

생분해에 따른 PLGA 멤브레인의 분해속도 및 pH 변화에 대한 연구

시에위잉¹, 박종순², 강순국^{1*}
¹선문대학교 환경공학과
²(주)글로벌원

Study on the degradation rate and pH change of PLGA membrane with a biodegradation

Yuying Xie¹, Jong-Soon Park², Soon-Kook Kang^{1*}

¹Dept of Environmental and Bio-Chemical Eng., Sunmoon University

²GLO-ONE Co. Ltd.

요약 의료용 고분자 PLGA는 높은 생체적합성, 생분해성, 기계적 특성, 생체안정성을 가지고 있으며, 단량체 수량을 조절함으로써 분해기간을 조절할 수 있는 장점이 있다. 본 논문에서는 상전이법을 이용하여 제조된 분자량과 L/D 타입 구성비가 다른 PLGA 멤브레인들을 인산완충생리식염수 하에서 멤브레인의 분자량과 용액의 온도 조건에 따른 생분해 특성을 유추하기 위하여 질량 변화와 용액의 pH값 측정하였으며, DSC와 실사현미경을 이용하여 Tg와 표면구조의 변화를 파악하였다. PLGA의 분자량이 증가할수록 가수분해속도는 기하급수적으로 감소하고 있으며, L/D 타입 구성비에 따라 분해속도와 용액 pH변화의 차이가 크게 나타났다.

Abstract Medical polymer PLGA is biocompatible, biodegradation, mechanical characteristic and biostability, and the degradation time can be adjust by controlling the number of monomer. In this paper, PLGA membranes have different composition ratio by L/D type was prepared by phase transition method. And the PLGA membrane in phosphate buffered saline(PBS) at the different test temperatures for different periods of time to examined for change in mass and measured the pH of degradation media. Measurement of Tg and surface structure was performed using a DSC and Stereoscopic microscope. As the molecular weighter increase, hydrolysis rate was decrease in geometrical progression. According to the composition ratio by L/D type, degradation rate and the change of pH are large.

Keywords : Activation energy, biodegradation, Glass transtion temperature, PLGA membrane, Phase transition method

1. 서론

현대사회 기술과 산업의 발달에 따라 인간의 삶은 편리성과 행복감을 추구하고 있다. 그러나 다양한 질병과 고령화, 교통사고 및 조직과 장기 손상 등 크게 증가되면서 조직의 재생력을 요구되지만, 조직 재생력 측면의 한계로 인해 이에 대한 효율적인 치료법과 조직공학적인 연구가 지속적으로 수행되고 있다[1].

조직공학은 손상 또한 기능을 상실된 생체조직 및 장기를 체외에서 유사한 구조 및 기능을 가진 인공 조직을 배양하여 생체조직에 이식하며 조직 재생 시키거나 대체하게 되는 기법이다. 조직공학의 특정성 있어서 사용하는 재료도 많은 조건을 고려해야 한다. 따라서 생분해성 고분자가 많은 관심을 받고 있다[2, 3].

생분해성 고분자와 관련된 연구는 수 십 년 전부터 이루어져 왔으며 많은 논문들이 발표되었다. 생분해성고분

본 논문은 한국연구재단 연구과제로 수행되었음.

*Corresponding Author : Soon-Kook Kang(sunmoon University)

Tel: +82-41-530-2382 email: kskang@sunmoon.ac.kr

Received August 7, 2015

Revised September 1, 2015

Accepted September 11, 2015

Published September 30, 2015

자 재료는 생체 내에서 서서히 분해가 일어나면서 최종 소멸되는 재료이다. 생분해성 고분자는 천연고분자 및 합성 고분자로 구분할 수 있다. 천연 생분해성고분자 재료는 콜라겐 키토산, 젤라틴 등 있으며 합성고분자재료로 Poly(lactic acid)(PLA), Poly(glycolic acid) (PGA) 및 이들의 공중합체인 Poly(lactic-co-glycolic acid) (PLGA)등 있다. 합성고분자는 천연고분자를 비해 물리적 특성을 조절할 수 있고 가공이 용이하므로, 합성고분자를 이용한 생체재료분야에 대한 연구가 지속적으로 수행되고 있다. 생체 고분자 재료 중 하나인 PLGA는 미국 식품의약품안전청의 승인을 받은 합성고분자로서 조직 공학적인 다공성지지체, 약물전달시스템 등의 생체재료로 널리 이용되고 있다[4-7].

