 봉합사와는 달리 흡수성 봉합사는 상처가 치유됨에 따라 강도가 서서히 감소하므로 시간의 경과에 따른 강도의 변화를 측정하는 것이 필수적이다. 이 측정엔 체외(in-vitro)측정과 체내(in-vivo)측정의 2가지로 대

별된다.

In-vitro 측정은 생체와 유사한 실험실적 조건하에서 실시한다. 주로 유사인공체액을 이용하는데 실험자에 따라 조금씩 다른 조건에서 측정되고 있다. 일례로  $\text{Na}_2\text{HPO}_4$ 와  $\text{NH}_2\text{PO}_4$ 를 사용해 pH를 7.4로 맞춘 완충용액(buffer solution)에서 실시하는 경우 온도는  $37 \pm 2^\circ\text{C}$ 를 유지하며 일정기간에 걸쳐 시료를 채취한 후 강도특성을 평가한다.<sup>4</sup>

In-vivo 측정은 생체내에서 행하는 실험으로 주로 쥐와 토끼의 피하조직(subcutis)에 봉합사를 이식하여 실시한다. 일반적으로 상처치유에 필요한 최소한의 시간은 2주 정도인데 이 기간안에 봉합사의 강도가 감소하여서는 안 된다. 시료는 0, 7, 14, 21, 28일 이후 동물로부터 채취하며 Instron testing machine 으로 강도를 측정한다.<sup>5</sup> 측정조건은 동물의 종류, 시술되는 조직의 종류, 봉합사의 굵기 및 기타 측정조건에 따라 상이한 결과가 나타나게 된다.

봉합사 자체의 강도측정 외에 봉합부위의 조직강도를 측정하는 방법도 발표되고 있다.<sup>6</sup> Rodeheaver 등은 Hartley guinea pig의 등쪽을 척추방(paravertebral)부터 피부근층(panculus carnosus)까지 절개한 후 봉합하고, 일정기간이 지난 후 상처봉합 부위와 평행하게 조직을 떼어내 clip을 사용해 조직강도를 측정하였다.

### 3.2 조직 반응성

생체에 대해 이물질인 봉합사는 여러 종류의 조직 반응을 수반한다. 조직 반응을 일으키는 인자는 크게 두 가지로 나누어지는데, 물질특성에 의한 이물질반응(foreign body reaction)과 외상(trauma)에 기인한 감염작용(inflammatory reaction)으로 대별된다. 이와 같은 조직 반응은 그 반응 정도에 따라 다음과 같은 현상을 수반하게 된다.

첫째, 조직 반응이 심할 경우 상처 주위의 조직이 약화되며 이로 인해 봉합된 부위의 강도를 급격히 떨어뜨릴뿐 아니라 봉합사 자체의 강도도 약화시킨다.

둘째, 부종(edema)이 생성되어 상처치유를 지연시킨다.

셋째, 육아종(granuloma) 혹은 농루(sinus)의 형성 원인이 된다. 특히 육아종은 차후 만성 감염원으로 작용하기도 한다.

넷째, 감염경로를 제공한다. 이는 주로 봉합사의 감염이 그 원인인데 그 결과 농루를 형성하는 원인으로 작용한다. 그러나 봉합사의 감염에 기인한 정확한 감염경로는 아직 명백히 밝혀져 있지 못한 실정이다.

조직반응을 일으키는 원인은 봉합사의 화학성분에 기인하는 바가 크다. 즉 봉합사 자체 혹은 그 분해물의 생체적합성이 나쁠수록 더욱 많은 조직반응을 수반하게 된다. 이 외에 봉합사의 물리적 형태 또한 많은 영향을 미

치게 되는데, 단사형태의 봉합사에 비해 합사형태의 봉합사는 더욱 많은 조직반응을 일으킨다. 한편 봉합사의 흡수속도가 빠를 경우 조직반응은 더욱 왕성해지는 것으로 알려져 있다.

