

# 수종의 봉합사의 조직반응에 관한 비교연구

김재석 · 박준봉 · 이만섭 · 허 익

경희대학교 치과대학 치주과학교실

## I. 서론

외과적 시술의 최종단계인 봉합의 가장 중요한 기능은 창상 치유기간 동안 봉합된 조직이 스스로 유지될 때까지 창상연을 접합시키는 것이다. 기원전 5000년부터 수술 창상부에 봉합을 한 것으로 알려져 있으며 기원전 2000년에서 중세시대까지 뼈를 이용한 봉합침에 근막, 린넨, 돈모(pig's bristle), 체모, 갈대와 풀등을 봉합사로 이용하였다. 이후 견사, 면, catgut을 봉합사로 사용하였고 1940년대에 최초의 합성 봉합사인 nylon이 소개되었다. 이후 polyglycolic acid, polypropylene, polyethylene, polyglactin 910, expanded polytetrafluoroethylene(e-PTFE) 등이 개발되어 사용되고 있다<sup>1)</sup>.

봉합사는 크게 흡수성 봉합사와 비흡수성 봉합사로 구분되며 흡수성 봉합사는 catgut과 같은 흡수성 유기 봉합사와 polyglactin 910등의 흡수성 합성 봉합사로 구분된다. 비흡수성 봉합사는 silk와 같은 비흡수성 유기 봉합사와 e-PTFE와 nylon등의 비흡수성 합성 봉합사로 구분된다<sup>2, 3)</sup>.

Polyglactin 910은 치주영역에서 차폐막 고정에 널리 사용되고 있으며 glycolide와 lactide를 90:10으로 혼합한 중합체로서 점착력, 적절한 흡수 시간, 인장

력등의 성질을 증가시켰다<sup>4)</sup>. Polyglactin 910은 가수분해에 의해 흡수되며 60-90일에 완전히 흡수된다<sup>4)</sup>. Plain gut은 양의 소장 점막하조직의 교원질을 이용하여 제조하며 효소에 의한 단백질분해에 의해 흡수된다. Plain gut의 흡수속도는 혈류량에 영향을 받는다. 따라서 안면 근육에 매식된 plain gut은 사지의 괴하에 매식된 것에 비해 빨리 흡수되며 흡수속도는 매식된 부위에 따라 3일에서 14일까지 다양하게 나타난다<sup>7, 8)</sup>. e-PTFE는 재생술식에 있어 차폐막 봉합에 많이 이용되고 조직친화성이 뛰어나며 물리적 성질이 뛰어나다<sup>8, 9)</sup>. Nylon은 치주, 구강외과 영역에서 많이 사용되는 봉합사로서 polyamide polymer를 이용하여 제조하며 감염에 대한 저항성이 크고 장력이 크며 급성염증반응이 적다<sup>10-15)</sup>.

이상적인 봉합사의 요건으로 장력 유지능력, 결찰 유지능력, 우수한 조작성, 최소한의 조직반응, 감염에 대한 저항성과 적절한 흡수시간등이 있으며 여러 요건 중 조직반응에 대한 중요성이 대두되어 왔다<sup>1)</sup>. 봉합사의 구성성분이나 형태에 따라 조직반응은 여러 형태로 나타나 치유과정에 영향을 미치게 된다. 봉합 후 조직내에 잔존하는 봉합사는 생체내에 이물 반응을 야기하여 종종 염증으로 발현되기도 한다. 봉합 후에 나타나는 고도의 염증반응은 감염에 대한

조직의 저항에 영향을 미치며 최적의 창상치유를 방해하며 과도한 반흔조직을 형성하여 창상부위의 인장강도를 떨어뜨리며 감염에 대한 면역반응에 악영향을 미칠 수 있다<sup>15-17)</sup>. 또한, 봉합사의 결찰강도는 봉합사 재질의 물리적, 생화학적 성질뿐만 아니라 결체조직의 섬유밀도와 염증 정도에 의해 결정되는 것으로 알려져 있다.

따라서 조직반응이 적고 생체친화성이 높은 것이 이상적인 봉합사 조건 중 가장 중요하다고 할 수 있다.

본 연구의 목적은 치주수술에 사용하는 수종의 흡수성, 비흡수성 봉합사의 흡수시간과 조직친화성을 비교하여 봉합사로서의 기능을 평가하기 위한 것이다.

## II. 실험재료 및 방법

### 1. 연구 재료

흡수성 봉합사로는 polyglactin 910 (Coated Vicryl, undyed braided, #4-0, cutting needle FS-2, Ethicon, 미국)과 catgut (Plain gut, monofilament, #4-0, cutting needle P426, Ailee, 한국), 비흡수성 봉합사로 expanded polytetra-fluoroethylene (e-PTFE, Gore-Tex monofilament, size CV-4, reverse cutting needle RT-18, 3i, 미국)과 nylon (Monofilament nylon, #4-0, cutting needle NB434, Ailee, 한국)을 연구대상으로 하였다.

### 2. 실험동물

본 실험에서는 생후 5-6주된 평균 체중 150g 정도의 Sprague-Dawley 웅성 백서 10마리를 사용하였다. 실험기간동안 고형사료(도그라인, 대한사료공업)를 공급하였으며, 분리된 실내사육실에서 사육하였다.

### 3. 실험방법

#### 1) 외과술식

Sodium pentobarbital(40mg/ml) 0.5cc를 복강내주

사로 전신마취 하고 배면의 털을 제거한 후 절개하였다. #15 blade와 외과용 가위를 이용하여 배면의 피하로 부분충관막을 형성하고 4종의 봉합사를 1cm 간격으로 피하에 매식한 후, #4-0 nylon을 이용하여 봉합하였다.

#### 2) 술후 처치

세균 감염을 방지하기 위하여 수술 당일과 술 후 1, 2일에 Gentamycin 0.1cc를 근육내주사 하였고, 술 후 1주일에 봉합사를 제거하였다.

#### 3) 조직준비 및 분석

실험동물들은 술 후 3일, 1, 2, 4주에 각각 과량의 Sodium pentobarbital을 근육내주사하여 희생한 후 피하를 포함한 조직절편을 획득하였다. 10% neutral buffered formalin용액에 1주일간 고정하고, 파라핀에 포매하였다. 8 $\mu$ m 두께로 절편을 형성한 후, Hematoxylin-Eosin중염색을 시행하고 광학현미경으로 검경 및 분석하였다.

## III. 실험성적

본 연구에서 봉합사의 흡수는 형태학적 변화와 콜라겐의 유입정도로 평가하였으며, 조직친화성은 봉합사가 흡수되는 부위와 주위조직의 염증반응의 정도로 평가하였다.

### 1. Polyglactin 910과 주위조직의 반응

#### 1) 술 후 3일 소견

봉합사의 흡수가 일어나지 않아 봉합사의 형태를 그대로 유지하고 있었으며 봉합사 주위의 결체조직 주위에서 미약한 염증세포의 침윤이 관찰되었다(Fig. 1-1).