PLGA는 높은 생체적합성, 생분해성, 기계적 특성, 생체안정성을 가지고 있다. 또한 PLGA는 단량체 수량을 조절함으로써 분해기간을 조절할 수 있는 장점이 있다. 즉, PLGA 공중합 합성반응과정에서 반응물인 젖산과 글리콜산의 배합 몰비의 조절을 통해 합성고분자의 생분해속도와 시간 조절이 가능하다[8]. 또한 PLGA는 오래 동안의 임상 경험, 양호한 분해 특성, 편리한 가공성 및 지속적인 약물 전달에 대한 매체이다. 이는 생체 내에서 가수분해에 의하여 젖산과 글리콜산으로 전환되며 결국에는 이산화탄소와 물로 체외로 배출된다[9].

따라서 본 연구에서는 분자량과 L/D 타입의 구성비가 다른 PLGA 고분자를 이용하여 상전이 범으로 90 ~ 120 μm 두께의 멤브레인을 만들었다. 멤브레인의 생분해 특성은 분해시간과 온도에 따른 멤브레인의 질량감소와 용액의 pH를 측정하여 조사하였다. 또한 분해시간과 분해정도에 따른 PLGA 표면에 분포된 기공들의 크기 변화와 조직체 붕괴를 실사 현미경으로 관찰하였다. 분해과정에서 일어나는 멤브레인의 저분자량화 과정을 추정하기 위하여 DSC를 이용하여 분해과정에서 붕괴되는 멤브레인들의 Tg를 측정하였다. 일련의 실험들을 통해 본 연구에서는 PLGA 멤브레인들이 의료용 약물 전달체 등으로 사용 가능성을 판단하고자 한다.

2. 실험재료 및 방법

PLGA 멤브레인의 생분해 과정을 측정하기 위하여 PLGA의 분자량은 153,000 ~ 560,000이며, L/D 타입의

구성비는 다음과 같다;

Poly(lactide-co-glycolide) (PLA85GA15, inherent viscosity = 1.0dl/g, M_w = 363,000, purac, holland), Poly(lactide-co-glycolide) (PLA85GA15, inherent viscosity = 1.8dl/g, M_w = 221,000, purac, holland), Poly(D, L)lactide-co-glycolide (P(D,L)A85GA15, inherent viscosity = 3.1dl/g, M_w = 560,000, purac, holland), Poly((D, L)lactide-co-glycolide (PLA50GA50, inherent viscosity = 1.0dl/g, M_w = 153,000, purac, holland).

2.1 PLGA 멤브레인의 제조

PLGA 멤브레인 제조를 위한 용매는 클로로포름 (대정화금, 99.5%)을 이용하였으며, PLGA 용액의 농도는 각각의 시료들에 대해 용질 3%의 질량 비율로 제조하였다. 다른 분자량 또는 L/D 타입의 PLGA 용액을 일정한 높이를 갖는 기관에 도포한 후, 비 용매로 에탄올 (99.9%)용액에 침지하여 시편을 얻었다. 이 시편을 증류수로 채워진 항온조에 담가 잔류용매 성분을 제거한 후 상온에서 12시간 이상 건조하여 멤브레인을 제조하였다.

2.2 생분해실험

생분해 온도와 시간에 따른 PLGA 멤브레인의 분해 속도를 측정하기 위한 시료들은 10mm×30mm의 크기로 절단하여 만들었다. 각각의 시료들에 질량을 측정하고, 25ml 바이알 안에 넣은 후 버퍼용액(pH = 7.4, PBS) 15ml을 채웠다. PBS (Phosphate Buffered Solution)는 137mM/L NaCl, 2.7mM/L KCl, 4.3mM/L Na₂ HPO₄, 1.4mM/L KH₂ PO₄)으로 구성되어 있다. 37℃ ~ 75℃ 범위에서 일정 온도로 유지되는 항온수조에 시료가 들어 있는 바이알을 넣고 반응시간(1일 ~ 120일)에 따라 PLGA 멤브레인의 생분해 실험을 실시하였다. 일정 기간 경과 후 4개의 바이알에서 시료를 꺼내어 24시간 건조 후 각각의 질량을 측정하고, 잔류 용액의 pH를 측정하여 평균값을 계산하였다. DSC(Perkin-Elmer, koreatech)를 이용하여 분해과정에서 멤브레인들의 Tg를 측정하였다.

