

# TGA와 FTIR을 이용한 생분해성 고분자(PLLA, PCL)의 분해반응 기전 해석

시에위잉, 강순국\*  
선문대학교 환경생명화학공학과

## Analysis of the degradation reaction mechanism of biodegradable polymers (PLLA, PCL) using TGA and FTIR

Yuying Xie, Soon Kook Kang\*  
Dept of Environmental and Bio-chemical Engineering, SunMoon University

**요약** 최근에 생분해성 고분자는 체내 완전히 분해되고 인체에 무독성과 생체적합성을 갖고 있어서 많은 인기를 끌었다. 지난 몇 년간에 생분해성 봉합사는 미용 분야에 주름 개선 효과로 미용 리프팅 실로 많이 개발되었다. 특히 PLLA 및 PCL 봉합사는 체내 장기간 걸쳐 분해가 일어나니 주름 개선 효과에 더 좋다. 본 논문에서 생분성 고분자 PCL 및 PLLA 원료로 봉합사를 제조하였다. 봉합사들의 생분해성을 확인하기 위해 봉합사들의 체외 생분해 실험을 진행하였다. 분해반응 기전을 확인하기 위해 열적 분석, 화학 구조 변화 및 표면 특성을 분석하였다. PCL 봉합사는 PLLA 봉합사보다 열분해 속도가 더 빠른 것으로 확인할 수 있다. 또한 PLLA 및 PCL 봉합사의 생분해 속도는 에스테르 결합에 영향을 받는 것으로 사료된다. PCL 봉합사는 PLLA 봉합사보다 생분해 속도 더 느린 것으로 확인된다. 고분자 봉합사들의 표면 특성은 실체현미경을 통해 분석되어 봉합사들의 생분해성 과정을 확인하였다. 체외 생분해 시간이 지날수록 봉합사들의 표면이 조각으로 부서진 것으로 확인된다.

**Abstract** Recently, biodegradable polymers have become very popular, because they are non-toxic and completely decompose in vivo. Over the past few years, biodegradable beauty lifting sutures have been developed to reduce wrinkles. In particular, PLLA and PCL sutures degrade over a long period in vivo and are highly effective for treating wrinkles. In this paper, sutures were manufactured using biodegradable PCL or PLLA and subjected to in vitro degradation testing to determine their biodegradability characteristics. In addition, decomposition mechanisms were investigated using thermal analysis, chemical structure changes, and surface properties. PCL sutures were found to pyrolyze faster than PLLA sutures and to biodegrade at a slower rate than PLLA sutures, which were attributed to the presence of ester bonds. The surface properties of polymer sutures were investigated using a stereoscopic microscope. The study confirms that PLLA and PCL sutures are broken into pieces during biodegradation in vitro.

**Keywords** : Degradation, PCL, PLLA, Suture, Surface Properties, Thermal Properties

---

\*Corresponding Author : Soon Kook Kang(SunMoon University)

email: kskang@sunmoon.ac.kr

Received September 5, 2023

Accepted December 8, 2023

Revised September 25, 2023

Published December 31, 2023

## 1. 서론

최근에 생분해성 고분자 재료는 다양한 분야에서 사용되고 있다. 이는 지구온난화, 미세먼지 같은 대기오염, 수질오염이나 토양오염 같은 환경 문제가 이슈 되며 많은 사회 문제를 일으킨다. 이러한 문제들을 해결하기 위해 생분해성 고분자 재료에 관한 연구들이 많이 진행되고 있다. 비분해성 고분자의 분해 기간이 거의 몇백 년 걸리는데 생분해성 고분자는 자연환경에나 인체 내에는 적당한 온도, 습도, 미생물이나 효소로 인해 몇 개월에서 몇 년 안에 다 분해되어 물과 이산화탄소로 되어 환경 오염을 줄일 수 있어 인기를 많이 얻었다[1-4].

생분해성 고분자 재료는 위생용품, 포장용 봉투, 농업용 필름, 티백이나 음료 포장재, 자동차 부품으로 많이 사용되고 있지만 의료 및 미용성형 분야에도 많은 연구가 진행되고 있다. 이는 생분해성 고분자는 체내 가수분해 또한 효소로 인해 분해되고 염증반응 없고 생체적합성, 산물 무독성 등 특성을 갖는 재료이다. 그중에 창상 피복재, 조작공학용 판이나 나사, 약물 전달체 봉합사 등 연구가 많이 이루어지고 있는 것으로 알려져 있다[1,5].

