

분해반응에 따른 생분해성 봉합사 고분자의 열적 및 물성변화

시에위잉, 강순국*
선문대학교 환경생명화학공학과

Thermal and Physical Properties of Biodegradable Suture Polymers by Degradation Reaction

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

요약 생분해성 봉합사는 단순한 조직 봉합용으로 아니라 미용 및 성형 분야에서도 많은 관심을 받고 있다. 특히 성형 분야에서 인기 많다. 본 논문에서는 현재 개발 중인 PLLA 봉합사와 PDCL 봉합사의 열적 특성을 보기 위해 PLLA 봉합사와 PDCL 봉합사의 DSC, TGA 분석을 하였다. 또한 PDO, PCL 봉합사 및 PLLA 봉합사와 PDCL 봉합사 고분자의 생분해 특성을 확인하기 위해 봉합사들의 질량 변화, 잔류 용액의 pH 값 변화 및 인장강도, 연신율, 고유 점도 및 SEM 사진을 측정하였다. 봉합사들의 잔류 용액의 pH 값 변화율과 봉합사의 질량 감소율에 비례하였다. 또한 생분해성 봉합사 고분자의 인장강도와 연신율은 분해 반응 초기부터 크게 감소하였으며, 질량 변화, 잔류 용액의 pH 값 및 고유 점도는 분해 반응 초기에 변화 없다가 가수분해 반응 시작할 때부터 크게 감소하고 가수분해 끝날 때 안정되는 것으로 나타났다. 생분해성 고분자 봉합사들의 표면의 SEM 사진을 통해 봉합사들의 분해 과정을 확인할 수 있었다.

Abstract Biodegradable sutures are popular choices for wound closure and cosmetic surgery. In this paper, DSC and TGA analysis were performed to determine the thermal properties of PLLA sutures and PDCL sutures being developed. To characterize the biodegradation of PDO, PCL, PLLA, and PDCL sutures, suture weights, tensile strengths, elongation ratios, and inherent viscosities, and pH values of residual solutions were measured, and SEM images were investigated. Residual solution pH values were proportional to weight changes. Changes in tensile strength and the elongation rate of suture polymers reduced significantly from the beginning of degradation, but weights, pH values of residual solutions, and inherent viscosities did not, but instead decreased significantly from the beginning of the hydrolysis. Dates were stable at the end of the hydrolysis reaction. Suture degradation was confirmed using surface SEM images.

Keywords : Biodegradation, PCL, PDO, PDCL, PLLA, Sutures

1. 서론

70년대에 고분자 PGA(Polyglycolide)로 봉합사를 개발하고 제작한 후에 다양한 생분해성 고분자를 연구 개발되었고, 봉합사뿐만 아니라 다양한 약물전달체 및 창상피복재로 이용하기 위해 많은 연구 개발이 지속적으로

로 이어지고 왔다[1]. 이는 생분해성 고분자 재료가 일정한 기간이 지나면 체내에 물과 이산화탄소로 분해되어 인체에 독성이 없다는 장점이 있다[2]. 또한 생체적합성을 지니고 있어 인체에 거부반응을 생기지 않는다. 생분해성 고분자 재료는 천연고분자 재료와 합성고분자 재료로 나눌 수 있다. 천연고분자는 성질이 약하고 가공이 어렵

*Corresponding Author : Soon-Kook Kang(SunMoon Univ.)

email: kskang@sunmoon.ac.kr

Received May 30, 2022

Accepted August 3, 2022

Revised July 14, 2022

Published August 31, 2022

다는 단점을 갖고 있다. 천연고분자에 비해 합성고분자는 가공이 용이하고 다양한 화학구조를 조절해서 고분자를 제조할 수 있다는 장점이 있다. 또한 제조 공정이 단순하고 단가가 저렴해서 더 많은 관심을 받고 있다. 천연분자는 주로 콜라겐과 키토산 등을 포함되어 있고, 합성고분자는 PGA, PLLA 및 이들의 공중합체인 PLGA 등 있다[3].