3. 결과 및 토론

3.1 PBS의 pH 변화

Fig. 1은 P(D, L)GA(50:50)와 P(D, L)GA(85:15) 멤브레인의 37°C에서 분해기간에 따른 잔류용액의 pH 변화를 나타내고 있다. 그림에서 보는 바와 같이 P(D, L)GA(50:50)의 잔류용액 pH값은 분해시간에 따라 감소하고 있다. 76day까지 거의 크게 변화 없다가 76day부터 pH값이 지속적으로 감소하는 것으로 나타나고 있다. 반면에 P(D, L)GA(85:15) 일 경우에 120day까지도 pH 값의 변화가 거의 없는 것으로 나타나고 있다. 또한 글리콜산의 구성비가 낮을수록 멤브레인 생분해 속도가 낮게 나타나고 있다. 이는 이전 연구 결과[11]와 일치하고 있음을 알 수 있다.

Fig. 2는 P(D,L)GA(50:50)와 P(D,L)GA(85:15) 멤브레인의 60°C에서 분해기간에 따른 잔류용액의 pH변화를 나타내고 있다. 그림에서 보듯이 60°C에서 P(D,L)GA(85:15) 멤브레인은 6 ~ 24day에서 pH의 변화 속도가 이전과 이후 분해기간에 대해 상대적으로 크게 나타나고 있다. 그러나 P(D,L)GA (50:50) 멤브레인의 잔류용액 pH값은 반응시간 초기부터 감소하면서 4 ~ 8day에서 pH변화가 크게 나타나고 있으나 그 후에 거의 변화 없는 것으로 나타났다. Fig. 1과 Fig. 2에서 보듯이, 온도가 높을수록 생분해 속도가 크게 증가되므로 pH 감소율이 크게 증가함을 알 수 있다. 이는 멤브레인

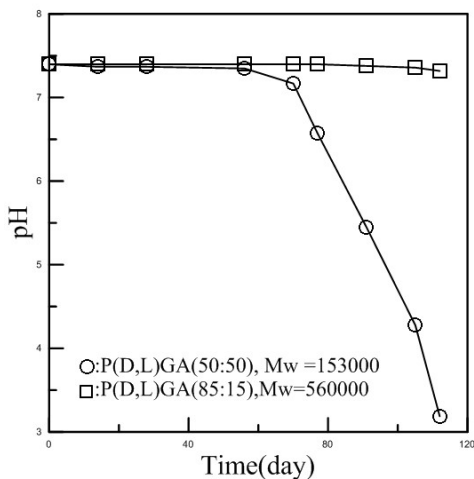


Fig. 1. pH value change of solution during the degradation at 37°C.

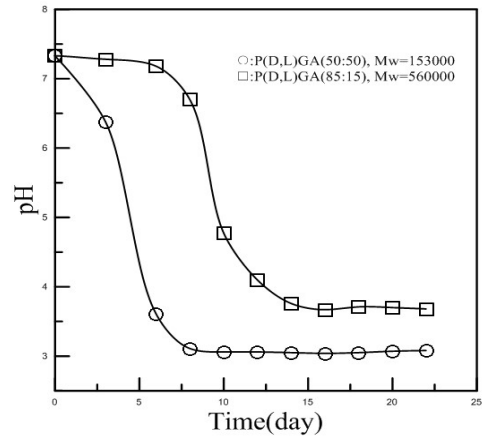


Fig. 2. pH value change of solution during the degradation at 60°C.

의 분해속도는 분해온도의 영향을 받고 있는 것으로 사료된다.