생분해성 고분자는 천연고분자와 합성고분자로 분류할 수 있다. 천연고분자는 자연 식물에서 얻을 수 있는 키탄, 셀룰로오스 같은 고분자 재료이며 합성고분자는 화학 방법으로 합성하거나 미생물에 의해 제조된 고분자 재료를 말한다. 천연고분자는 가격이 저렴하지만 수분에 약하고 기계적 특성이 약하다는 단점이 있어 합성고분자에 관한 연구가 많이 이루어지고 있다. 이는 합성고분자는 가공이 용이하여 기계적 특성이 더 강하고 블렌딩을 통해 원하는 기계적 특성과 분자량, 유연성 등을 유도할 수 있다는 장점을 갖고 있다[6,7].

생분해성 봉합사는 단순한 인체 조직 봉합하는 거뿐만 아니라 2차 제거 수술할 필요 없으니 환자들한테 인기를 많이 얻었다. 미용 성형 분야에 생분해성 봉합사는 주름 개선용 리프팅 실에 대한 수요도 계속해서 증가하고 하고 있고 미래에 더 높은 수요를 이끌 수 있다는 것을 예측된다. 이중에 PDO (Polydioxanone), PLLA(Poly L-Lactic acid), PCL(Polycaprolactone) 봉합사는 많은 연구가 이루어지고 많은 인기를 얻었다. PDO 봉합사는 분해 기간이 짧아 봉합용 수술실로 많이 사용되고 있다[8]. PLLA는 옥수수 전분이나 사탕수수로부터 추출할 수도 있고 증축합이나 개환중합으로도 제조할 수 있다. 기계적 강도, 열가소성이 우수하고 분해 기간은 2년 정도 되니 PLLA 봉합사는 리프팅 실로 적합하는 것으로 알

려져 있다. PCL 봉합사는 조직 친화성이 우수하며 결정성이 낮고 유연성이 좋아서 리프팅 실로도 많이 사용되는 봉합사 중 하나다[1,9,10].

PLLA와 PCL은 에스테르기 결합을 가지고 있어 체내에서 가수분해에 의해 분해가 이루어진다. PLLA와 PCL의 에스테르기는 체내에 수분에 의해 1차로 모노머로 된 다음에 2차로 아산화탄소와 물로 생성되는 과정이다[11]. 따라서 본 논문에서는 PLLA와 PCL 봉합사를 제조하여 이들의 체외 생분해성 실험을 진행하였다. PLLA와 PCL 봉합사의 가수분해 기전을 확인하기 시료의 열적 특성, 화학 구조 변화 및 표면 특성을 분석하였다.

## 2. 실험재료 및 방법

### 2.1 봉합사들 제조

PLLA 원료를 구매하여 압출기로 봉합사를 제조하였다. 원료를 지경인 0.5 ~ 1 mm의 압출기 입구에 넣고 25 mm/min의 입력속도로 사출하였고, 압출기의 가열 온도는 170 ℃로 설정하였고, 70 m/min의 take-up speed를 설정하여 봉합사를 제조하였다. 제조된 봉합사들은 질소 분위기 하 10분 동안 넣어두고 PLLA 봉합사를 얻었다.

PCL 원료를 구매하여 압출기로 봉합사를 제조하였다. 원료를 지경인 0.5 ~ 1 mm의 압출기 입구에 넣고 25 mm/min의 입력속도로 설정하고, 압출기의 가열 온도는 80 ℃로, 70 m/min의 take-up speed를 설정하여 봉합사를 사출하였다. 후에 질소 분위기 하 10분 동안 넣어두고 PCL 봉합사를 제조하였다.

### 2.2 봉합사들의 생분해성 실험

봉합사들의 생분해성 실험방법은 ISO 기준인 생분해성 고분자 체외 생분해 실험 가이드에 따라 진행하였다.