#### 2) 술 후 1주 소견

3주 소견과 유사하게 봉합사의 흡수가 일어나지 않아 형태가 그대로 유지되고 있었다. 결체조직 주위의 염증세포 침윤은 3일 소견과 유사한 소견을 보였다(Fig. 1-2).

### 3) 술 후 2주 소견

봉합사가 분열화되며 콜라겐의 유입이 관찰되나 봉합사의 형태는 유지되고 있었다(Fig. 1-3). 고배율 관찰시 봉합사 내부로의 염증세포 침윤이 보이며 주위의 결체조직내에 염증세포의 침윤은 미약하였다(Fig. 1-3a).

### 4) 술 후 4주 소견

봉합사의 흡수가 2주에 비해 더욱 진행되어 콜라겐의 유입과 봉합사의 분열화가 증가하였지만 봉합사의 형태는 유지되고 있었다(Fig. 1-4). 고배율 관찰시 미약한 염증세포의 침윤을 보이며 봉합사 주위의 섬유세포와 봉합사 내부로 다형핵거대세포, 임파구가 관찰되었다(Fig. 1-4a).

## 2. Plain gut과 주위조직의 반응

### 1) 술 후 3일 소견

봉합사의 흡수는 일어나지 않았다. 봉합사 주위의 결체조직에 주로 중성구로 구성된 극심하고 광범위한 염증세포의 침윤이 관찰되었다(Fig. 2-1).

### 2) 술 후 1주 소견

봉합사의 분해가 이루어지고 있었다(Fig. 2-2). 고배율 관찰시 봉합사 주위의 결체조직내에 중성구와 임파구 등의 염증세포가 광범위하게 침윤되어 있는 것이 관찰되었다(Fig. 2-2a).

### 3) 술 후 2주 소견

봉합사의 흡수가 진행되어 그 형태를 소실하였다. 흡수된 봉합사의 교원질섬유가 산재해 있는 것이 관찰되었다. 광범위하고 뚜렷한 염증반응이 관찰되었다(Fig. 2-3).

고배율 관찰시 다형핵 백혈구, 형질세포등이 관찰되었다(Fig. 2-3a).

### 4) 술 후 4주 소견

2주소견에 비해 봉합사의 흡수가 진행되어 봉합사의 완전한 흡수를 보이며 광범위한 탐식세포, 임파구

등의 염증세포가 침윤되어 있었다(Fig. 2-4).

## 3. Expanded polytetrafluoroethylene과 주위 조직의 반응

### 1) 술 후 3일 소견

봉합사 주위조직에 미약한 염증세포의 침윤이 관찰되었다(Fig. 3-1). 고배율 관찰시 다형핵백혈구가 관찰되었다(Fig. 3-1a).

### 2) 술 후 1주 소견

술 후 3일군과 유사한 소견을 보이며 봉합사 주위 결체조직에 미약한 염증세포 침윤 및 결체조직내 혈관의 분화를 관찰할 수 있었다(Fig. 3-2).

### 3) 술 후 2주 소견

미약한 염증세포의 침윤을 나타내었으며 봉합사 주위의 결체조직내 새로이 형성된 콜라겐 섬유 및 혈관의 분화가 더욱 이루어져 봉합사 주위의 육아조직이 치유되고 있음을 관찰할 수 있었다(Fig. 3-3).

### 4) 술 후 4주 소견

술 후 2주군과 유사하게 미약한 염증반응을 관찰할 수 있었다(Fig. 3-4). 고배율 관찰시 봉합사주위의 결체조직내 거대세포와 탐식세포 및 많은 적혈구가 관찰되었다(Fig. 3-4a).

## 4. Nylon과 주위조직의 반응

### 1) 술 후 3일 소견

봉합사 주위의 결체조직에 염증세포의 침윤이 미약하였다(Fig. 4-1). 고배율 관찰시 중성구와 형질세포가 관찰되었다(Fig. 4-1a).

### 2) 술 후 1주 소견

술 후 3일군에 비해 염증세포의 침윤이 미약하였으며 봉합사 주위 결체조직내에 새로 형성된 콜라겐 섬유를 관찰할 수 있었다(Fig. 4-2).

### 3) 술 후 2주 소견

술 후 1주군과 유사한 소견을 보이며 봉합사 주위의 육아조직내에 신생혈관 및 콜라겐 섬유를 관찰할 수 있었다(Fig. 4-3).

### 4) 술 후 4주 소견

미약한 염증세포의 침윤이 관찰되었으며 고배율 관찰시 2주 소견에 비해 증가된 신생혈관 및 일정하게 배열된 콜라겐 섬유의 주행을 관찰할 수 있었다(Fig. 4-4, 4a).

## IV. 총괄 및 고찰

이상적인 봉합사의 조건으로는 조직의 용이성, 결합의 유지, 장력의 유지 등의 물리적 성질뿐만 아니라 최소의 조직 외상, 비과민성, 감염에 저항성, 최소한의 염증반응등의 생물학적 성질이 있으며 흡수성 봉합사의 경우는 적절한 창상치유가 이루어질 때까지 유지되며 이후 예측성 있는 흡수를 보여야 한다<sup>18, 19</sup>. 이 중 봉합사의 조직친화성과 흡수성 봉합사의 흡수시간은 치주수술의 성공에 영향을 미치는 중요한 요소이다. 이에 치주수술에 사용하는 수종의 흡수성, 비흡수성 봉합사의 흡수시간과 조직친화성을 비교하여 봉합사로서의 기능을 비교, 평가하기 위하여 본 실험을 시행하였다.

모두에서 기술하였듯이 봉합의 가장 중요한 기능은 봉합된 조직이 외부의 자극이나 외상 등의 영향에 대해서 스스로 유지될 때까지 창상연을 접합시키는 것이다. 창상장력은 신생조직의 교원질에 의해 결정된다. 조직 창상 발생 후 45일 동안엔 창상장력이 실제로 증가하지 않는다. 이후 창상장력은 급격히 증가하여 술 후 15일에 최대점에 이르게 된다. 이후 창상장력은 술 전의 80-85%에 이르게 된다<sup>17</sup>. Sandberg와 Zederfeldt(1963)<sup>20</sup>는 토끼의 절개 창상 인장력은 15일에 2000g으로 최대가 된다고 하였고 Hiatt등(1968)<sup>21</sup>은 mongrel견을 대상으로 치유기간 중 판막 부착의 강도를 측정한 연구에서 술 후 3일에 판막을 치아와 골에서 분리시키는 데 225g, 1주일 후에는 340g, 2주에는 1700g의 장력이 필요했으며 이

때 판막을 치근표면에서 완전히 분리시키지 못했다고 보고하였다. Kersten등(1992)<sup>22</sup>은 치주 창상은 수술 후 2-3주까지 기계적 장력에 저항할 정도로 충분히 성숙되지 않기 때문에 봉합사의 조기 제거는 최적의 창상치유를 방해한다고 하였다.