봉합사의 생물학적(biological)반응은 많은 연구에 의해 그 원인이 규명되고 있다.<sup>7,8</sup> 이를 크게 대별하면 조직형태학(cellular morphologic observation)과 효소조직화학(enzyme histochemistry)으로 나눌 수 있다. 전자는 조직반응의 정도와 크기를 현미경으로 관찰하여 관정하는 것이고 후자는 봉합사가 생체내에서 흡수되는 과정을 연구하는 것이다. 이와 같은 연구는 쥐나 토끼 등의 동물을 이용하게 되는데 주로 복부의 근육층에 봉합사를 이식한 후 그 변화를 관찰하게 된다, 동물 실험은 3일에서 3개월에 걸쳐 실시되는데, 최초 3일은 조직 반응이 가장 왕성한 시기이며 3개월은 조직 반응이 거의 마무리되는 단계이다.

조직반응에 대한 평가는 정규 조직학적 검사로 이루어진다. 조직반응 정도를 평가하는 기준은 여러 가지 방법이 사용될 수 있으나 가장 보편적인 방법은 Sewell 등이 제안한 방법이다.<sup>9</sup> 이 방법은 각각의 조직세포에 의한 조직반응에의 기여도 및 조직 반응 정도를 함께 고려하여 염증반응의 정도를 표시하는 방법이다. 봉합사의 생물학적 반응은 조직 반응외에 발암성(carcinogenicity), 항혈전성(thrombogenicity), 신진대사(metabolism), 기형학(teratology), 알레르기성(allergenicity), 종양형성(tumorigenicity) 등의 인자들이 장기적으로 평가되어야 하며 이의 바탕하에 적절한 봉합사를 선택함이 바람직하다 하겠다.

### 3.3 봉합사의 취급성

의료시술의 관점에서 봉합사는 시술이 간편하여야 하고 안정된 매듭을 형성하여야 한다. 이는 취급성 및 매듭성으로 평가할 수 있다.

봉합사의 취급성을 평가하는 인자로는 stiffness, tissue drag 및 flexibility로 나누어 생각할 수 있다, stiffness가 높은 봉합사는 매듭을 형성하기가 어렵고 또한 작은 혈관의 점속과 같은 미세한 부분의 시술에 이용할 수 없다. 이와 같은 봉합사는 매듭안정성을 높이기 위해 많은 양의 매듭을 지어 사용하게 되는데 이는 조직반응을 유발하는 요인이 되기도 한다. 봉합사의 stiffness를 평가하는 방법은 loop method, dynamic vibration method, torsional stiffness 등 여러 가지 방법이 알려져 있으나 마지막 방법만이 자세히 소개되고 있다.<sup>10</sup> 이 방법에 의하면 stiffness는 탄성 모듈러스와 moment of inertia의 곱으로 평가되고 있다.

두번째 인자인 tissue drag는 봉합사가 조직내에서 얼마나 부드럽게 시술되는가에 대한 평가이다. 이는 시술의 간편성 뿐만아니라 시술시 불필요한 상처유발에 대한 평

가이기도 하다. 방법은 쥐나 토끼의 등쪽 피부 밑에 봉합사를 이식한 후 한쪽 끝을 strain gauge로 일정하게 당기면서 그때 소요되는 힘을 측정함으로써 이루어진다.<sup>11</sup>

마지막 인자인 flexibility는 봉합사의 마찰계수를 측정함으로써 평가된다. 마찰계수가 높은 봉합사는 매듭형성이 떨어져 보다 많은 매듭을 필요로 하게 된다. 일반적으로 봉합사는 오일등으로 코팅되어 사용되는데 이는 코팅된 봉합사가 코팅되지 않은 봉합사에 비해 마찰계수가 적기 때문이다. 마찰계수의 측정은 Instron을 이용하여 봉합사를 매듭지을 때 필요한 힘을 측정하는 방법과 혹은 봉합사 두 줄을 몇 차례 꼬은 후 한쪽 실에 일정한 하중을 가하고 다른 쪽 실을 잡아당길 때 필요한 힘을 측정하는 방법이 쓰이고 있다.