위 봉합사들을 건조기에 12시간 건조하고 사용하였다. 봉합사는 USP(United States Pharmacopoeia )4-0 (굵기는 0.2 ~ 0.249)기준으로 사용하여 1000 mm씩을 자르고 시편을 제조하였다. PLLA 봉합사, PCL 봉합사 시편을 각각의 질량을 측정하였다. 그 다음에 20 ml 바이알 안에 넣은 후 멸균 인산 완충용액(PBS: Phosphate Buffered Solution, pH = 7.4) 15 ml를 채웠다. PBS는 멸균 상태를 유지하여 생리적 환경을 유지하며 체내 대사를 최대한 모의하고 적절한 완충 효과가 나타내서 생분해성 고분자 이식용 의료기기의 시험

가이드라인에 추천한 생리적 용액으로 많이 사용되고 있다. PBS는 137 mM/L NaCl, 2.7 mM/L KCl, 4.3 mM/L  $\text{Na}_2\text{HPO}_4$ , 1.4 mM/L  $\text{KH}_2\text{PO}_4$ 으로 구성되어 있다. 37 °C로 유지되는 항온수조에 시료가 들어있는 바이알을 넣고 PLLA, PCL 봉합사(반응시간이 0주 ~ 52주)의 생분해 실험을 실시하였다. PLLA, PDCL 봉합사의 열적 특성을 확인하기 위해 DSC 및 TGA를 분석하였다. 또한 일정한 기간 경과 후 5개씩 시편을 꺼내어 24 시간 건조 후 각각의 질량을 측정하여 평균값을 계산하였다. 시편의 TGA와 FTIR로 열적 특성과 화학구조 특성을 측정하였다. 실체현미경으로 시편의 표면 구조를 관찰하였다.

### 2.3 측정 장치와 측정 장비

PLLA, PCL 봉합사의 열적 특성을 분석하기 위해 'SETARM'사의 DSC-TGA 열분석시스템(SDT Q600)을 이용하여 20 ml/min 흐름의 질소 분위기 하에서 시편을 10 °C/min 승온 속도로 900°C까지 수행하여 온도와 시간에 따라 시료의 용융온도를 관찰하였다.

PLLA, PCL 봉합사의 화학 구조 변화를 분석하기 위해 Bruker Optik GmbH사의 적외선 분광기(FTIR: Foulter Transtorm Infrared) (EQUINOX-55)를 이용하여 분석하였다. PLLA와 PCL 시편을 분말을 제조한 후 ATR법으로 이용하여 400 ~ 4000  $\text{cm}^{-1}$ 의 파장 범위에서 해상도는 2 $\text{cm}^{-1}$ 로 64회로 스캔하여 FTIR 스펙트럼을 얻었다.

PLLA, PCL 봉합사의 표면 특성을 측정하기 위해 Olympus사의 실체현미경(SZX7)로 관찰하였다.

## 3. 결과 및 토론

### 3.1 PLLA, PCL 봉합사의 열적 특성

#### 3.1.1 PLLA, PCL 봉합사의 시차주사 열량 분석

Fig. 1은 생분해 시간에 따른 PLLA, PCL 봉합사의 TGA 곡선을 나타낸 것이다. 그림에서 보는 바와 같이 PCL, PLLA 봉합사의 열분해 온도가 온도를 확인할 수 있다. 생분해 시간이 길어질수록 최대 열분해 온도가 점점 감소하는 것을 확인할 수 있다. PCL 봉합사 생분해 실험을 28주 될 때 최대 열분해온도는 400 °C 정도 되는 반면에 48주 될 때 최대 분해 온도는 280 °C로 감소되는 것을 보였다.