Blumenthal(1993)<sup>23</sup>은 하악 2급 이개부병변의 치료를 위해 e-PTFE 차폐막을 사용하였고 술 후 4-6주에 차폐막 제거 시 e-PTFE 봉합사를 제거하였다. 그들은 치주조직의 재생을 최대화하기 위해서 봉합사와 차폐막의 염증에 의한 창상치유의 방해가 일어나지 않아야 한다고 하였다.

이와같이 봉합사는 창상치유초기기간동안 조직에 염증반응을 일으키지 않고 봉합된 부위에 위치되어야 하며 흡수성 봉합사의 경우 조직의 장력이 적정 수준에 이르는 술 후 2-3주까지는 완전히 흡수되지 않고 그 기능을 유지하여야 한다.

본 실험에서는 Sprague-Dawley 웅성백서를 실험 동물로 이용하였는데 Postlethwait등(1975)<sup>24</sup>은 쥐에서의 조직반응은 일반적으로 인체에서의 그것과 유사하다고 하였으며 Van Rijssel등(1989)<sup>25</sup>은 쥐에서 얻은 결과를 인간에 적용하는 것이 타당하다고 하였다. 봉합사의 흡수는 pH와 온도에 영향을 받기 때문에 종간의 체온차이가 실험결과에 영향을 미칠 수 있다. 쥐의 평균 체온은 101°F로 발열 상태에서의 인간의 체온과 유사하다<sup>6</sup>). 따라서, 온도관점에서 고려할 때 봉합사의 흡수시간을 쥐를 대상으로 실험하였을 때 인체에서 실험한 것과 유사한 결과를 얻을 수 있다고 추측할 수 있다. Chu와 Moncrief(1983)<sup>26</sup>은 pH가 수종의 흡수성, 비흡수성 봉합사의 기계적 성질의 안정성에 미치는 영향에 대한 연구를 통해 염기성 환경이 생리적 환경과 산성 환경에 비해 봉합사의 강도에 부정적 영향을 미친다고 보고하였다. Plain catgut은 염기성, 산성환경에서 polyglactin 910이나 polyglycolic acid에 비해 강도의 소실이 유의성 있게 빨리 나타났다. Chu(1982)<sup>27</sup>는 polyglactin 910의 분해에 pH가 미치는 영향에 대한 연구를 통해 pH 7.44에서 파절강도가 가장 컸으며 pH 10.09에서 파절강도의 소실이 가장 빨랐다고 보고하였다. 이는 polyglactin 910이 가수분해에 의해 흡수되기 때문에

산이나 염기의 촉매작용에 영향을 받지 않기 때문이라 하였다. 본 연구에서는 봉합사 매식부위에 급성 감염이 일어나지 않았기 때문에 실험환경의 pH가 봉합사의 흡수에 영향을 미치지 않았다고 추측된다.

Plain gut은 양이나 소의 소장 점막하조직의 교원 질로 제조하며 역사적으로 가장 오래됐고 잘 알려져 있는 봉합사이다. Plain gut은 봉합된 조직에 심한 염증반응을 일으키고 약 4-5일 동안 장력을 유지하며 14일에는 장력을 거의 소실하게 된다<sup>28, 19)</sup>. 또한, 감염이 존재하는 경우 장력이 급격히 감소하므로 점막과 같이 치유속도가 빠른 부위나 신속한 흡수가 필요한 경우에 사용될 수 있다<sup>29-31)</sup>.

Polyglactin 910은 lactide와 glycolide의 중합체이며 촉매제, 염색제, 화학적 조절인자가 반응에 관여한다. 형성된 중합체를 녹여 얇은 섬유로 뽑아낸 후 꼬인 모양을 형성하는데 이것은 봉합사의 조작성을 좋게 한다. 또한 봉합사를 자색으로 염색함으로써 시야를 향상시켰다. Polyglactin 910은 매우 높은 장력을 나타내며 약 30일 까지 장력의 50%를 유지한다<sup>7)</sup>. 봉합사의 흡수시간에 대해 Conn등(1974)<sup>5)</sup>은 토끼의 근육에서 polyglactin 910은 60일에 완전히 흡수된다고 하였으며 Craig등(1975)<sup>4)</sup>은 쥐의 피하에 polyglactin 910을 매식한 경우 90일에 완전히 흡수된다고 보고하였다. Polyglactin 910은 특별한 탐식작용 없이 가수분해에 의해 흡수되며 이로 인해 유기 봉합사에 비해 적은 조직 염증반응을 나타낸다<sup>18)</sup>. Gabel등(2000)<sup>32)</sup>은 피부의 생검시 nylon, polyglactin 910으로 봉합한 후 2주와 6개월 후에 감염, 열개, 발적, 반흔의 과형성을 비한 결과 두 봉합사간에 유의성 있는 차이가 없다고 보고하고 피부의 생검 부위에 흡수성 봉합사를 사용하는 것이 좋다고 하였다. Bakkum등(1995)<sup>33)</sup>은 쥐의 복막을 절개한 후 catgut, polyglactin 910으로 봉합하고 14일 후에 희생하여 조직검사를 시행하였는데 catgut에서 심하고 광범위한 염증반응을 보였으며 중성구의 높은 침윤을 보였다. 반면 polyglactin 910은 거대세포와 탐식세포의 높은 침윤을 나타냈으며 이는 봉합사의 흡수과정에서 세포들이 참여하기 때문인 것으로 보인다고 하였다. Sanz등(1988)<sup>19)</sup>은 봉합사를 매식한 후 5일까지

는 봉합사의 종류에 관계없이 염증이 존재하며 이후 만성염증기간동안 봉합사에 따라 염증반응의 정도에 차이가 있다고 하였다. Polyglactin 910은 경미한 염증반응을 보이며 술 후 10-28일 사이에 염증세포의 증가를 보였고 chromic catgut은 술 후 5일에서 28일에 걸쳐 심한 염증반응을 보이며 polyglactin 910에 비해 심한 염증반응을 보였다. 합성봉합사에 비해 유기봉합사가 심한 염증반응을 일으키는 이유는 합성봉합사는 가수분해에 의해 분해되는 반면 유기봉합사는 효소에 의한 단백분해로 흡수되기 때문이라고 하였다.