Fig. 3은 PLA85GA15(Mw = 221000) 멤브레인의 45°C, 50°C, 60°C, 75°C에서 분해시간에 따른 잔류용액의 pH 변화를 나타내고 있다. 그림에서 보듯이 45°C 온도에서 pH 변화율은 28 ~ 54day 구간에서는 크게 나타나지만, 28일 이전과 54일 이후에서는 pH 변화가 크지 않음을 알 수 있다. 그러나 60°C와 75°C에서의 잔류용액의 pH 변화율은 각각 6 ~ 24day와 분해 초기 ~ 22 day에서 크게 나타나고 있다. 잔류용액의 pH 변화율에서 급격한 감소는 분해온도가 높을수록 더 빠른 반응시

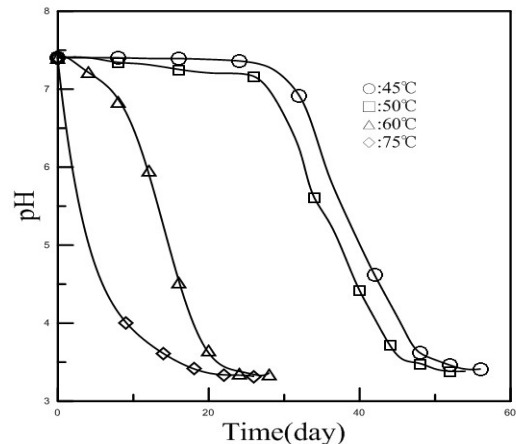


Fig. 3. pH value change of solution during the degradation of PLA85GA15(Mw=221000) membrane.

간의 구간에서 나타나고 있다. 이는 멤브레인의 분해속도는 분해온도가 증가할수록 급격하게 증가함을 알 수 있으며, 이는 멤브레인의 질량변화 속도의 자료에서 확인할 수 있다.

Fig. 4은 PLA85GA15(Mw = 363,000) 멤브레인의 37°C, 45°C에서 분해기간에 따른 잔류용액의 pH 변화를 나타내고 있다. 그림에서 보듯이 생체온도인 37°C에서 120day까지도 pH값의 변화가 거의 없는 것으로 나타나고 있다. 이는 생체 멤브레인의 사용 목적에 따라 분자량 선택이 중요할 수 있음을 나타낸다. 빠른 생분해를 요하는 치과용 멤브레인인 경우는 보다 저분자량의 PLGA를 사용하여야 한다. 45°C에서는 32 ~ 50day pH변화가 상당히 크게 나타나고 있으나, 50day 이후에는 거의 변화가 없는 것으로 나타나고 있다. PLA85GA15 (Mw = 577000) 스펙폴드의 생분해에 대한 이전 연구[10]에서는 분해 온도 37°C에서 잔류액의 pH값은 16주부터 변화는 것으로 나타났다.

Fig. 5은 분해온도(37°C ~ 75°C)에서 P(D,L)GA(85:15)(Mw = 560000) 멤브레인의 잔류용액의 pH 변화를 나타내고 있다. 그림에서 보듯이 37°C에서는 120day까지도 pH값의 변화가 거의 없는 것으로 나타나고 있다. 45°C에서는 48 ~ 80day, 50°C에서는 11 ~ 34day, 60°C에서는 6 ~ 22day의 pH 변화율이 크게 나타나고 있다. 그러나 75°C에서는 pH값은 분해 초기부터 급격하게 감소하지만, 12day 이후 pH변화 거의 없는 것으로 나타나고 있다.

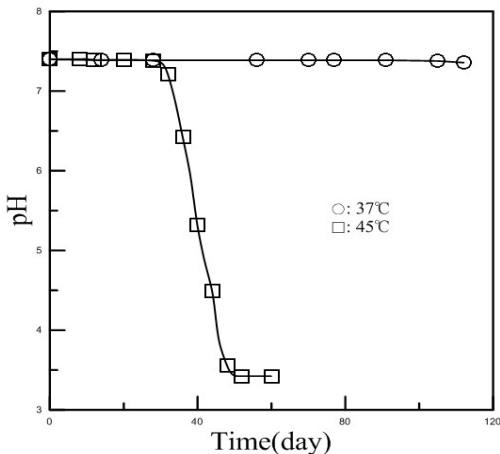


Fig. 4. pH value change of solution during the degradation of PLA85GA15(Mw=363000) membrane.