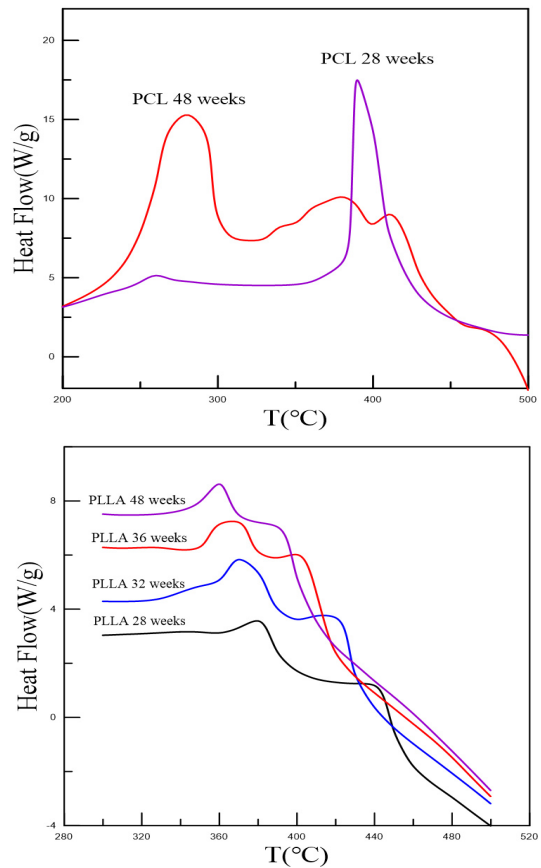


Fig. 1. TGA curves of PCL, PLLA sutures as a function of biodegradation time.

PLLA 봉합사 생분해 실험을 28주 될 때 최대 열분해 온도는 390 °C 정도 되며 32주에 380 °C, 36주에 370 °C, 48주 될 때 최대 분해 온도는 360 °C로 감소되는 것을 확인하였다. 이는 PCL의 용융 온도가 더 작아서 열분해에 더 약하는 것으로 사료된다.

#### 3.1.2 PLLA, PCL 봉합사의 시차주사 열중량 분석

Fig. 2는 생분해 시간에 따른 PLLA, PCL 봉합사의 TGA 열중량 곡선을 나타낸 것이다. 그림에서 보는 바와 같이 PCL, PLLA 봉합사는 생분해 시간 길어짐에 따라 질량 감소가 더 빨리 진행되는 것을 확인할 수 있다. PCL 봉합사 생분해 실험을 28주 진행될 때 열분해에 따른 질량 감소는 350 °C부터 급격히 시작하여 500 °C 될 때 거의 다 분해되는 것으로 볼 수 있다. 32주 진행될 때는 340 °C ~ 500 °C, 36주 진행될 때는 290 °C ~ 500 °C, 48주 진행될 때는 280 °C ~ 500 °C에는 질량 감소가

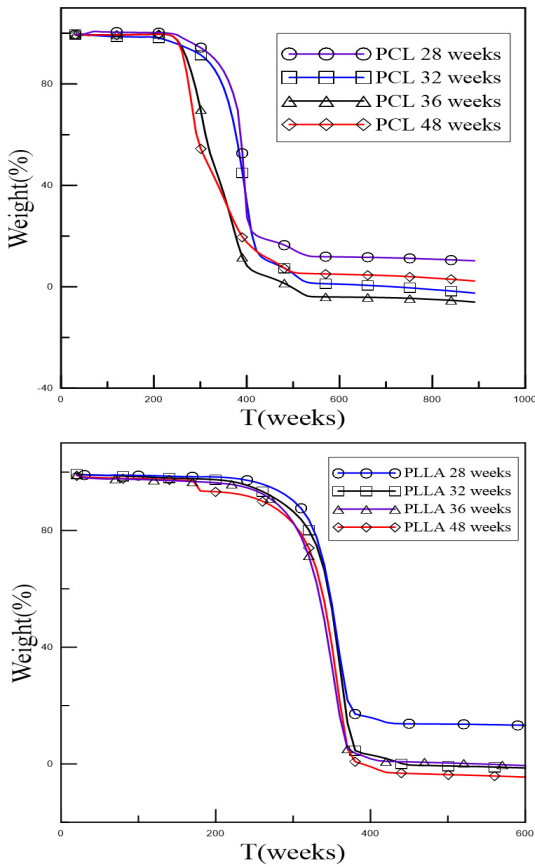


Fig. 2. TGA thermogravimetric curves of PCL, PLLA sutures as a function of biodegradation time.

급격히 감소하는 것으로 확인할 수 있다. PLLA 봉합사 생분해 실험을 28주 진행될 때는 350 ℃ ~ 380 ℃, 32주 진행될 때는 340 ℃ ~ 380 ℃, 36주 진행될 때는 320 ℃ ~ 500 ℃, 48주 진행될 때는 300 ℃ ~ 500 ℃ 에는 질량 감소가 급격히 감소하는 것으로 확인할 수 있다. Fig. 1의 열분해 온도 감소할 때 Fig. 2의 PLLA와 PCL 봉합사의 열중량이 감소하는 것을 보면 봉합사들의 열분해 온도 감소하는 것이 열분해 일어난다는 것으로 사료된다. 또한 열분해 속도와 열중량 변화는 비례관계인 것으로 사료된다. 또한 PCL 봉합사 생분해 실험 진행되면서 PLLA 봉합사보다 열에 약한 것으로 사료된다. H. Sun 등의 논문에서도 확인할 수 있다[12].