Nylon은 polyamide 중합체를 이용하여 제조하며 급성염증 반응이 적고 조직친화성이 우수하여 피부의 창상부위와 치주수술 시 많이 사용되고 있다<sup>10, 11)</sup>. Varma 등(1981)<sup>34)</sup>은 급성 감염이나 염증 시에 나타나는 주요 세포인 중성구가 nylon 사용 시 silk와 braided polyglycolic acid, catgut에 비해 급격히 감소한다고 보고하였다. Okamoto등(1990)<sup>35)</sup>은 수종의 비흡수성 봉합사가 발치와의 치유에 미치는 영향에 관한 연구를 통해 nylon을 사용한 군에서 점막과 치조와의 치유가 가장 양호하였으며 silk와 cotton을 이용한 군에서는 발치와의 치유가 매우 느렸음을 보고하였다.

e-PTFE 봉합사는 혈관, 정형외과영역에서 성공적으로 사용되었으며 치주영역에서 재생술식에 있어 많이 이용되고 있다. e-PTFE는 조작성, 장력, 결찰장력 등의 물리적 성질이 뛰어나고 조직친화성이 뛰어나며 감염에 대한 저항성이 강하다<sup>8, 9, 36, 37)</sup>. La Scala와 del Mar Lleo(1990)<sup>38)</sup>는 PTFE의 생체내, 생체의 실험을 통해 세균학적 특성을 연구하여 PTFE에 세균 부착이 적다고 보고하고 이 특성으로 인해 e-PTFE는 구강 내에서 더 장기간 유지될 수 있다고 하였다. Bellon등(1997)<sup>39)</sup>은 반흔성 탈장 부위에 e-PTFE 보형물로 치료한 경우 1-4년 후에 e-PTFE는 새로 형성된 조직으로 둘러 쌓여 있으며 감염이나 거부반응을 보이지 않았다고 보고하였다. Selvig등(1998)<sup>8)</sup>은 지속적인 감염이 존재하여도 e-PTFE는 염증반응이 적으며 치유-염증침윤의 육아조직형성로의 대체가 빠르다고 하였다.

본 연구에서 현미경적 소견을 통하여 plain gut은 전실험기간을 통해 지속적이고 광범위하며 뚜렷한 염증세포의 침윤을 관찰할 수 있었고 매식 1주일에 흡수가 시작되어 2주에는 그 형태를 소실하였으며 4주에는 거의 흡수되었다. Polyglactin 910, e-PTFE, nylon은 경미한 염증세포의 침윤을 나타냈다. Polyglactin 910은 2주에 흡수가 시작되었으며 4주까지 흡수가 서서히 진행되는 것이 관찰되었다. 이상의 결과를 토대로 polyglactin 910, nylon, e-PTFE는 조직친화성이 우수한 봉합사로 사료된다. 그러나, 실제 구강 내에는 항상 수분이 존재하고 감염성 환경(infectious environment)이므로 흡수성 봉합사의 흡수는 본 연구보다 빨리 일어날 것이며 봉합사에 따른 염증반응도 봉합사의 꼬임에 따른 세균의 침투의 증가 등으로 인해 본 연구와 다르게 polyglactin 910의 경우 염증반응이 더 심하게 일어날 수 있다. 따라서 향후에 인간의 구강을 모델을 통해 봉합사의 표면처리에 따른 염증반응의 정도, 흡수성 봉합사의 흡수시간, 봉합사의 결합유지 능력등에 관한 실험적 연구가 더 필요하다고 사료된다.

## V. 결론

본 연구는 수종의 흡수성, 비흡수성 봉합사를 웅성백서의 배면 피하에 매식한 후 주위조직과 이물 반응을 일으키지 않으며 염증반응 없이 조직친화성이 있는지와 흡수성 봉합사의 흡수를 비교, 평가를 위하여 시행하였다. 생후 5-6주된 평균 체중 150g의 Sprague-Dawley 웅성백서 10마리를 사용하였으며 polyglactin 910, plain gut, e-PTFE, nylon을 피하에 매식한 후 3일, 1, 2, 4주에 각각 희생시켜 조직학적으로 비교, 분석하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

### 1. 염증소견

Plain gut은 매식 3일에서 4주에 걸쳐 지속적이며 가장 심한 염증소견을 보였다. Polyglactin 910, nylon, e-PTFE는 경미한 염증세포의 침윤을 보였다.

## 2. 흡수시간

Plain gut은 매식 1주일에 흡수가 시작되었고 2주에는 그 형태를 소실하였으며, 4주에는 거의 흡수된 소견이 관찰되었다. Polyglactin 910은 2주에 흡수가 시작되어 4주까지 흡수가 서서히 진행되는 것이 관찰되었다.

봉합사는 조직친화성이 우수하며 창상치유기간 중 조직인장력이 최대에 이를 때까지 그 기능을 유지하여야 한다. 본 실험을 통하여 polyglactin 910, nylon, e-PTFE는 위의 조건을 충족시키므로 치주수술에 적합한 봉합사로 사료된다.

## VI. 참고문헌

1. Swanson, N. A., and Tromovitch, T. A. : Suture materials, 1980s : properties, uses, and abuses. *Int. J. Dermatol.*, 21 : 373-378, 1982.
2. Gutmann, J. L., and Harrison, J. W. : *Surgical endodontics*. Boston, Blackwell Scientific., 278-299, 1991.
3. Cohen, E. S. : *Atlas of cosmetic and reconstructive periodontal surgery*, ed 2. Philadelphia, Lea & Febiger, 9-30, 1994.
4. Craig, P. H., Williams, J. A., Davis, K. W., Magoun, A. D., Levy, A. J., Bogdansky, S., and Jones, J. P. : A biologic comparison of polyglactin 910 and polyglycolic acid synthetic absorbable sutures. *Surg. Gynecol. Obstet.*, 141 : 1-10, 1975.
5. Conn, J., Oyasu, R., Walsh, M., and Beal, J. : Vicryl (Polyglactin 910) synthetic absorbable sutures. *Am. J. Surg.*, 128 : 19-28, 1974.
6. Blomstedt, B., and Jacobson, S. : Experiences with polyglactin 910 (Vicryl®) in general surgery. *Acta. Chir. Scand.*, 143 : 259-263, 1977.
7. Macht, S. D., Krizek, T. J., and Conn, N. : Sutures and suturing-current concepts. *J. Oral. Surg.*, 36 : 710-712, 1978.