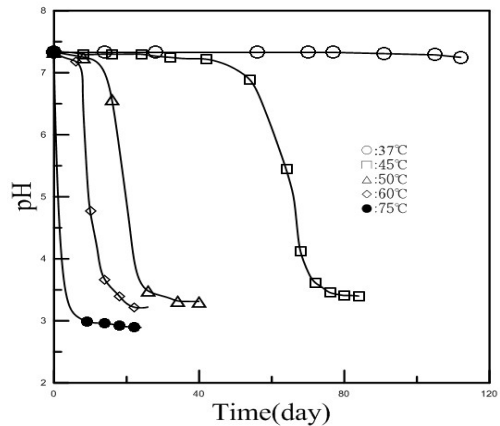


Fig. 5. pH value change of solution during the degradation of P(D,L)GA(85:15) membrane.

Fig. 6은 분해온도(37°C ~ 60°C)에서 P(D,L)GA(50:50) (Mw = 153000) 멤브레인의 잔류용액의 pH 변화를 나타내고 있다. 그림에서 보듯이 37°C에서는 76day부터 pH값이 변하기 시작하는 것을 확인할 수 있다. 45°C에서는 8 ~ 18day, 60°C에서는 분해 초기부터 pH 감소율이 가장 크게 나타나고 있다. Fig. 3 ~ Fig. 6에서 보듯이, 젖산과 글리콜산의 구성비 및 분자량에 따라 멤브레인의 생분해가 크게 일어나는 분해시간이 상이함을 알 수 있다. 이는 멤브레인 표면에 분포된 기공들의 opening 및 확장속도와 확산속도/열분해 속도의 영향을

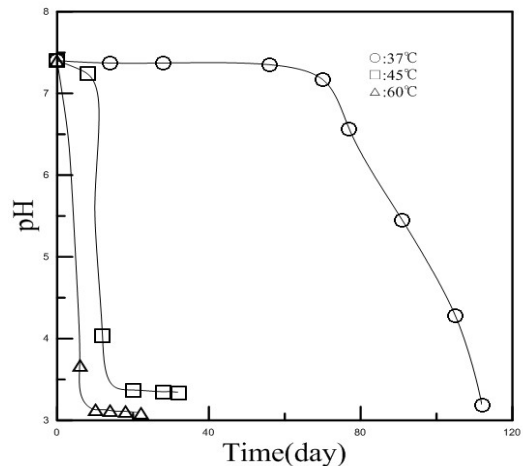


Fig. 6. pH value change of solution during the degradation of P(D,L)GA(50:50) membrane.

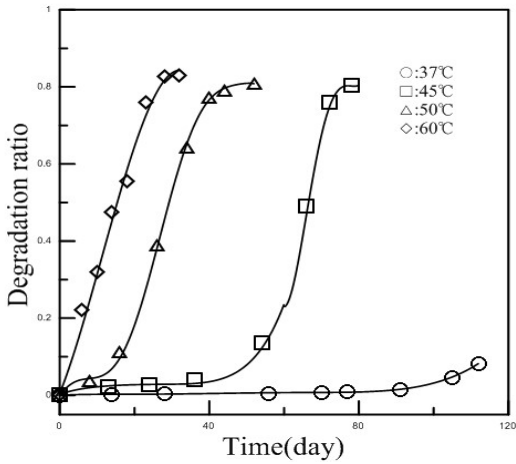


Fig. 7. The degradation ratio during the degradation of P(D,L)GA(85:15) membrane.

고려해야 함을 제시하는 것으로 사료된다.

3.2 멤브레인의 질량변화율

Fig. 7은 P(D,L)GA(85:15) 멤브레인의 37°C, 45°C, 50°C, 60°C에서 분해기간에 따른 질량변화율이다. 그림에서 보듯이, 분해온도 37°C에서 멤브레인의 질량 변화는 분해시간 120day까지 거의 없다. 그러나 45°C에서는 48day까지 큰 변화 없다가 급격히 감소하였으며, 80day 이후에는 질량 감소율도 낮아졌다. 50°C에서는 11 ~ 34day에 질량변화가 이전과 이후 분해시간에 대해 크게 나타나고 있다. 60°C에서는 질량 감소는 시점부터 급격히 변화하여 22day 이후 거의 변화 없는 것으로 나타나고 있다.