### 3.2 PLLA, PCL 봉합사의 화학구조 변화

Fig. 3은 생분해 시간에 따른 PCL, PLLA 봉합사의 FTIR 스펙트럼을 나타낸 것이다. 그림에서 보는 바와 같

이 2996 $cm^{-1}$ , ~1720  $cm^{-1}$ 에 나타난 주 피크는 PCL 봉합사의 에스터 그룹에 존재하는 C=O 결합을 나타낸다. 2946.8 $cm^{-1}$ 에 C-H피크를 나타내고, ~1240  $cm^{-1}$ 의 피크와 1170  $cm^{-1}$ 의 피크는 각각 비대칭 C-O-C와 대칭 C-O-C 결합을 나타내고 있다. 1293  $cm^{-1}$ 의 피크는 C-O 결합을 나타내고 있다[13,14]. PLLA 봉합사의 에스터 그룹에 존재하는 C=O 결합도 2996.37 $cm^{-1}$ 와 1720  $cm^{-1}$ 에 나타낸다. 또한 1185  $cm^{-1}$ 의 피크와 1130  $cm^{-1}$ 의 피크는 C-O-C, C-O 결합을 나타내고 O-H 결합은 1046  $cm^{-1}$ 에 나타난 것으로 조사되었다[15]. 생분해 시간에 따라 PCL, PLLA 봉합사의 화학적 결합 피크의 위치 변함없고 피크의 크기가 작아진 것을 확인할 수 있다. 주요 결합기의 피크 변화에 대한 분석도 실시하였다.

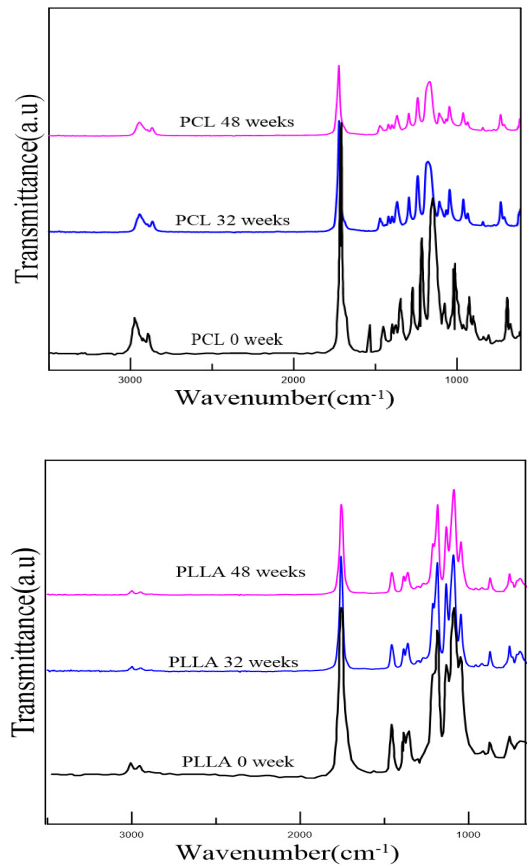


Fig. 3. FTIR spectra of PCL, PLLA sutures as a function of biodegradation time.

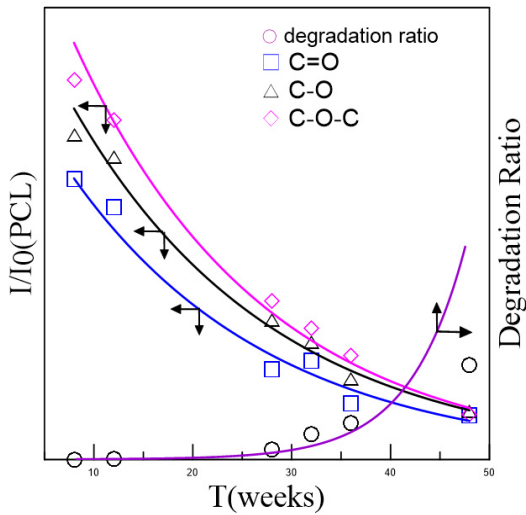


Fig. 4. The change ratio of C=O, C-O-C, C-O stretching vibration and degradation ratio of PCL sutures as a function of biodegradation time.