상처치유 과정에서 봉합된 부위가 붕괴되는 경우가 있는데 이는 매듭의 절단, slippage 및 풀림 등의 현상에 기인한다. 흔히 봉합사의 매듭은 매듭 바로 옆 부위와 더불어 가장 취약한 부분으로 알려져 있다. 매듭안정성은 매듭강도, knot slippage 및 완전한 매듭에 필요한 매듭 횟수를 측정함으로써 평가될 수 있다.

최근 단사봉합사의 특성에 맞는 매듭 방법도 여러 가지로 제안되고 있다. 그림 2는 Tera 등에 의해<sup>12</sup> 제안된 여러 가지 매듭 방법인데 각각의 매듭방법에 따라 상이한 매듭강도를 나타내게 된다. 매듭강도는 매듭형성 후 Instron을 이용하여 절단시의 강도로 나타내게 된다. 매듭의 미끄러짐성도 Instron에 의해 평가되는데 매듭을 Instron으로 당겼을 때 3.0 mm 이상 미끄러지지 않고 파괴되면 미끄러짐이 적고 안정된 봉합사라 평가한다. 봉합사의 매듭에 관계되는 특성은 마찰계수와 상호 연관관계를 갖고 있다. 그러나 봉합사의 종합적인 성능을 평가하기 위해서는 앞에서 기술한 모든 항목이 적절히 평가되어야 할 것이다.

#### 4. 흡수성 봉합사의 생체분해성

가장 이상적인 흡수성 봉합사란 서두에서 언급하였듯이 상처치유 후 생체내에서 빨리 흡수되는 재료일 것이다. 생체에 이식된 봉합사는 체액(body fluid)에 노출되게 되는데, 체액은 단백질, 효소, 염 등으로 구성되어 있다. 따라서 이들 물질의 흡착(absorption), 젖음(wetting), 가수분해(hydrolysis)작용에 의해 봉합사의 분해 및 흡수가 이루어진다.

콜라겐과 같은 천연 고분자의 분해는 주로 효소에 의한 단백질의 절단으로 일어나며 지방족 폴리에스터 같은 합성고분자는 가수분해 혹은 esterase와 같은 효소에 의해 일어나게 된다.<sup>13,14</sup> 그림 3은 이 과정을 시간의 변화에 따른 강도의 변화로 나타낸 것이다. 폴리글리콜리드를 원



그림 2. 여러 가지 매듭의 형태를 나타내는 universal code.

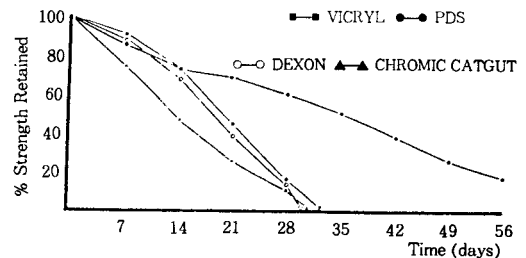
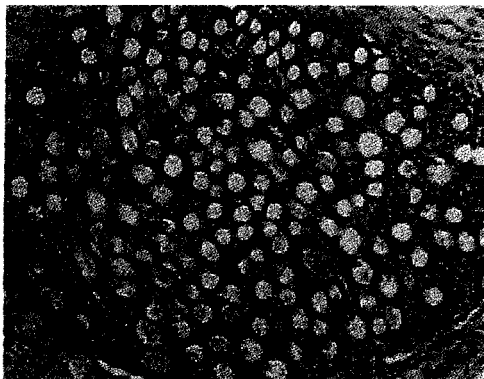


그림 3. In-vivo breaking strengths of suture materials.