Fig. 8은 P(D, L)GA(50:50) 멤브레인의 37°C, 45°C, 60°C에서 분해기간에 따른 질량변화율이다. 그림에서 보는 바와 같이 37°C에서는 80day부터 질량이 크게 변화는 것으로 나타나고 있다. 45°C에서는 8~18day에 질량 감소율이 상당히 크게 나타났으며 60°C에서는 거의 시점부터 10day까지 질량 급격히 가소하는 것으로 나타나고 있다.

이런 결과들은 Fig. 5 ~ Fig. 6에 나타난 잔류 용액의 pH 변화율과 잘 일치하고 있으며, 잔류 용액의 pH와 시료의 질량변화가 일관된 상관관계를 있음을 제시한 이전 논문의 결과[12]와도 일치한다. 분해 초기에는 멤브레인 저 친수성과 표면 마이크로 기공으로 인한 낮은 가수분해 속도를 반영하지만, 급격한 변화 구간에서는 기공

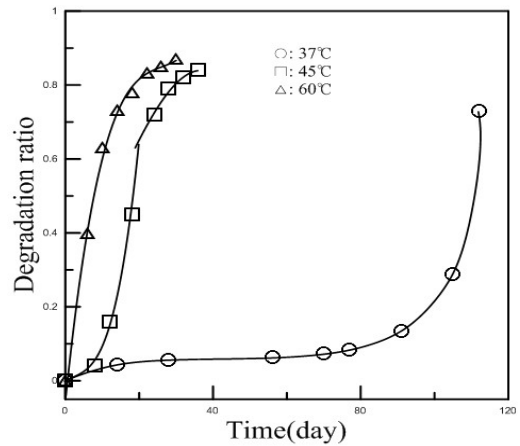


Fig. 8. The degradation ratio during the degradation of P(D,L)GA(50:50) membrane.

opening 및 저 친수성 해소로 pH 변화율과 질량 감소율이 크게 나타나는 것을 사료된다.

3.3 분해에 따른 활성에너지변화

Fig. 9는 P(D,L)GA(85:15)(Mw=560000), P(D,L)GA(50:50)(Mw=153000) 및 PLA85GA15(Mw=221000) 시료의 분해속도에 대한 활성에너지를 나타낸 것이다. 그림에서 보듯이 시료들의 활성화 에너지는 28.1Kcal/mol 와 28.4Kcal/mol 사이의 값으로 산출되었다. 이런 결과는 PLA-PGA(50:50) 스케폴드의 생분해에 대한 활성에너지 값인 27.2 kcal/mol[12]보다 높게 나타나고 있다.

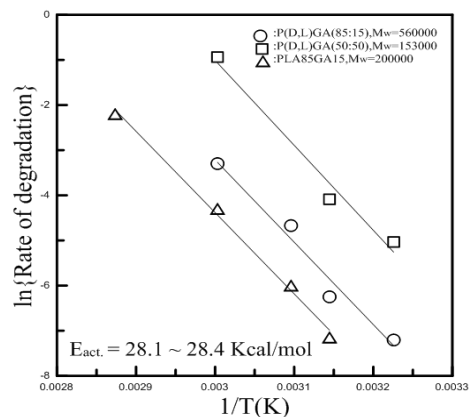


Fig. 9. Arrhenius plot for the rate of degradation as a function of time. Activation energy(E_a) of P(D,L)GA(85:15), P(D,L)GA(50:50), P L A 8 5 G A 1 5 (M w = 2 2 1 0 0 0) membrane.

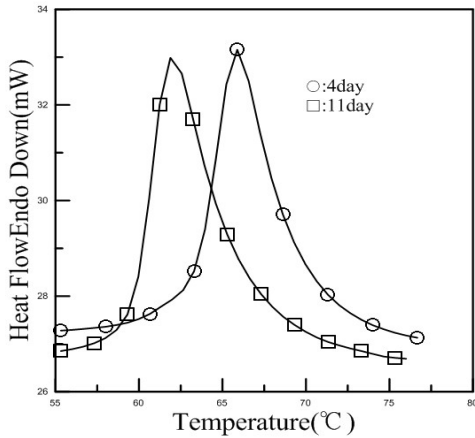


Fig. 10. DSC thermograms obtained after 4 days and 11days immersion in buffer pH 7.4 of P(D,L)GA(85:15) membrane at 50°C.

이는 멤브레인과 스캐폴드의 제조과정 및 구조의 차이에 기인한 것으로 사료된다.