봉합사의 생분해 시간에 따른 C=O, C-O-C, C-O 결합 변화율 FTIR 피크 높이 변화율에 의해 계산되어 식은 다음의 Eq. (1)으로 계산할 수 있다.

$$\text{change ratio} = \frac{I_t}{I_0} \quad (1)$$

Where,  $I_0$  denotes FTIR peak height of raw sample,  $I_t$  denotes FTIR peak height after degradation.

봉합사의 생분해 시간에 따른 분해율은 다음의 Eq. (2)으로 계산할 수 있다.

$$\text{degradation ratio} = \frac{W_0 - W_t}{W_0} \quad (2)$$

Where,  $W_0$  denotes weight of raw sample,  $W_t$  denotes weight after degradation.

Fig. 4는 생분해 시간에 따른 PCL 봉합사의 C=O, C-O-C, C-O 결합 변화율과 생분해 변화율의 곡선을 나타낸 것이다. 그림에서 보는 바와 같이 PCL 봉합사의 C=O, C-O-C, C-O 결합 변화율과 분해율은 시간에 따라 엑스포넨셜 형태로 변하는 것을 확인할 수 있다. C=O, C-O 결합의 변화율은 거의 일치한 것으로 나타나고 C-O-C 결합의 변화율은 C=O, C-O 결합의 변화율보다 변화가 크게 나타나는 것을 보인다. 이는 PCL 봉합

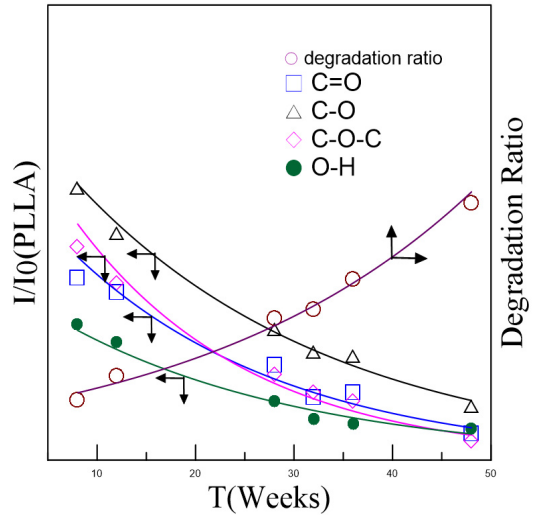


Fig. 5. The change ratio of C=O, C-O-C, C-O stretching vibration and degradation ratio of PLLA sutures as a function of biodegradation time.

사 가수분해할 시 물이 카복실기를 공격하면서 C-O-C 결합이 많이 파괴되어 다른 결합보다 더 빨리 감소된 것으로 확인된다.

Fig. 5는 생분해 시간에 따른 PLLA 봉합사의 C=O, C-O-C, C-O 결합 변화율과 생분해 변화율의 곡선을 나타낸 것이다. 그림에서 보는 바와 같이 PLLA 봉합사의 C=O, C-O-C, C-O, O-H 결합 변화율과 분해율도 시간에 따라 엑스포넨셜 형태로 변하는 것을 확인할 수 있다. PCL 봉합사와 같이 PLLA 봉합사의 C=O, C-O 결합의 변화율의 변화는 거의 동일하고 C-O-C 결합의 변화율의 변화는 더 크다는 것을 보인다. 또한 O-H 결합의 변화율 기울기 가장 작은 것으로 나타낸다. 이는 PLLA 봉합사가 가수분해할 시 O-H 결합이 더 생겼으니 기울기 가장 작은 것을 확인할 수 있다. 이런 결과는 PCL, PLLA 봉합사의 가수분해 변화율은 C=O, C-O-C, C-O 결합 높이 변화율과 상관관계인 것으로 확인할 수 있다. 또한 PCL, PLLA 봉합사의 에스테르 결합 높이가 작아질수록 생분해 속도가 증가된 것으로 보인다. 이는 PCL, PLLA의 주로 에스테르 결합에 의해 가수분해를 진행되며 가수분해 속도와 상관관계인 것으로 사료된다.