봉합사는 의료 수술에 필요한 재료로서 고순도 고분자가 필요하다. 또한 안정성이 필요함으로써 염증이나 독성 반응이 없어야 하고 보관이나 소독이 용이해야 한다. 목적에 맞춰 다양한 형태로 가공할 수 있어야 하며 생체 적합성, 생분해성 등 특성을 갖춰야 한다[4-6]. 봉합사는 생체에 분해 흡수성에 따라 흡수성 봉합사와 비흡수성 봉합사로 나눌 수 있다. 처음에 비흡수성 봉합사인 마, 철사, 금, 은, 티, 면사, 나일론 등을 사용해왔다. 그러나 비흡수성 봉합사는 인체에 분해할 수 없는 단점이 있어서 2차 제거 수술이 필요하다. 이로 인해 환자들은 2번의 고통을 받아야 해서 산업기술 발전 후에 흡수성 봉합사로 많이 대체해 왔다[7-9]. 흡수성 봉합사는 주로 PDO (Polydioxanone), PGA(Polyglycolide) 등을 많이 사용되고 있다.

최근에 봉합사는 단순히 조직 접합용 아니라 미용, 성형이나 한방에도 인기를 많이 끌고 있다. 특히 미용 성형 분야에 리프팅실로 많이 사용하고 있다. 리프팅실을 피하조직에 삽입하여 피부를 당기면서 주름 개선 효과를 나타낸다. PGA 봉합사는 물성이 강하고 강도가 높아서 리프팅실 사용하기 불편하다. 그래서 처음에 리프팅 실은 주로 PDO로 많이 사용하고 있다. 요 몇십 년간에 PCL (Polycaprolactone), PLLA(Poly L-Lactic acid) 로도 많이 개발되고 있다[10,11]. 그 이유는 PDO 봉합사는 접합용 봉합사로서 유연성이 우수하지만 체내 분해기간이 6개월 정도 돼서 주름 개선 효과가 지속적으로 유지하기 힘들다. PLLA는 젖산(lactic acid) 또는 락티드(lactide)로부터 합성하는데 녹는점이 약 170 °C 정도 이고 강도로 낮다는 단점이 있다. 그러나 PLLA 봉합사는 분해 기간에 2년 정도 돼서 주름 개선 효과가 되지만 유연성이 낮고 제조 비용이 높다는 단점이 갖고 있다. PCL 봉합사는 체내 분해 기간도 2년 이상이 되고 인장력과 탄성력이 다른 봉합사에 비해 좋고 유연성도 우수하지만 용융 온도가 너무 낮아서 보관이나 멸균하기가 어려움 점이 있다.

PCL은 ϵ -카프로락톤(ϵ -caprolactone)을 개환 중합한 고분자로 비교적 저렴하고, 기계적 물성이 우수하며,

녹는점이 낮고 가열 성형, 고정용이하다. 또한 PCL 구조에 친수성과 소수성 공존하여 다른 고분자와 쉽게 블렌딩 된다는 장점이 있다. 그러나 녹는점이 60 °C 정도로 낮아서 멸균하기 어렵다는 단점이다. 그리하여 리프팅용 봉합사는 우수한 물성뿐만 아니라 적절한 분해기간도 필요하다. 체내 생분해 기간이 너무 짧으면 시술 자주 해야 해서 환자에게 경제적 부담이 크고 생분해 기간이 너무 길면 체내에 염증이 생길 가능성 있어서 적절한 수명은 1~2년 정도 사료된다.

따라서 본 논문에서 봉합사 압출기를 이용하여 PDO(Mw = 150000, 생분해 기간은 6개월), PCL(Mw = 270000, 생분해 기간은 3년) PLLA(Mw = 220000, 생분해 기간은 1 ~ 2년) 및 PCL과 PDO의 공중합체인 PDCL (Poly-dioxanone-co-caprolactone, DO:CL = 80:20)(Mw = 150000, 생분해 예상 기간이 2년) 생분해성 고분자 봉합사를 제조하였다. 분해 반응에 따른 생분해성 봉합사 고분자(PDCL, PDO, PCL 및 PLLA)의 열적 분해특성과 물성 변화를 조사하기 위하여 시료의 질량 변화, 점도, 인장강도, 연신률 및 잔류 용액의 PH 변화를 측정하였다.

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 °C로 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 °C로, 70 m/min의 take-up speed를 설정하여 봉합사를 사출하였다. 후에 질소 분위기 하 10분 동안 넣어두고 PCL 봉합사를 제조하였다.

PDO 원료를 구매하여 압출기로 봉합사를 제조하였다. 원료를 지경인 0.5~1 mm의 압출기 입구에 넣고 25 mm/min의 입력속도를 설정하고, 압출기의 가열 온도는 165 °C로, 70 m/min의 take-up speed를 설정하여 봉합사를 사출하였다. 후에 질소 분위기 하 10분 동안 넣

어두고 PDO 봉합사를 제조하였다.