8. Selvig, K. A., Biagiotti, G. R., Leknes, K. L., and Wikesjö, U. M. E. : Oral tissue reactions to suture materials. *Int. J. Periodont. Res. Dent.*, 18 : 475-487, 1998.
9. Charbit, Y., Hitzig, C., Bolla, M., Bitton, C., and Bertrand, M. F. : Comparative study of physical properties of three suture materials: silk, e-PTFE (Gore-Tex), and PLA/PGA (Vicryl). *Biomed. Instrum. Technol.*, 33 : 71-75, 1999.
10. Silverstein, L. H. : Principles of dental suturing-the complete guide to surgical closure. *Montage media*, 16-17, 1999.
11. Postlethwait, R. W. : Long term comparative study of nonabsorbable sutures. *Arch. Surg.*, 171 : 892-899, 1970.
12. Lilly, G. E. : Reaction of oral tissues to suture materials. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.*, 26 : 128-133, 1968.
13. Lilly, G. E., Armstrong, J. H., Salem, J. E., and Cutcher, J. L. : part II. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.*, 26 : 592-599, 1968.
14. Lilly, G. E., Salem, J. E., Armstrong, J. H., and Cutcher, J. L. : Reaction of oral tissues to suture materials. part III. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.*, 28 : 432-438, 1969.
15. Van Winkle, W., and Hastings, J. C. : Considerations in the choice of suture material for various tissues. *Surg. Gynecol. Obstet.*, 135 : 113-125, 1972.
16. Sanz, L., and Smith, S. : Mechanisms of wound healing, suture material, and wound closure, strategies in gynecologic surgery. ed 1. New York, Springer, 53-76, 1986.
17. Tera, W., and Aberg, C. : Tissue strength of structures involved in musculo-aponeurotic layer sutures in laparotomy incisions. *Acta. Chir. Scand.*, 142 : 349-356, 1976.
18. Gabrielli, F., Potenza, C., Pudder, P., Sera, F., Masini, C., and Abeni, D. : Suture materials and other factors associated with tissue reactivity, infection, and wound dehiscence among plastic surgery outpatients. *Plast. Reconstr. Surg.*, 107 : 38-45, 2001.
19. Sanz, S. E., Patterson, J. A., Kanath, R., Willett, G., Ahmed, S. W., and Butterfield, A. B. : Comparisons of Maxon suture with Vicryl, catgut, and PDS sutures in fascial closure in rats. *Obstet. Gynecol.*, 71 : 417-422, 1988.
20. Sandberg, N., and Zederfeldt, B. : The tensile strength of healing wounds and collagen formation in rats and rabbits. *Acta. Chir. Scand.*, 126 : 187-196, 1963.
21. Hiatt, W. H., Stallard, R. E., Butler, E. D., and Badgett, B. : Repair following mucoperiosteal flap surgery with full gingival retention. *J. Periodontol.*, 39 : 1171-1176, 1968.
22. Kersten, B. G., Chamberlain, A. D. H., Khorsandi, A., Wikesjö, U. M. E., Selvig, K. A., and Nilveus, R. E. : Healing of infrabony periodontal lesion following root conditioning with citric acid and wound closure including an expanded PTFE membrane. *J. Periodontol.*, 63 : 876-882, 1992.
23. Blumenthal, N. M. : A clinical comparison of collagen membranes with e-PTFE membranes in the treatment of human mandibular buccal class II furcation defects. *J. Periodontol.*, 64 : 925-933, 1993.
24. Postlethwait, R. W., Willigan, D. A., and Ulin, A. W. : Human tissue reaction to sutures. *Ann. Surg.*, 181 : 144-150, 1975.
25. Van Rijssel, E. J. C., Smit, I. B., Brand, R., Admiral, C., and Trimbo, J. B. : Tissue reaction and surgical knots, the effect of suture size, knot configuration and knot volume. *Obstet. Gynecol.*, 74 : 64-68, 1989.
26. Chu, C. C., and Moncrief, G. : An in vitro evaluation of the stability of mechanical properties

- of surgical suture materials in various pH conditions. *Ann. Surg.*, 198 : 223-228, 1983.
27. Chu, C. C. : The effect of pH on the in vitro degradation of poly(glycolide lactide) copolymer absorbable sutures. *J. Biomed. Mater. Res.*, 16 : 117-124, 1982.
  28. Lawrie, P., Angus, G. E., and Reese, A. J. M. : The absorption of surgical catgut. *Br. J. Surg.*, 41 : 638-642, 1959.
  29. Howes, E. L., and Harvey, S. C. : The strength of the healing wound in relationship to the holding strength of catgut sutures. *N. Engl. J. Med.*, 200 : 1285, 1929.
  30. Aston, S. J. : The choice of suture material for skin closure. *J. Dermatol. Surg. Oncol.*, 2 : 57-64, 1976.
  31. Howes, E. C. : Strength studies of polyglycolic acid versus catgut sutures of the same size. *Surg. Obstet. Gynecol.*, 137 : 1520, 1973.
  32. Gabel, E. A., Jimenez, G. P., Eaglestein, W. H., Kerdel, F. A., and Falanga, V. : Performance comparison of nylon and an absorbable suture material (Polyglactin 910) in the closure of punch biopsy sites. *Dermatol. Surg.*, 26 : 750-752, 2000.
  33. Bakkum, E. A., Dalmeijer, R. A. J., Verdel, M. J. C., Hermans, J., Van Blitterswijk, C. A., and Trimbos, J. B. : Quantitative analysis of the inflammatory reaction surrounding sutures commonly used in operative procedures and the relation to postsurgical adhesion formation. *Biomaterials*, 16 : 1283-1289, 1995.
  34. Varma, S., Johnson, L. W., Ferguson, H. L., and Lumb, W. L. : Tissue reaction to suture materials in infected surgical wounds - a histopathologic evaluation. *Am. J. Vet. Res.*, 42 : 563-570, 1981.
  35. Okamoto, T., Gabrielli, M. F., and Gabrielli, M. F. : Influence of different types of non-resorbable suture materials on the healing of extraction wounds - a histologic study in rats. *J. Nihon Univ. Sch. Dent.*, 32 : 105-115, 1990.
  36. Garcia Paez, J. M., Carrera, A., Herrero, E. J., Millan, I., Rocha, A., Cordon, A., Sainz, N., Mendez, J., and Castillo- Olivares, J. L. : Influence of the selection of the suture material on the mechanical behavior of the biomaterial to be employed in the construction of implants, part 1: calf pericardium. *J. Biomater. Appl.*, 16 : 47-67, 2001.
  37. Schoenfeld, A., Barkay, Z., Rosenblatt, M., Rosenberg, Y., Ovadia, J., and Deutscher, G. : Expanded polytetrafluoroethylene patch versus braided polyester tape for the repair of incompetent cervix. *J. Am. Coll. Surg.*, 179 : 523- 528, 1994.
  38. La Scala, G., and del Mar Lleo, M. : Sutures in dentistry. Traditional and PTFE materials. *Dent. Cadmos.*, 58 : 54-58, 1990.
  39. Bellon J. M., Contreras, L. A., Sabater, C., and Bujan, J. : Pathologic and clinical aspects of large incisional hernias after implant of a polytetrafluoroethylene prosthesis. *World J. Surg.*, 21 : 402-406, 1997.