### 3.3 PLLA, PCL 봉합사의 표면 특성 분석

Fig. 6은 실제현미경으로 생분해 시간에 따른 PLLA, PCL 봉합사의 표면 구조를 관찰한 결과를 나타낸 것이다. 그림에서 보는 바와 같이 PCL 봉합사는 32

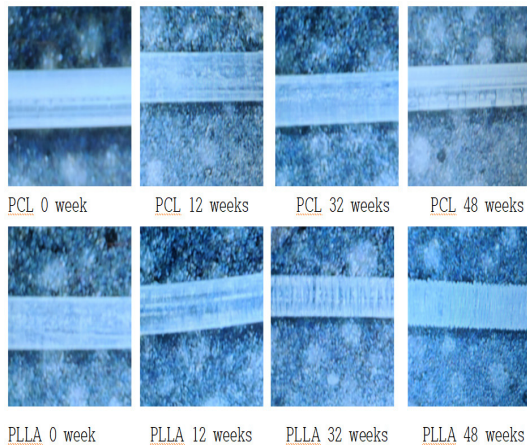


Fig. 6. The stereoscopic microscope image of PCL, PLLA sutures.

주까지 표면에 크게 변함없는 것으로 보이고 48주 될 때 표면에 금이 간 것으로 확인할 수 있다. 반면 PLLA 봉합사는 12주까지 표면이 큰 변화를 안 보이다가 32주 될 때 표면에 금이 간 것으로 보이고 48주 될 때 금이 더 심해진 것을 확인할 수 있었다. 이는 PLLA 봉합사는 PCL 봉합사보다 더 빨리 분해된 것으로 확인할 수 있다.

#### 4. 결론

생분해 시간에 따라 PCL, PLLA 봉합사의 분해 기전에 대한 실험을 통해 다음과 결론이 도출할 수 있었다.

- (1) PCL의 용융 온도가 PLLA보다 작아서 열분해더 약하는 것으로 사료된다. PCL 봉합사를 보관할 때 더 주의해야 할 것이다.
- (2) PLLA 봉합사의 C=O, C-O 결합의 변화율의 변화는 거의 동일하고 C-O-C 결합의 변화율의 변화는 더 크다는 것을 보인다. 이는 PCL, PLLA의 생분해 속도는 에스테르 결합과 상관관계인 것으로 확인된다.
- (3) PCL 봉합사는 PLLA 봉합사보다 분해 속도 더 느린 것으로 확인된다.
- (4) PCL, PLLA 봉합사의 표면 구조를 실체현미경을 통해 관찰하였다. 생분해성 기간을 지날수록 봉합사 표면이 부서지기 시작한 것으로 확인할 수 있다.