원료 PDCL를 구매하고 이용하여 압출기로 봉합사를 제조하였다. 원료를 지경인 0.5~1 mm의 압출기 입구에 넣고 25 mm/min의 입력속도를 설정하고, 압출기의 가열 온도는 130 ℃로, 70 m/min의 take-up speed를 설정하여 봉합사를 사출하였다. 후에 질소 분위기 하 10분 동안 넣어두고 마지막으로 PDCL 봉합사를 제조하였다.

2.2 봉합사들의 생분해성 실험

위 봉합사들을 건조기에 12시간 건조하고 사용하였다. 봉합사는 USP(United States Pharmacopoeia) 4-0 (굵기는 0.2 ~ 0.249)기준으로 사용하여 1000 mm 씩을 자르고 시편을 제조하였다. PLLA 봉합사, PCL 봉합사 PDO 봉합사 및 PDCL 봉합사 시편을 각각의 질량을 측정하고, PDO 봉합사의 지름, 인장강도, 연신율도 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 나타나서 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 Na₂HPO₄, 1.4 mM/L KH₂PO₄으로 구성되어 있다. 37 ℃로 유지되는 항온수조에 시료가 들어있는 바이알을 넣고 PDO 봉합사(반응시간이 0주 ~ 26주), PDCL, PLLA, PCL 봉합사(반응시간이 0주 ~ 52주)의 생분해 실험을 실시하였다. PLLA, PDCL 봉합사의 열적 특성을 확인하기 위해 DSC 및 TGA를 분석하였다. 또한 일정 기간 경과 후 5개씩 시편을 꺼내어 24시간 건조 후 각각의 질량을 측정하여 평균값을 계산하였다. 잔류용액의 pH, 고유점도, 인장강도, 연신율도 측정하고 평균값을 계산하였다.

2.3 측정 장치와 측정 장비

봉합사의 열적 특성을 분석하기 위해 'SETARM'사의 LABSYS EVO DSC(열 분석기)를 이용하여 20 ml/min 흐름의 질소 분위기 하에서 시편을 10 ℃/min 승온 속도로 230℃까지 수행하여 온도와 시간에 따라 시료의 유리 전이 온도(Tg)를 관찰하였다.

봉합사들의 질량 측정하기 위해 에이엔디사의 GR-200 모델로 사용하였다.

잔류 용액의 pH 값을 측정하기 위해 Thermo사의

ORION STAR A211 모델로 측정하였다.

봉합사들의 기계적 특성을 보기 위해 qmesys社의 Universal Testing Machine QM100S를 사용하였다. 봉합사의 길이는 20cm로 양 끝을 단일메듭(FDA에 고시된 방법사용)을 지어 실온에서 testing speed는 30±5 Cm/min로 하여 측정하였다.

봉합사의 고유점도를 측정하기 위해 카스사의 CL-L2 저점도를 사용하여 측정하였다.

봉합사들 표면 변화를 확인하기 위해 JEOL사의 JSM-6400 모델로 사용하였다.

3. 결과 및 토론

3.1 PLLA 및 PDCL의 열적 특성

3.1.1 PLLA 및 PDCL의 시차주사 열량분석(DSC)

Fig. 1은 PLLA 및 PDCL 봉합사의 DSC 열적 특성 곡선이다. 그림에서 보는 바와 같이 PDCL 봉합사의 유리 전이 온도는 각각 46 ℃ 및 100 ℃이다. 이런 결과는 PDCL은 PDO와 PCL 중합으로 제조된 것을 확인할 수 있었다. PLLA 봉합사의 Tg는 180 ℃로 확인할 수 있다. 이는 PLLA 봉합사의 유리 전이 온도가 PDCL 봉합사에 비해 높다는 것을 확인할 수 있다.

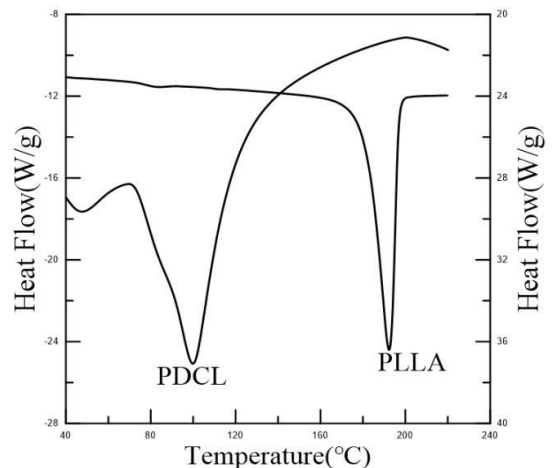


Fig. 1. DSC thermograms of PLLA and PDCL.