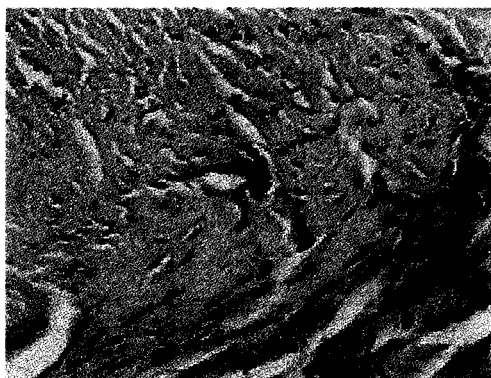
료로 하는 흡수성 봉합사는 순수한 가수분해 과정만을 통해 흡수되게 되는데 Makino 등은<sup>15</sup> 이 과정이 esterase, trypsin, chymotrypsin 등에 의해 가속화된다고 보고하고 있다. 일반적으로 합성 흡수성 봉합사의 분해과정은, 체액에 의한 순수 가수분해에 의해 고분자가 단량체로 분해되고 이 단량체가 분해효소에 의해 이산화탄소, 물 등으로 흡수된다고 알려져 있다. 그림 4는 이와 같은 과정을 나타내는 사진으로, 폴리글리콜리드를 원료로 하는 흡수성 봉합사의 생체이식후 3일 및 3개월 경과시의 봉합사 단면모습을 보이고 있다. 생체내에 이식 3개월후에는 봉합사의 모습이 완전히 사라지며 또한 가수분해되어 생체내에 흡수되었음을 보이고 있다.

분해 및 흡수과정에 영향을 미치는 인자로는 봉합사의 화학조성, 결정화도, 봉합사의 살균방법, 조직의 종류, 상처의 형태, pH 등을 들 수 있다.

봉합사의 화학조성에 따라 흡수는 커다란 차이를 보이게 되는데, 젖산을 원료로 하는 폴리락티드는 1년 정도



(a)



(b)

그림 4. 생체내에 이식된 흡수성 봉합사의 3일 및 3개월 경과후의 단면 사진.

의 흡수기간을 갖는데 비해 폴리글리콜리드와 폴리디옥사논은 각각 120일, 180일 정도의 흡수기간을 갖는다. 봉합사의 분해는 비결정성 부분에서 먼저 일어나고 다음에 결정성 부분이 분해된다. 따라서 봉합사의 분해시간에 따른 결정화도를 측정해 보면 초기에 결정성부분이 증가하다 결정이 분해되는 후반부에 결정화도가 감소하게 된다.<sup>16</sup> 이 원리를 이용하여 봉합사를 annealing처리 하게 되면 가수분해에 강한 봉합사를 제조할 수 있게 된다.

봉합사는 방사선 조사나 에틸렌옥사이드로 살균하여 사용된다. 이 과정에서 전자의 경우 분자쇄의 절단이나 가교반응을 수반하게 되는데 이로 인해 봉합사의 흡수속도가 빨라지게 된다.<sup>17</sup> 일반적으로 2.5 Mrd 정도의 감마선을 조사하면 물성에 큰 영향을 미치지 않고 살균효과를 얻을 수 있다고 보고되고 있다. 조직반응에서 언급한 바와 같이 상처조직내에 새로운 감염반응이 일어나게 되면 흡수속도에 영향을 미치게 된다. 흔히 박테리아의 흡착에 의해 속도가 늦어지게 되는데 박테리아의 양과 종류에 따라 영향을 미친다. 실제로 폴리글리콜리드 봉합사에 박테리아가 흡착된 경우 박테리아의 pH와는 무관하게 흡수

속도가 늦어지는 것으로 보고되고 있다.<sup>18</sup>

봉합사의 가수분해에 영향을 미치는 중요한 인자로 pH를 들 수 있다. 생체내 위액은 0.9~1.5, 취장은 8.2, 방광은 4.5~8.0정도의 pH를 갖는다. 일반적으로 가수분해는 산에 의해 촉진되게 되므로, 시술시 적용하는 부위에 따른 가수분해속도 변화를 고려하여 적절한 봉합사를 선택하여야 한다. 또한 Chu에 의하면 알카리 용액이 산용액에 비해 가수분해에 더 큰 영향을 미친다고 보고하고 있다.<sup>19</sup>