#### References

- [1] M. Z. Kim, A Study on the Physicochemical Characteristics of Suture Compound, Master's thesis, Graduate School of Advanced Technology Fusion, Cheongju University, pp.1-2, 2020.
- [2] Y. J. Hyun, S. B. Park, H. W. Kwak, H. J. Jin, "Biodegradation Behavior of Polybutylene Succinate Fibers in Simulated Seawater with Accelerating Degradation Conditions", *Poly. Korea*, Vol. 45, No. 3, pp.398-405, 2021.  
DOI: <https://doi.org/10.7317/pk.2021.45.3.398>
- [3] S. M. Lee, H. S. Kim, Y. H. Yun, T. G. Hyung, S. D. Yoon, "Preparati on and Physical Properties of Eco-Friendly Biodegradable PLA/PBAT/HCO Blended Films", *Appl. Chem. Eng.*, Vol. 31, No. 4, pp416-422, 2020.  
DOI: <https://doi.org/10.14478/ace.2020.1045>
- [4] Y. J. Park, J. H. Lee, "Preparation of Biodegradable Poly(lactic acid)-Cellulose Composite Foam", *Polym. Korea*, Vol. 46, No. 1, pp. 101-106, 2022.  
DOI: <https://doi.org/10.7317/pk.2022.46.1.101>
- [5] K. S. Kang, Current State of Research and Development of Biodegradable PLA Polymers in Korea and abroad, Technical Report, Korea Research Institute of Chemical Technology, Korea, pp.1. From: <https://www.matcenter.org> (accessed May, 2020)
- [6] Y. Y. Xie, J. S. Park, S. K. Kang, Study on the Degradation Rate and pH Change of PLGA Membrane with a Biodegradation. *Journal of Korea Academia-Industrial cooperation Society*, Vol. 16, No. 9 pp. 6403-6410, 2015.  
DOI: <https://doi.org/10.5762/KAIS.2015.16.9.6403>
- [7] N. H. Park, D. H. Kim, B. Park, E. S. Jeong, J. W. Lee, The Industry Trend Analysis and Perspectives of Biodegradable Polymers. *JBiomaterials Research*, Vol. 17, No. 3 pp. 114-120, 2013.
- [8] J. H. Lee, Preparation and Characterization of Poly(p-dioxanone)(PPDO) and Hydrolytic Degradation Behavior of Monofilament Sutures, Ph.D dissertation, Graduate School of Advanced Technology Fusion, Chungbuk University, pp.17, 2011.
- [9] S. H. Kim, H. S. Lee, Y. H. Kim, W. J. Choi, B. S Kim, "Photopolymerization and Properties of PCL-Based Biodegradable Molecularly Imprinted Polymers", *Polymer(Korea)*, Vol. 31, No. 2, pp.153-159, 2007.
- [10] C. S. Yoon, D. S. Ji, "Effect of In Vitro Degradation on the Weight Loss and Tensile Strength of PLA/PEG Melt Blend Fiber", *Polymer(Korea)*, Vol. 33, No. 6, pp.581-587, 2009.
- [11] M. X. Li, S. H. Kim, S. H. Kim, J. K. Park, W. I. Lee "A Study on the Effect of CNT on Crystallization Kinetics and Hydrolytic Degradation of PLA/CNT Composite", *The Korean Society for Composite Materials*, Vol. 24, No. 4, pp.5-10, 2011.

[12] H. Sun, B. Yu, J. Han, J. J. Kong, L. M. Lee, "Microstructure, Thermal Properties and Rheological Behavior of PLA/PCL Blends for Melt-blown Nonwovens", Polymer(Korea), Vol. 38, No. 4, pp.477-483, 2009. DOI: <https://dx.doi.org/10.7317/pk.2014.38.4.477>

[13] M. Azizi, M. Azimzadeh, M. Afzali, M. Alafzadeh, S. H. Mirhosseini, "Characterization and Optimization of Using Calendula Officinalis Extract in The Fabrication of Polycaprolactone/Gelatin Electrospun Nanofibers for Wound Dressing Applications", Journal of Advanced Materials and Processing, Vol. 6, No. 2, pp.34-46, 2018. From: <https://www.researchgate.net/publication/329519397>

[14] G. Janarthanan, I. G. Kim, E. J. Chung, I. Noh, "Comparative studies on thin polycaprolactone-tricalcium phosphate composite scaffolds and its interaction with mesenchymal stem cells", Janarthanan et al. Biomaterials Research, Vol. 23, No. 1, pp.52-63, 2019. DOI: <https://dx.doi.org/10.1186/s40824-018-0153-7>

[15] J. R. Rocca-Smith, A. Lagorce-Tachon, C. Iaconelli, J. P. Bella, E. Marcuzzo, "How high pressure CO2 impacts PLA film properties", eXPRESS Polymer Letters, Vol. 11, No. 4, pp.320-333, 2017. DOI: <https://dx.doi.org/10.3144/expresspolymlett.2017.31>

강 순 국(Soon-Kook Kang)

[정회원]



- 1988년 2월 : 한국과학기술원 화학공학과 (화학공학석사)
- 1992년 2월 : 한국과학기술원 화학공학과 (화학공학박사)
- 2003년 3월 ~ 2006년 2월 : 한국 연구소 책임연구원
- 1993년 3월 ~ 현재 : 선문대 에너지화학공학과 교수

<관심분야>

대기오염 제어, 의료 및 나노 신소재

시 에 위 잉(Yu-ying Xie)

[준회원]



- 2014년 2월 : 선문대학교 환경공학과 (학사)
- 2017년 2월 : 선문대학교 환경공학과 대학원 석사
- 2017년 3월 ~ 현재 : 선문대학교 환경생명화학공학과 대학원 박사

<관심분야>

생분해성 고분자, 고분자 합성, 의료재료