3.1.2 PDO, PCL, PLLA, PDCL 봉합사의 열중량 분석(TGA)

Fig. 2는 PDO, PCL, PLLA, PDCL 봉합사의 TGA 곡선이다. 그림에서 보는 바와 같이 PLLA 봉합사는 35

5℃에서 시작하여 약 420 ℃에서 최대 분해속도에 도달하고 PDO 봉합사의 열분해는 약 240 ℃~350 ℃에서, PDCL 봉합사는 250~400 ℃에서 열분해 나타내고 PCL 봉합사는 300~400 ℃에서 열분해를 나타내는 것을 확인할 수 있다. 이는 PDCL은 PDO와 PCL의 열적 특성을 다 갖는 것을 사료된다.

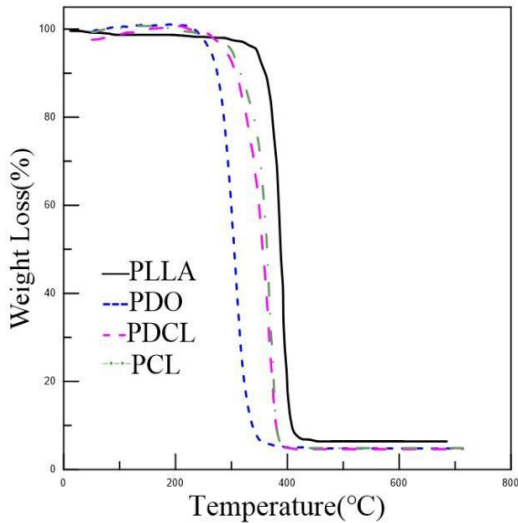


Fig. 2. TGA curves of PDO, PCL, PLLA, PDCL sutures.

3.2 봉합사들의 질량 변화

봉합사의 생분해성은 PBS 용액 내에서 분해시간에 따른 봉합사의 질량 변화율을 유추할 수 있다. 봉합사의 용해 시간에 따른 질량 변화율은 다음의 수식으로 계산할 수 있다.

$$Weight\ loss(\%) = \frac{W_0 - W_t}{W_0} \times 100 \quad (1)$$

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

Fig. 3은 분해시간에 따라 PDO, PCL, PLLA, PDCL 봉합사의 질량 변화 곡선이다. 그림에서 보는 바와 같이 봉합사의 질량이 모두 감소하였다. PDO 봉합사는 거의 생분해성 반응 초기에 바로 질량이 감소하는 것으로 나타났다. PCL 봉합사는 26주까지 거의 큰 변화 없다가 26주 후에 질량이 서서히 감소하고 48주부터 질량이 급격히 감소하는 것을 확인할 수 있었다. PLLA 봉합사의 질량은 52주까지도 크게 변하지 않은 것으로 나타났다.

이는 PLLA 봉합사가 52주 되도 분해 잘 이루어지지 않은 것을 사료된다. PDCL 봉합사의 질량은 26주까지 크게 변하지 않고 26주부터 32주까지 급격히 감소하다가 32주 후에 서서히 안정되는 것을 확인할 수 있었다. 봉합사들 초기에 질량 변화 크게 없는 것은 가수분해를 시작하기 전이라 변화 없는 것을 사료된다.

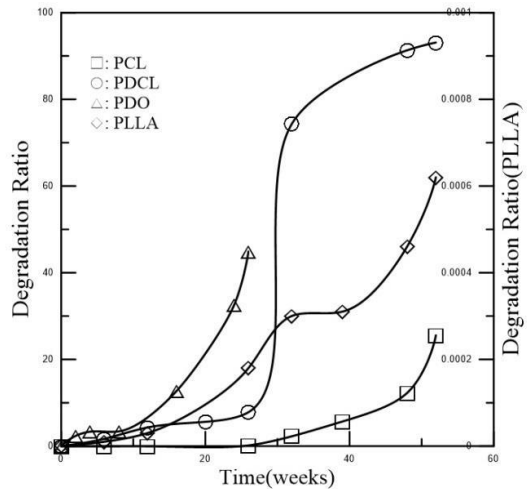


Fig. 3. The weight loss of PDO, PCL, PLLA, PDCL sutures.