## 5. 최근의 연구 동향

### 5.1 단사(Monofilament)형 봉합사

합사(multifilament)형 봉합사에 존재하는 섬유간 틈새는 박테리아 감염의 경로를 제공한다. 즉 섬유틈새에 끼인 박테리아는 백혈구에 의한 작용을 받지 않아 조직 감염을 확산시키는 역할을 하게 된다. 이에 반해 단사형 봉합사는 매끈한 표면으로 인해 보다 적은 조직반응을 나타낸다.

Ethicon사는 p-dioxane-2-one을 diethyl zinc의 존재하에 개환중합하여 polydioxanone을 제조하였다(상품명: PDS<sup>®</sup>). 용융방사에 의해 단사형 봉합사로 제조되는 이 봉합사는 polyglycolide에 비해 매우 유연하여 매듭지어 사용하기 용이하다. 이 봉합사는 다른 흡수성 봉합사에 비해 분해저항성이 커 생체내에서 6주 정도의 강도 유지 기간을 가지며 완전히 흡수되는데 약 1년이 소요된다(그림 A).

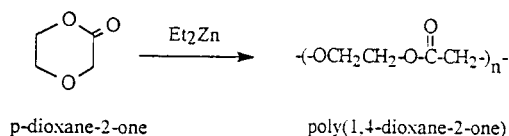


그림 A

American Cyanamid사는 Trimethylene carbonate와 Glycolide를 SnCl<sub>2</sub> 촉매하에서 중합하여 블록 공중합체를 제조하였다. 이 봉합사는 polyglyconate로 알려져 있는데 PDS와 같이 단사형 봉합사로 제조된다(상품명: Maxon<sup>®</sup>). 이 봉합사는 취급성 및 매듭안정성이 vicryl이나 PDS에 비해 우수한 것으로 알려져 있으며 이 봉합사를 사용하여 시술할 경우 조직 반응이 상당히 감소하는 것으로 알려져 있다(그림 B).

Allied-Signal사는 1990년 trimethylene carbonate와 dimethyl trimethylene carbonate를 공중합하여 random 혹은 block형 공중합체를 제조하였다. 이 중합체로 제조된 단사형 봉합사는 3~5g/d의 강도 및 30~90g/d의 탄성율을 나타내었다(그림 C).