3.4 멤브레인 분해에 따른 유리전이온도 변화

Fig. 10은 50°C에서 4 day 와 11day 동안 생분해된 P(D,L)GA(85:15) 멤브레인의 DSC이다. 그림에서 보듯이 생분해 시간 4day과 11day의 P(D,L)GA (85:15)의 전이온도(Tg)는 각각 56.3°C와 46.11°C로 나타났다. 이는 생분해성 고분자의 분자량이 저분자량화 되고 있음을 나타내고 있다.

Fig. 11은 50°C에서 분해시간에 따른 PLA85GA15(Mw = 221000) 및 P(D,L)GA(85:15)(Mw = 560000) 멤브레인의 Tg를 나타낸 것이다. 그림에서 보듯이, 생분해성 멤브레인들은 분해시간이 증가할수록 Tg가 거의 직선적으로 감소하고 있다. Algrawal은 생분해성 고분자의 Tg가 고분자의 분자량에 비례한다고 하였다[12]. 이를 근거로 하면, 생분해과정에서 멤브레인을 구성하는 PLGA 계열의 고분자들은 거의 순차적으로 저분자량화 됨을 의미하는 것으로 사료된다.

3.5 분해시간에 따른 멤브레인의 형태변화

Fig. 12는 실체현미경(배율 100배)을 이용하여60°C에서 0day와 8day 동안 생분해된 PLA85GA15 (Mw=221000) 멤브레인의 이미지 사진이다. 사진에서 보듯이 분해가 진행되면 멤브레인의 기공들이 확장되고

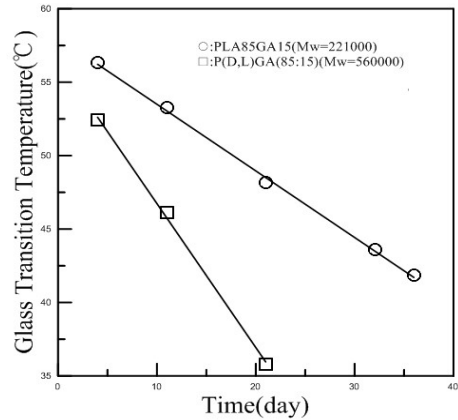


Fig. 11. Glass transition temperature of degraded membrane at 50°C.

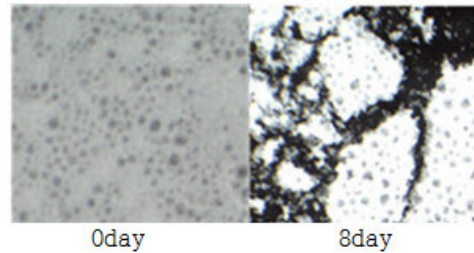


Fig. 12. The morphological change of the porous side on the PLA85GA15(Mw=221000) membrane observed by Stereoscopic microscope at 60°C.

조직체들이 분열되면서 가루 형태로 되고 있음을 알 수 있다.

4. 결론

생분해에 따른 PLGA 멤브레인의 분해속도 및 pH 변화에 대한 실험을 통해 다음과 결론을 얻을 수 있었다.

- (1) PLGA 분해속도는 젯산 및 글리콜산의 구성비와 관련 있다. 글리콜산이 비율이 낮을수록 멤브레인 생분해 속도가 낮게 나타난다.
- (2) 온도가 높을수록 멤브레인 생분해 속도가 크게 증가되므로 pH 감소율이 크게 증가하여 분해 속도는 분해온도의 영향을 받고 있는 것으로 사료된다.

- (3) 잔류용액의 pH와 시료의 질량변화가 일관된 상관 관계 되는 것으로 사료된다.
- (4) 멤브레인의 분해속도는 PLGA의 분자량과 관련 된다. 분자량 클수록 분해시간이 길어지며 생체 멤브레인의 사용 목적에 따라 분자량 선택이 중요하다는 것을 사료된다.
- (5) 생분해성 멤브레인들은 분해시간이 증가할수록 Tg가 거의 직선적으로 감소하고 있다.