3.3 잔류 용액의 pH 변화

Fig. 4는 분해시간에 따라 잔류 용액의 pH 변화 곡선이다. 그림에서 보는 바와 같이 PDO 봉합사의 잔류 용액의 pH 값은 거의 분해 반응 초기부터 감소하는 것을 확인할 수 있었다. PCL 봉합사의 잔류용액의 pH 값은 26주까지 거의 큰 변화를 없다가 26주 이후에 급격히 감소하는 것을 확인할 수 있었다. PLLA 봉합사의 잔류 용액의 pH 값은 52주까지 크게 변하지 않은 것을 확인할 수 있다. PDCL 봉합사의 잔류 용액의 pH 값은 26주까지 크게 변하지 않고 26주부터 본격적으로 감소하는 것을 확인할 수 있었다. 이는 PDO 봉합사는 6주부터, PCL 봉합사는 26주부터, PDCL 봉합사는 12주부터 본격적으로 가수분해를 진행하고 있다는 것을 사료된다. PLLA 봉합사가 52주 되도 분해 잘 이루어지지 않은 것을 사료된다. 이는 PDO 봉합사는 거의 생분해성 실험 시작 초기에 바로 가수분해 진행되고 PCL, PLLA, PDCL 봉합사는 생분해 실험 초기에 가수분해 진행되지 않는 것을 사료된다. 이는 Fig. 1에서도 확인할 수 있다.

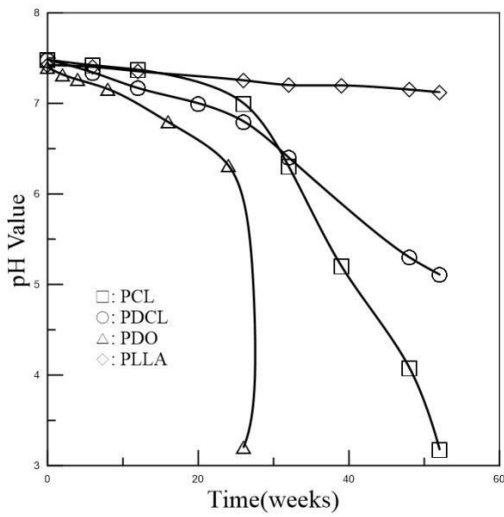


Fig. 4. The pH value change of residual liquid.

3.4 봉합사들의 기계적 특성 변화

3.4.1 봉합사들의 연신율 변화

Fig. 5는 분해시간에 따라 PDO, PCL, PLLA, PDCL 봉합사의 연신율 변화 곡선이다. 그림에서 보는 바와 같이 봉합사들의 연신율은 거의 분해 반응 초기부터 감소하는 것을 확인할 수 있다. PDO 봉합사의 연신율은 8주 까지 급격히 감소하다가 16주 될 때 측정 불가능한 상태가 되었다. PCL 봉합사의 연신율은 32주까지 서서히 감소하다가 32주부터 급격히 감소하다가 39주 될 때 연신율 측정할 수 없을 정도로 되었다. PLLA 봉합사의 연신율은 16주까지 서서히 감소하다가 16주부터 급격히 감소하다가 26주 될 때는 측정할 수 없는 것으로 확인된다. PDCL 봉합사의 연신율은 6주까지 크게 변하지 않다가 6주부터 급격히 감소하고 26주부터 측정할 수 없는 것으로 확인된다. 이는 봉합사들은 인체 내 삽입할 때부터 연신율이 감소하는 것을 사료된다. 4가지 봉합사 중 PCL 봉합사의 연신율 유지 기간이 가장 긴 것을 나타내서 PCL 봉합사의 주름 개선 효과 가장 좋다는 것을 사료된다.

3.4.2 봉합사들의 인장강도 변화

Fig. 6은 분해시간에 따라 PDO, PCL, PLLA, PDCL 봉합사의 인장강도 변화 곡선이다. 그림에서 보는 바와 같이 PDO 봉합사의 인장강도는 8주까지 급격히 감소하다가 16주 될 때 측정 불가능한 상태가 되었다. PCL 봉합사의 인장강도는 26주까지 서서히 감소하다가 26주 이

후급격히 감소하다가 39주 될 때 측정할 수 없을 정도로 되었다. PLLA 봉합사의 인장강도는 시작부터 급격히 감소하다가 26주 될 때 측정할 수 없는 것으로 확인된다. PDCL 봉합사의 인장강도는 시작부터 급격히 감소하고 26주부터 측정할 수 없는 것으로 확인된다.