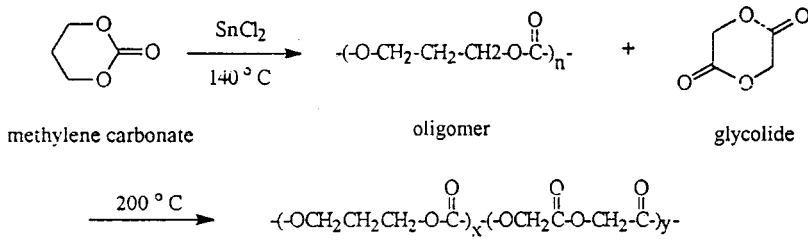


그림 B

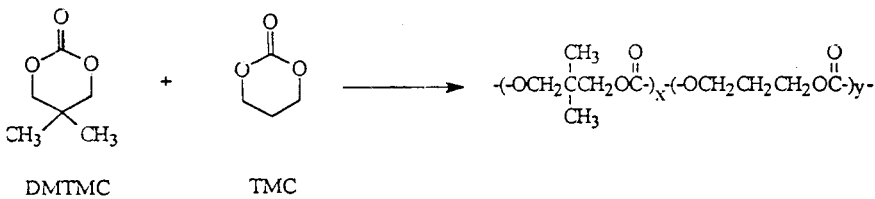


그림 C

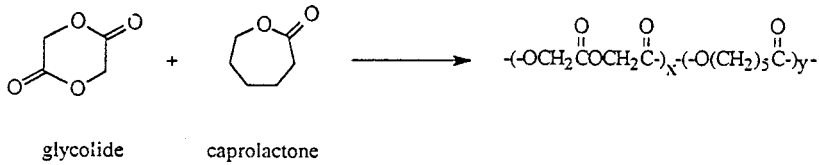


그림 D

Ethicon사는 1993년에 glycolide와  $\epsilon$ -caprolactone을 공중합한 monocryl이란 단사형 봉합사를 제조하였다. 이 봉합사의 체내강도 유지 기간은 3주 정도이고 체내흡수속도는 polyglycolide에 비해 빠르다(그림 D).

### 5.2 Coated Suture

일반적으로 봉합사는 실리콘이나 왁스와 같은 물질로 코팅하여 사용하는데 이는 시술성 및 취급성을 향상시키기 위해서다. 그러나 때로 코팅물질이 벗겨져나와 염증반응을 일으키는 원인을 제공한다. 이를 방지하기위해 코팅제와 봉합사간의 접착을 증가시키는 노력이 이루어지고 있다.

Messier와 Rhum은 고분자량의 polycaprolactone을 사용하여 polyglycolide 봉합사를 코팅하였다.<sup>20</sup> Polycaprolactone 용액에 봉합사를 12초에서 3분간 침지한 후 공기로 건조하여 코팅하였으며 얻어진 봉합사는 취급성이 우수하고 조직반응이 감소하였다.

Bezwada는  $\epsilon$ -caprolactone, glycolide 및 glycolic acid의 공중합체를 코팅제로 사용하였을 경우 pliability와 매듭안정성이 동시에 향상된다고 보고하고 있다.<sup>21</sup>

### 5.3 Composite Suture

새로운 봉합사 소재를 개발하는 것은 매우 어렵다. 이는 새로운 소재의 안정성을 증명하기가 매우 어렵고 또한 많은 시간이 소요되어 제품으로의 허가를 얻기가 어렵기 때문이다. 최근 기존에 개발된 소재들의 장점만을 살펴보다 나은 물성을 얻고자하는 composite suture의 연구가 진행되고 있다.

Galletti는 vicryl 흡수성 봉합사를 poly-D,L-lactide와 poly-2,3-butylene malate의 1:1 혼합물로 코팅한 composite suture를 개발하였다.<sup>22</sup> 이 봉합사는 vicryl 봉합사에 비해 강도유지 기간이 길어 졌으며 염증반응 또한 감소하였다.

천연봉합사는 합성봉합사에 비해 염증반응이 일어나기

쉽고 또한 기계적 강도가 떨어진다. 그러나 가격이 싸기 때문에 아직도 많이 사용되고 있는 실정이다. 따라서 이들의 장점을 살린 composite suture 가 주목받고 있는데, Shalaby는 천연봉합사인 silk 를 소수성 thermoplastic elastomer로 코팅한 복합체를 제조하였다.<sup>23</sup> 얻어진 봉합사는 강도가 향상되었을 뿐만 아니라 염증반응 또한 감소 하였다.

#### 5.4 Drug Delivery Suture

봉합사에 약물을 첨가하여 상처부위의 봉합 뿐만 아니라 상처치료효과를 얻고자 하는 시도가 많은 관심속에 연구되고 있다. 일례로 항생제를 함유한 봉합사로 봉합된 상처부위는 염증반응이 줄어들며, 이로 인해 빠른 치유속도를 나타내게 된다.

Dunn은 polyvinylpyrrolidone과 iodine으로 이루어진 complex를 제조하였다.<sup>24</sup> 이 고분자는 수용성이며 생체 적합성이 좋은 소재로서, 생체내에서 서서히 iodine을 방출하여 항생효과를 나타낸다. 이 고분자는 polycaprolactone 등과 함께 섬유형태로 제조되어 봉합사로 사용되며 항생효과가 높은 것으로 알려지었다.