References

- [1] H. Shin, S. Jo, and A. G. Mikos, Biomimetic materials for tissue engineering, *Biomaterials*, 24, 4353 (2003)
DOI: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12922148>
- [2] S. R. Caliarra, M. A. Ramirezb, and B. A. C. Harley, The development of collage -GAG scaffold-membrane composites for tendon tissue engineering, *Biomaterials*, 32(34), 8990 (2011).
- [3] C. J. Liao, C. F. Chen, J. H. Chen, S. F. Chiang, Y. J. Lin, and K. Y. Chan, Fabrication of porous biodegradable polymer scaffolds using a solvent merging/particulate leaching method, *Journal of Biomedical Materials Research*, 59, 681 (2002).
DOI: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11774329>
- [4] Agrawal, CM., Niederauer, G.G., and Athanasiou, K.A. Fabrication and characterization of PLA-PGA orthopaedic implants. *Tissue Eng.* 1, 241, 1995.
DOI: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19877903>
- [5] Agrawal, CM., Niederauer, G.G., Micallef, D. M., and Athanasiou, K.A. The use of PLA-PGA polymers in orthopaedics. In: Wise, D., et al., eds. *Encyclopedic Handbook of Biomaterials and Bioengineering*. New York: Marcel Dekker, p. 2081, 1995.
- [6] Athanasiou, K.A., Schmitz, J.P., Schenck, R. C, Clem, M., Aufdemorte, T., and Boyan, B.D. The use of biodegradable implants for repairing large articular cartilage defects in the rabbit. *Transactions of the Orthopaedic Research Society* 17(1), 172, 1992.
- [7] Athanasiou, K.A., Niederauer, G.G., and Agrawal, CM. Sterilization, toxicity, biocompatibility, and clinical applications of polylactic acid/polyglycolic acid copolymers. *Biomaterials* 17(2), 93, 1996.
DOI: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8624401>
- [8] S. I. Jeong, J. H. Kwon, and J. I. Lim, EVA-enhanced embedding medium for histological analysis of 3D porous scaffold material, *Biomaterials*, 26, 1405 (2009)
DOI: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19473850>
- [9] Y. Y. Xie, J. S. Park and S. K. Kang, Study on the characteristics and biodegradable of synthetic PLGA membrane from lactic acid and glycolic acid. *Journal of the Korea Academia-Industrial cooperation Society* Vol. 16, No. 4 pp. 2965, 2015.
DOI: <http://scholar.ndsl.kr/schDetail.do?cn=JAKO201516351715641>
- [10] Linbo Wu, Jiandong ding. In vitro degradation of three-dimensional porous poly(D,L-lactide-co-glycolide) scaffolds for tissue engineering. *Biomaterials* 25 9200) 5821-5830.
DOI: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15172494>
- [11] Hirenkumar K. Makadia and Steven J. Siegel. Poly lactic-co-glycolic acid(PLGA) as biodegradation controlled drug delivery carrier. *Polymers*, 3, 1377-1397;
DOI: [http://dx.doi.org/10.3390/polym3031377.\(2011\)](http://dx.doi.org/10.3390/polym3031377.(2011))
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3347861/>
- [12] C.M.Agrawal, Ph.D., P.E., D. Huang, M.S., J.P. Schmitz, D.D.S., Ph.D., and K.A. Athanasiou, Ph.D., P.E. Elevated temperature degradation of a 50:50 copolymer of PLA-PGA. *Tissue engineering* Volume 3, Number 4, 1997
DOI: <http://online.liebertpub.com/doi/abs/10.1089/ten.1997.3.345>

시 에 위 잉(Yuying Xie)

[준회원]



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

<관심분야>

생분해성 고분자, 고분자 합성, 멤브레인

박 종 순(Jong-Soon Park)

[정회원]



- 1986년 2월 : 건국대학교 화학과 (화학석사)
- 2009년 2월 : 충북대학교 환경공학과 (환경공학박사)
- 2012년 2월 ~ 현재 : (주)글로윈 대표이사

<관심분야>

의료 및 나노 신소재

강 순 국(Soon-Kook Kang)

[정회원]



- 1988년 2월 : 한국과학기술원 화학공학과 (화학공학석사)
- 1992년 2월 : 한국과학기술원 화학공학과 (화학공학박사)
- 1993년 3월 ~ 현재 : 선문대 환경생명화학공학과 교수

<관심분야>

대기오염제어, 의료 및 나노 신소재