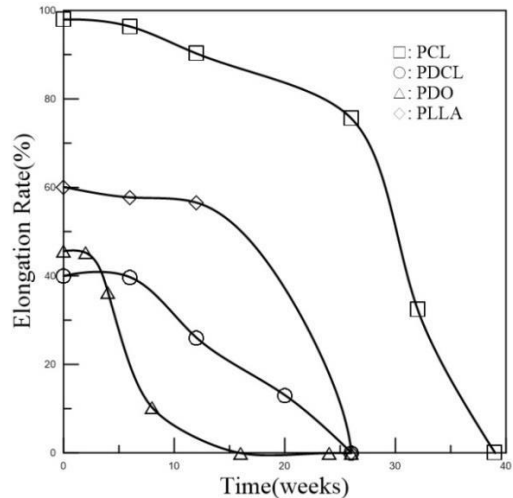


Fig. 5. The elongation ratio of PDO, PCL, PLLA, PDCL sutures.

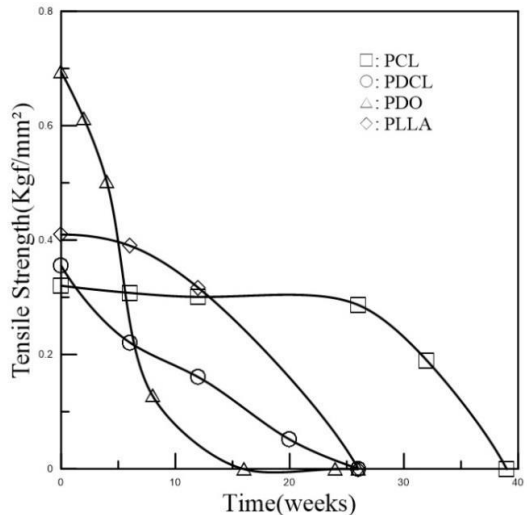


Fig. 6. The tensile strength of PDO, PCL, PLLA, PDCL sutures.

Fig. 5와 Fig. 6에서 보는 바와 같이 봉합사들의 기계적 특성은 분해 초기부터 감소하는 것을 확인할 수 있다. 기계적 강도가 측정 불가능하다는 것은 봉합사들은 체내에

조직을 잡아당기는 힘이 약해지고 주름 개선 효과가 떨어지기 시작하는 것으로 사료된다.

3.5 봉합사들의 고유점도 변화

Fig. 7은 분해시간에 따라 PCL, PDCL, PDO, PLLA 봉합사의 고유점도 변화곡선이다. 그림에서 보는 바와 같이 PDO 봉합사의 고유 점도는 거의 생분해성 실험 시작과 동시에 감소하는 것을 확인할 수 있었다. PCL 봉합사의 고유 점도는 24주까지 거의 큰 변화 없다가 26주 이후에 급격히 감소하는 것을 확인할 수 있었다. PDCL 봉합사의 고유점도는 12주까지 천천히 감소하다 12주부터 26주까지 급격히 감소하다가 26주 이후에 느리게 감소하는 것을 확인할 수 있다. PLLA 봉합사의 고유 점도는 52주까지 크게 변하지 않은 것을 확인할 수 있다. 이는 PDO 봉합사 분자량이 6주부터, PCL 봉합사는 26주부터, PDCL 봉합사는 12주부터 본격적으로 감소하는 것을 사료된다. PLLA 봉합사가 52주 되도 분해 잘 이루어지지 않은 것을 사료된다. Fig. 2와 Fig. 3의 변화 곡선을 통해서도 이 결과를 확인할 수 있다.

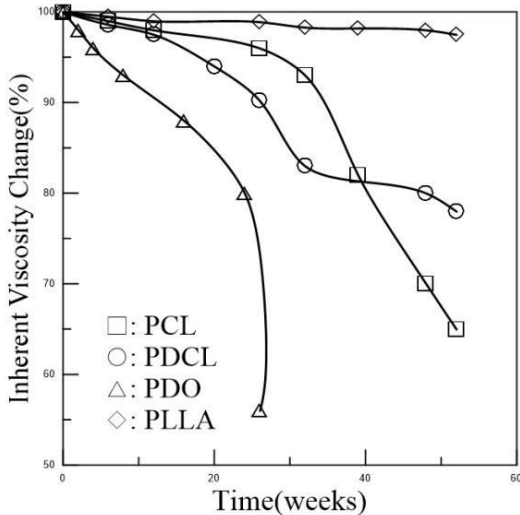


Fig. 7. The inherent viscosity change of PDO, PCL, PLLA, PDCL sutures.