Allard와 Song 등은 약물과 고분자를 용융 혼합한 후 방사하여 봉합사를 제조하였으며<sup>25</sup> Guttman은 단사형 봉합사의 표면에 미세한 구멍을 형성한 후 이 곳에 약물을 코팅한 약물전달형 봉합사의 제조에 관해 보고하였다.<sup>26</sup>

## 6. 결 론

Tissue adhesive 및 staples와 같은 첨단 봉합용 소재의 개발에도 불구하고 봉합사는 여전히 중요한 상처봉합용 소재의 자리를 차지하고 있다. 이에 따라 새로운 봉합사 소재의 개발은 끊임없이 이어질 전망이다. 지난 20년간 봉합사는 다양한 소재의 개발로 인해 괄목할만한 물성의 향상을 가져왔다. 그러나 아직도 이상적인 봉합사가 되기에는 보완해야할 점이 많은 실정이다. 이와 같은 문제는 앞으로 composite suture나 coated suture와 같이 기존에 개발된 소재의 복합화 기술에 의해 극복될 전망이며, 새로운 봉합사 소재의 개발 및 drug delivery su-

ture와 같은 첨단 소재의 개발에 의해 발전이 가속화될 전망이다.

## 참 고 문 헌

1. C. C. Chu, "Survey of Clinically Important Wound Closure Biomaterials" in "Biocompatible Polymers, Metals, and Composites", Ed. M. Szycher, Technomic Publishing co., New York, pp. 447-523 (1983).
2. T. L. Taylor, J. Am. Podiatry Association, 65, 649 (1975).
3. I. Capperault, Clinical Materials, 4, 3 (1989).
4. J. Feijen, et al, J. Biomed. Mat. Res., 24, 1005 (1990).
5. W. V. Winkle, et al, Biological Response to Suture and Principle of Suture Selection, Ethicon Co (1976).
6. G. T. Rodeheaver, Surg. Gynecol. Obst., Dec, 153, 853 (1981).
7. W. G. Everett, prog. Surg., 8, 14 (1970).
8. C. A. Homsy, J. Biomed. Mat. Res., 2, 215 (1968).
9. Sewell, et al, Surg. Gynecol. Obst., 100, 483 (1955).
10. D. Holmund, et al, Suture and Techniques for Wound Closure, New York (1978).
11. G. T. Rodeheaver, J. Surg. Res., 35, 525 (1983).
12. H. Tera, et al, Acta Chir. Scand., 142 (1), 1 (1976).
13. K. Jamshidi, et al, Adv. Biomater., 6, 227 (1986).
14. T. N. Salthouse, et al, Surg. Gynecol. Obst., 142, 544 (1976).
15. K. Makino, et al, Chem. Pharm. Bull., 33, 1195 (1985) (1984).
16. C. C. Chu, Transactions of the 7th Annual Meeting of the Society for Biomaterials, Vol IV, New York, 65 (1981).
17. C. C. Chu, et al, J. Appl. Polym. Sci., 30 3133 (1985).
18. D. F. Williams, J. Biomed. Mater. Res., 14, 329 (1980).
19. C. C. Chu, J. Biomed. Mater. Res., 16, 117 (1982).
20. K. A. Messier and J. D. Rhum, U. S. Patent 4,624,256 (1986).
21. R. S. Bezwada, et al, U. S. Patent 4,994,074 (1991).
22. P. M. Galletti, et al, Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs, 30, 399 (1984).
23. S.W. Shalaby, et al, U. S. Patent 4,461,298 (1984).
24. R. L. Dunn, et al, ACS Polym. Mater. Sci. Eng., 51, 28 (1984).
25. S. J. Allard, et al, Eur. Patent 0,422,820 (1991).
26. H. Guttman, et al, Isreal Fiber Institute Reports.