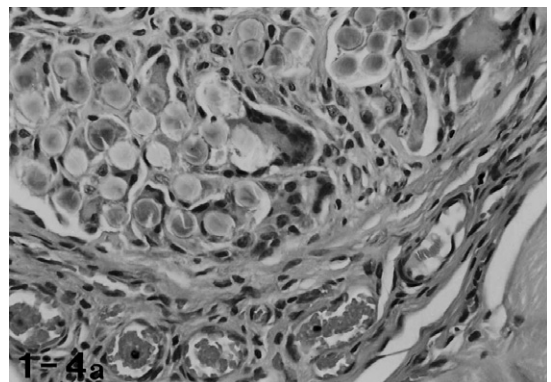
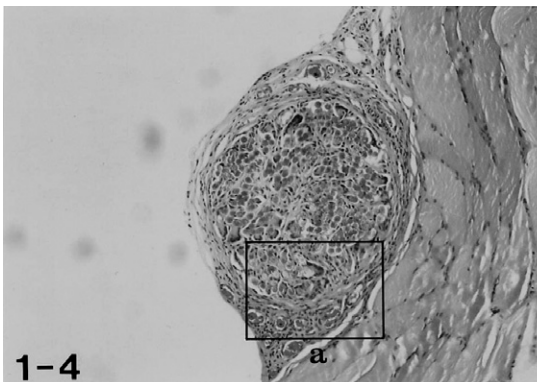
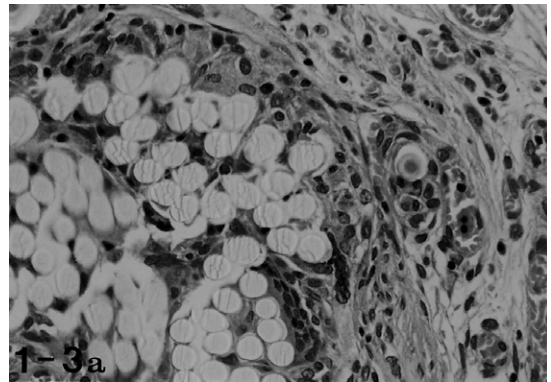
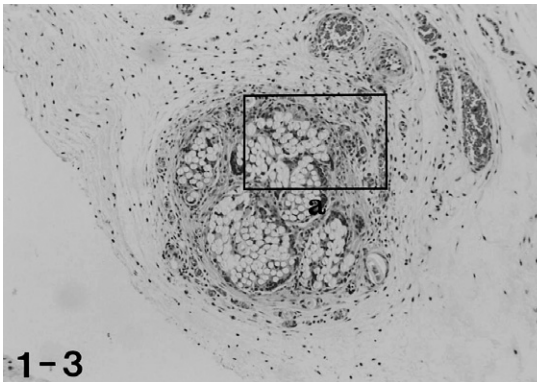
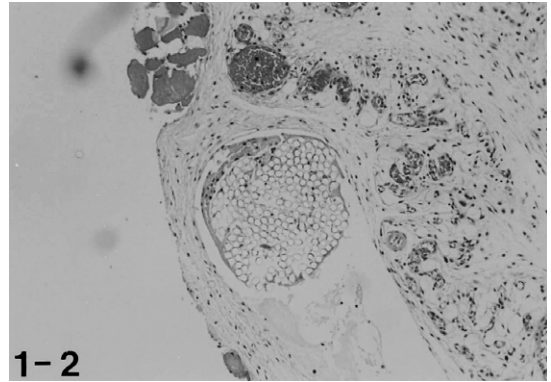
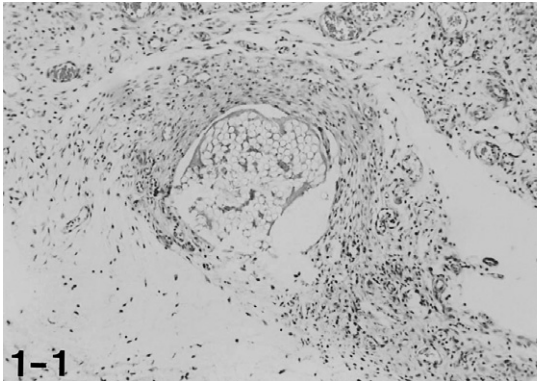


## 사진부도 설명

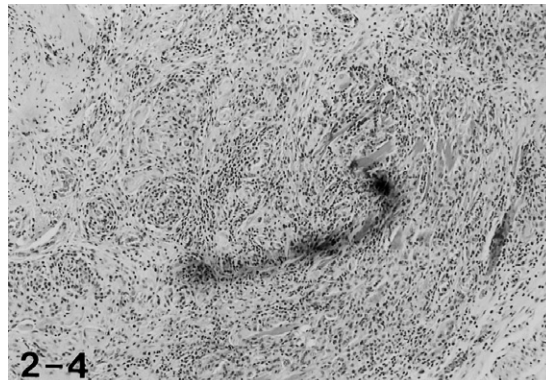
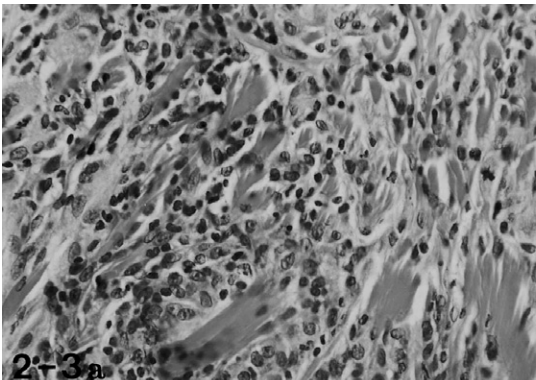
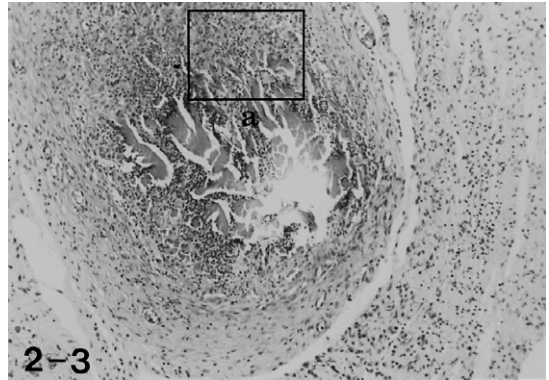
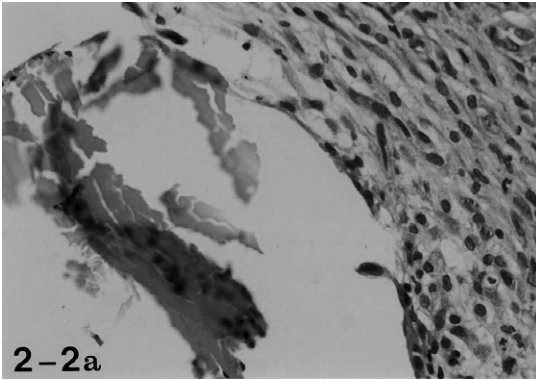
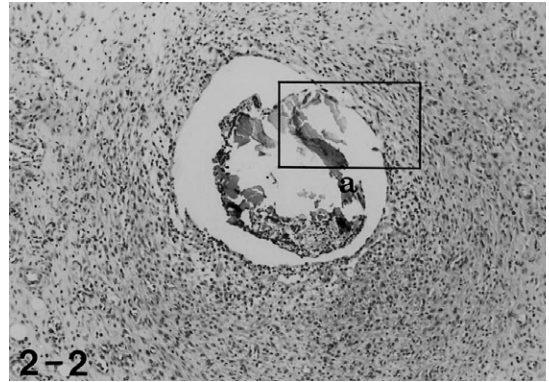
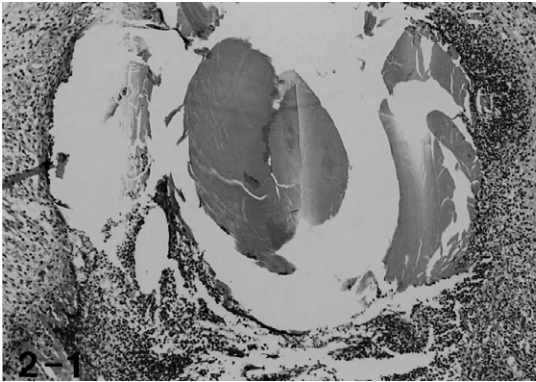
- Figure 1-1. Polyglactin 910 group, 3 days ( $\times 100$ , H&E stain) The resorption of suture material didn't happen. Morphology of suture material is evident and distinguished from surrounding connective tissue. Moderate Inflammatory cell infiltration was observed in surrounding connective tissue.
- Figure 1-2. Polyglactin 910 group, 1 week ( $\times 100$ , H&E stain) The resorption didn't yet happen, which was similar to 3 days' finding. Inflammatory cell infiltration was moderate.
- Figure 1-3. Polyglactin 910 group, 2 week ( $\times 100$ , H&E stain) Suture material was segmented and the ingrowth of collagen was observed. But, the morphology of suture material was still maintained. Inflammatory cells were presented within the suture. Moderate Inflammatory cell infiltration was observed in surrounding connective tissue.
- Figure 1-3a. Higher magnification of the area "a" shown in Figure 1- 3 ( $\times 400$ , H&E stain) It was observed that invasion of inflammatory cells in filaments of suture.
- Figure 1-4. Polyglactin 910 group, 4 week ( $\times 100$ , H&E stain) The ingrowth of collagen was prominent and cross sections of the filaments were extensively fissured. The morphology of suture material was maintained.
- Figure 1-4a. Higher magnification of the area "a" shown in Figure 1- 4 ( $\times 400$ , H&E stain) Moderate inflammatory cell infiltration was observed. Perisutural granulation tissue contained PMNs, lymphocytes as well as capillaries and elongated fibroblasts.
- Figure 2-1. Plain gut group, 3 days ( $\times 100$ , H&E stain) There was no evidence of resorption. Extensive and severe inflammatory reaction was observed.
- Figure 2-2. Plain gut group, 1 week ( $\times 100$ , H&E stain) Suture material was undergoing digestion.
- Figure 2-2a. Higher magnification of the area "a" shown in Figure 2-2 ( $\times 400$ , H&E stain) The inflammatory reaction was very severe and extensive. The cell population consisted of neutrophils and lymphocytes.
- Figure 2-3. Plain gut group, 2 weeks ( $\times 100$ , H&E stain) The resorption was advanced and morphology was lost. It was observed that collagen fiber of suture is scattered.
- Figure 2-3a. Higher magnification of the area "a" shown in Figure 2-3 ( $\times 400$ , H&E stain) Note PMNs, plasma cells were observed.
- Figure 2-4. Plain gut group, 4 weeks ( $\times 100$ , H&E stain) The suture material has been completely absorbed, compared to 2 weeks' findings, leaving a dense aggregate and a wider, distinct zone of inflammatory reaction.
- Figure 3-1. e-PTFE group, 3 days ( $\times 100$ , H&E stain) Mild inflammatory reaction was observed.
- Figure 3-1a. Higher magnification of the area "a" shown in Figure 3-1 ( $\times 400$ , H&E stain) Note PMNs were observed.
- Figure 3-2. e-PTFE group, 1 week ( $\times 100$ , H&E stain) Inflammatory reaction was similar to 3 days' findings. It was observed that mild inflammatory cells infiltration and capillaries in perisutural connective tissue.