3.6 봉합사들의 표면 특성 변화

Fig. 8은 분해시간에 따라 PCL, PDCL, PDO, PLLA 봉합사들 표면의 ×1000배의 SEM 이미지 변화 곡선이다. 그림에서 보는 바와 같이 PCL 봉합사의 표면은 48주 까지도 큰 변화 없는 것을 확인할 수 있다. PDCL 봉합사

의 표면은 20주부터 분열이 나기 시작하였다. 26주까지 표면이 급격히 분열이 나기 시작하고 26주 때 분열이 더 심해지고 부서지는 것을 확인할 수 있다. PDO 봉합사 8주에 표면에 부분적으로 분열이 시작하여 시간이 지나갈수록 분열이 급격히 심해진 것을 확인할 수 있다. 16주부터 부서지기 시작했다. PLLA 봉합사의 표면은 6주까지 큰 변화 없다가 12주 될 때 표면에 부분적 분열 나타나는 것을 확인할 수 있다. 26주 될 때 표면에 작은 분열이 많이 나타나는 것을 확인할 수 있다.

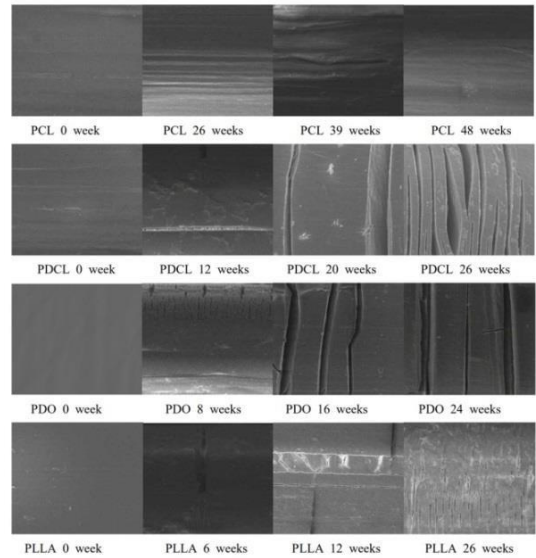


Fig. 8. The SEM image of PCL, PDCL, PDO, PLLA sutures.

Fig. 6과 Fig. 8에서 보는 바와 같이 봉합사들의 인장강도 감소의 원인은 SEM 이미지 사진을 통해서 알 수 있다. 봉합사 생분해하면서 표면에 분열이 나타나고 이는 인장강도에 직접적인 영향을 준다는 것을 확인할 수 있는 것을 사료된다. Fig. 4와 Fig. 7의 곡선을 통해 봉합사들 분해하면서 표면 분열이 생기면서 질량도 많이 감소하는 것을 확인할 수 있다.

4. 결론

생분해 시간에 따라 PDO, PCL, PLLA, PDCL 봉합사의 특성에 대한 실험을 통해 다음과 결론이 얻을 수 있었다.

- (1) PDO 봉합사는 6주부터, PCL 봉합사는 39주부터, PDCL 봉합사는 26주부터 질량이 감소하는 것을 확인할 수 있다. PLLA 봉합사는 52주까지 질량 거의 변화 없는 것을 확인할 수 있다.
- (2) PDO 봉합사의 잔류 용액의 pH 값은 6주부터, PCL 봉합사의 잔류 용액의 pH 값은 26주부터, PDCL 봉합사의 잔류 용액의 pH 값은 26주부터 감소하고 있는 반면에 PLLA 봉합사의 잔류 용액의 pH 값은 52주까지 거의 변화 없는 것을 확인할 수 있었다.
- (3) 잔류 용액의 pH 변화율과 봉합사의 질량 감소율은 거의 일치하는 것을 사료된다. 또한 질량 감소율은 고분자들의 가수분해와 연관된 것을 사료된다. 초반에 질량 및 잔류 용액의 pH 변화 없는 것은 가수분해 시작하지 않다는 것으로 사료된다.
- (4) PDO 봉합사는 6주부터, PCL 봉합사는 26주부터, PDCL 봉합사는 12주부터 본격적으로 가수분해를 진행되고 있다는 것을 사료된다. PLLA 봉합사가 52주 되도 분해 잘 이루어지지 않은 것을 사료된다. 이를 봉합사의 질량변화, 잔류용액의 pH 값 및 고유점도를 통해 확인할 수 있다.
- (5) 봉합사들의 기계적 특성은 시작부터 감소하는 것을 확인할 수 있다. 기계적 강도가 측정 불가하다는 것은 봉합사들은 체내에 조직을 잡아당기는 힘이 약해지고 주름 개선 효과가 떨어지기 시작하는 것으로 사료된다.
- (6) PLLA 봉합사 질량 및 잔류 용액 pH 값이 크게 변하지 않지만 인장강도 및 연신율은 16주부터 많이 감소하는 것을 확인할 수 있다. 이는 PLLA 봉합사는 인체 내 분해 빨리 진행되지 않지만 강도가 약해지면서 리프팅 효과 좀 약해질 수 있다는 것을 사료된다. PDCL 봉합사는 PLLA 봉합사에 비하여 질량과 기계적 강도가 더 빨리 감소하는 것을 확인할 수 있다. 이는 PDCL 봉합사보다 PLLA 봉합사는 리프팅 실에 사용하기에 더 적합하다고 사료된다. 더 우수한 특성의 PDCL 봉합사를 얻기 위해 PCL의 배율이 더 많이 차지해야 할 것을 사료된다.
- (7) 봉합사들의 분해과정은 봉합사들의 표면 SEM 이미지 사진을 통해 확인할 수 있었다.

References

- [1] A. Gleadall, J. Z. Pan, H. Atkinson, A simplified theory of crystallisation induced by polymer chain scissions for biodegradable polyesters, *Polymer Degradation and Stability*, Vol. 97, Issue 9, pp.1616-1620, 2012. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.polydegradstab.2012.06.023>
- [2] N. H. Park, D. H. Kim, B. Park, E. Jeong, J. W. Lee, The Industry Trend Analysis and Perspectives of Biodegradable Polymers, *Biomaterials Research*, Vol. 17, No.3, pp.114-120, 2013.
- [3] L. S. Nair, C. T. Laurencin. Biodegradable polymers as biomaterials. *Prog Polym Science*, Vol.32, No.8-9, pp.762-798, 2007. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.progpolymsci.2007.05.017>
- [4] 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>
- [5] W. J. Niu, J. Z. Pan, A Model of Polymer Degradation and Erosion for Finite Element Analysis of Bioresorbable Implants *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, Vol. 112, 2020. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2020.104022>
- [6] H. Tsuji, Y. Ikada, Properties and morphology of poly(L-lactide) 4. Effects of structural parameters on long-term hydrolysis of poly(L-lactide) in phosphate-buffered solution, *Polymer Degradation and Stability*, Vol. 67, No. 1, pp179-189, 2000. DOI: [https://doi.org/10.1016/S0141-3910\(99\)00111-1](https://doi.org/10.1016/S0141-3910(99)00111-1)
- [7] Y. Y. Xie, J. S. Park, S. K. Kang, Study on the effect of molecular weight on the degradation rate of biodegradable polymer membrane, *Advanced Science and Technology Letters*, Vol. 8, No. 8, pp. 315-322, 2015. DOI: <http://dx.doi.org/10.14257/ijbsbt.2016.8.3.32>
- [8] R. Song, M. Murphy, C. S. Li, K. Ting, C. Soo, Z. Zheng, Current Development of Biodegradable Polymeric Materials for Biomedical Applications. *DrugDes Devel Ther*, Vol 24. No.12 pp. 3117-3145, 2018. DOI: <http://dx.doi.org/10.2147/DDDT.S165440>.
- [9] Jung-Suk Sung and Yong Kiel Sung, "Development of Biological Functions for Polymeric Materials Utilized in Biomedical Application", *Biomaterials Research*, Vol14, No. 4, pp173-177, 2010.
- [10] M. J. Kim, A Study on the Physicochemical Characteristics of Suture Compound, Graduate School of Advanced Technology Fusion, Cheongju University, Master's thesis, [8], 2020.
- [11] N. Goonoo, R. Jeetah, A. B. Luximon, D. Jhurry, Polydioxanone-base Bio-materials for Tissue Engineering and Drug/gene Delivery Applications, *European*

Journal of Pharmaceutics and Biopharmaceutics, Vol. 97, Part B, pp. 371-391, 2015.
DOI: <http://doi.org/10.1016/j.ejpb.2015.05.024>

시 에 위 잉(Yuying 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

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 환경 생명화학공학과 교수

<관심분야>

대기오염 제어, 의료 및 나노 신소재