- Figure 3-3. e-PTFE group, 2 weeks ( $\times 100$ , H&E stain) Inflammatory cell infiltration was mild. Perisutural granulation tissue contains newly formed fine collagen fibrils and capillaries.
- Figure 3-4. e-PTFE group, 2 weeks ( $\times 100$ , H&E stain) Inflammatory reaction was similar to 2 weeks' findings.
- Figure 3-4a. Higher magnification of the area "a" shown in Figure 3-4 ( $\times 400$ , H&E stain) Note macrophage, giant cell and erythrocytes were observed.
- Figure 4-1. Nylon group, 3 days ( $\times 100$ , H&E stain) Inflammatory reaction was mild.
- Figure 4-1a. Higher magnification of the area "a" shown in Figure 4-1 ( $\times 400$ , H&E stain) Note neutrophils, plasma cells were observed.
- Figure 4-2. Nylon group, 1 week ( $\times 100$ , H&E stain) Less inflammatory reaction was observed compared to 3 days' findings. Note newly formed collagen fibrils were observed.
- Figure 4-3. Nylon group, 2 weeks ( $\times 100$ , H&E stain) 2 weeks' findings were similar to 1 week's findings.
- Figure 4-4. Nylon group, 4 weeks ( $\times 100$ , H&E stain) Mild inflammatory reaction and proliferation of capillaries were observed.
- Figure 4-4a. Higher magnification of the area "a" shown in Figure 4-4 ( $\times 400$ , H&E stain) Note newly formed capillaries and collagen fibrils were observed.

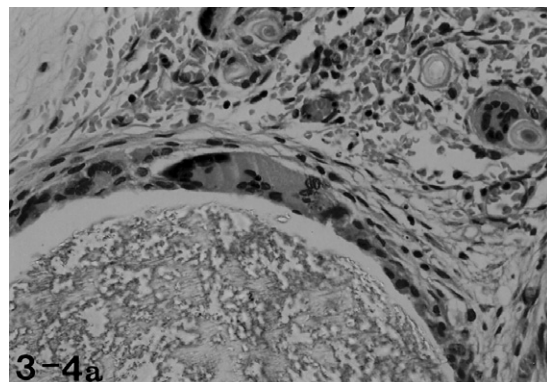
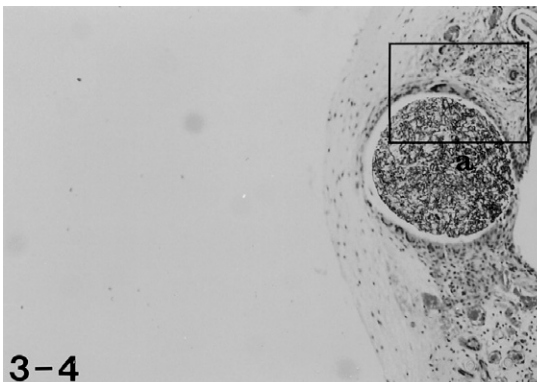
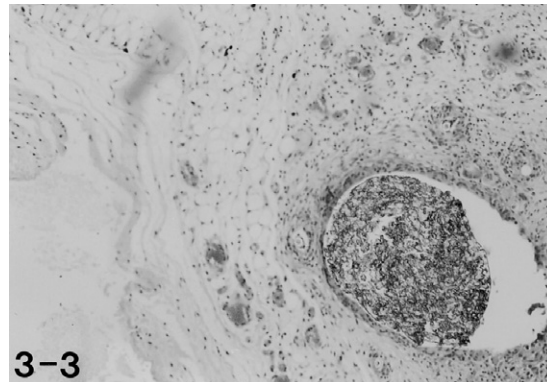
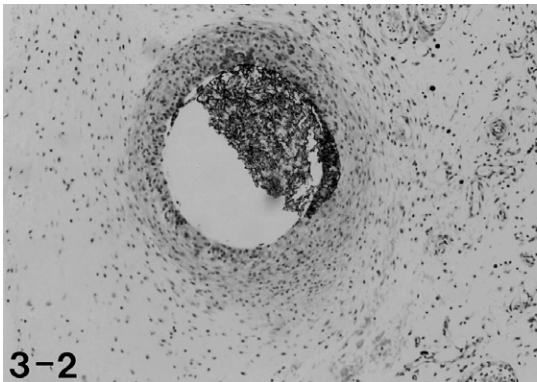
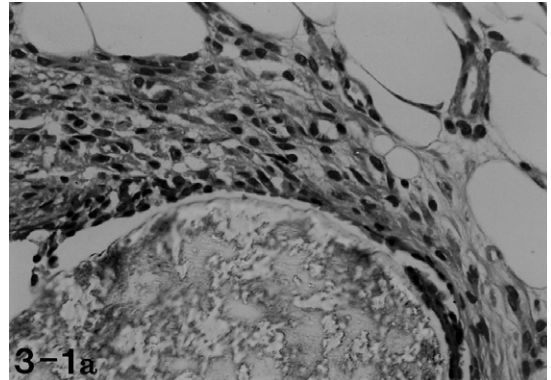
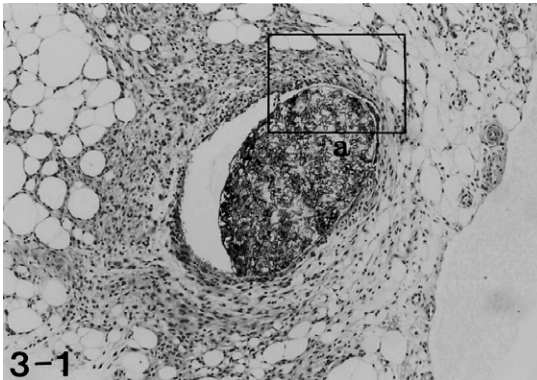
# 사진부도 (I)



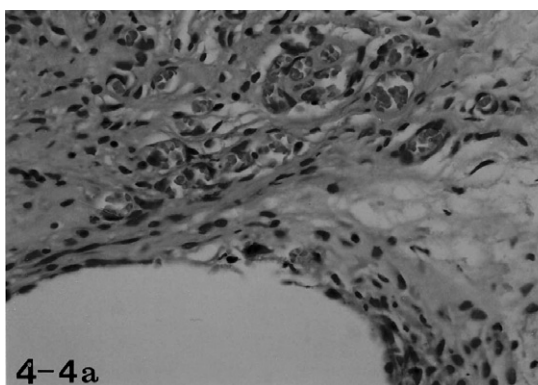
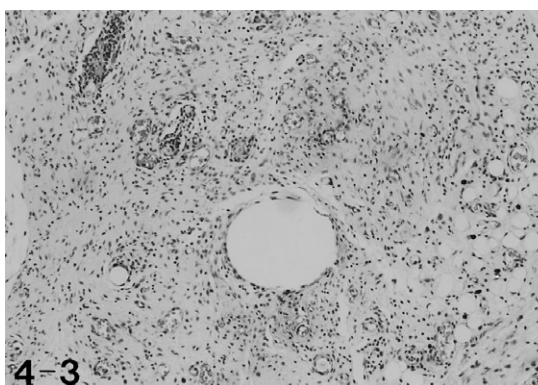
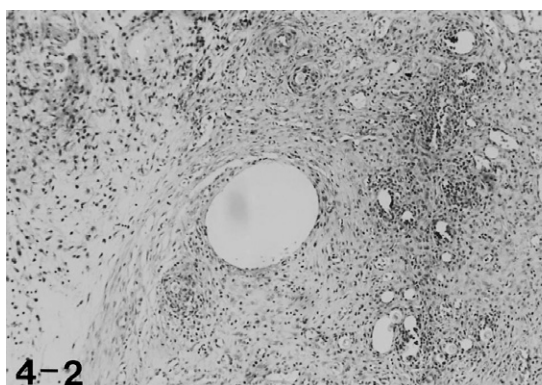
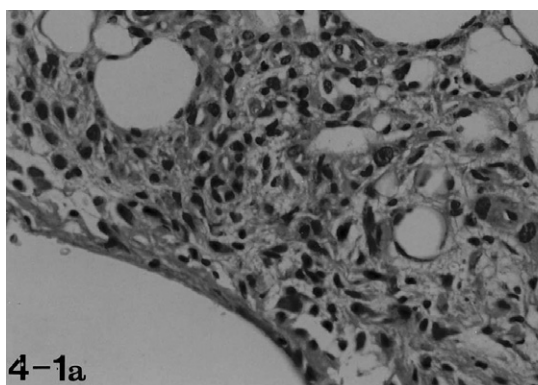
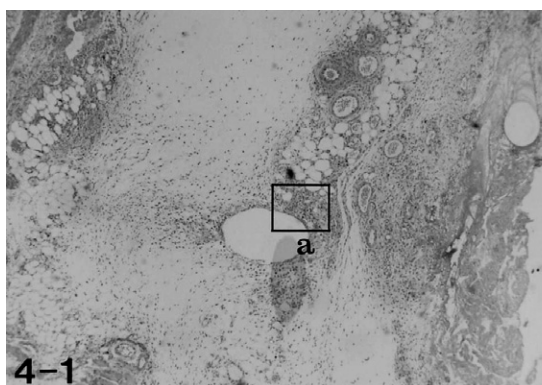
## 사진부도 (Ⅱ)



사진부도 (Ⅲ)



# 사진부도 (Ⅳ)



## Comparative Study of Tissue Response of Various Suture Materials in Rats

Jae-seok Kim, Joon-Bong Park, Man-sup Lee, Yeek Herr

Department of Periodontology, Division of Dentistry, KyungHee University

The purpose of this study is to evaluate histologically the tissue response and resorption of various nonresorbable and resorbable suture materials used for periodontal surgery, using a subcutaneous model on the dorsal surface of the rat. In this study, 10 Sprague-Dawley male rats (mean BW 150gm) were used and the commercially available materials included polyglactin 910, plain gut, nylon, e-PTFE. Animals were sacrificed at 3 days, 1, 2 and 4 weeks after implantation of various nonresorbable and resorbable suture materials. Specimens were prepared with Hematoxylin-Eosin stain for light microscopic evaluation.

The results of this study were as follows:

1. Resorption : The resorption of plain gut was showed at 1 week after implantation, was lost their structure and almost resorbed at 4 weeks. The resorption of polyglactin 910 was started at 2 weeks and slowly absorbed until 4 weeks.
2. Tissue response : Plain gut showed persistent and severe inflammatory reactions from 3 days to 4 weeks. Polyglactin 910, e-PTFE and nylon showed mild inflammatory reactions.

Suture material should be biocompatible and be able to be functioned until tissue tensile strength reaches maximum level. In this study, polyglactin 910, nylon and e-PTFE are considered to be proper suture materials for periodontal surgery.