https://doi.org/10.5392/JKCA.2021.21.03.609

β-TCP 첨가량에 따른 생분해성 PLA/β-TCP 복합체의 생체활성과 기계적 특성 평가

Effect of Addition of β-TCP on Bioactivity and Mechanical Properties of Biodegradable PLA/β-TCP Composites

문희정, 김설악, 김동애
여주대학교 치위생(학)과

Hee-Jung Moon(mhj5380@yit.ac.kr), Seol-Ak Kim(hmk5381@yit.ac.kr), Dong-Ae Kim(nicekda@yit.ac.kr)

요약

본 연구는 PLA에 β-TCP를 첨가한 복합체의 생체활성도와 기계적 성질을 평가하고자 한다. 클로로프롬 용액에 24 시간 교반기를 이용해서 PLA와 β-TCP를 무게별로 0, 10, 30, 50 wt% 용해한 후 에탄올 용액에서 PLA/β-TCP 복합체를 추출 후 사출성형을 통해 다양한 기계적 평가를 위한 시편을 제작하였다. SBF 인체 유사 체액에 1, 7, 30, 90 일 동안 침전하여 생체활성도를 평가하였다. 본 연구 결과 PLA/β-TCP 10-30 wt% 첨가한 실험군에서는 유의하게 강도가 증가하였으나 50 wt% 첨가한 실험군에서는 감소하였다. 결론적으로 β-TCP 30 wt% 이상 첨가하는 것은 사출성형 고분자 복합체의 기계적 특성이 개선되지 않는다. 표면 생체활성도는 90일 침전 후 표면 전체에 아파타이트 결정을 형성하였다. β-TCP는 표면특성과 기계적 성질 개선 효과가 있음을 입증하였다. 향후 PLA/β-TCP 첨가량에 따른 효율성과 폭 넓은 물성 연구가 필요할 것으로 사료된다.

■ 중심어 : | PLA | β-TCP | 기계적 성질 | 생체활성도 |

Abstract

The aim of the present study was to investigate the mechanical properties of melt-injected poly lactic acid (PLA) composites with β-tricalcium phosphate (β-TCP). The PLA mixed with calcined PLA/β-TCP powder to be contents of 0, 10, 30, 50 wt%, respectively, was dissolved in chloroform solvent under stirring for 24 h. Then the liquid mixtures were dropped into ethanol to extract solvent. After drying, the well-dispersed PLA/β-TCP composites were granulated and melt-injected to prepare specimens for various mechanical testing. PLA/β-TCP induced the precipitation of an apatite bone-mineral phase on the surface after immersion in a human simulated body fluid (SBF) for 90 days, showing in bioactivity. Mean various mechanical properties PLA/β-TCP composite were increased up to 10-30 wt% with significantly in part and composite were decreased 50 wt% of showing in mechanical properties. In conclusion, Over 30 wt% addition of β-TCP to PLA may be not advisable to improve the mechanical properties of melt-injected polymeric composites. Results indicated that β-TCP can be used considered as potential reinforcing agent for increasing mechanical properties for PLA. Therefore, it was suggest that the additional effects of β-TCP and research on a wide range of substances.

■ keyword : | PLA | β-TCP | Mechanical Properties | Bioactivity |

* 이 논문은 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 것임 (NRF-2018R1C1B5043265)
접수일자 : 2020년 11월 10일
수정일자 : 2020년 11월 25일
심사완료일 : 2020년 11월 25일
교신저자 : 김동애, e-mail : nicekda@yit.ac.kr

I. 서 론

고분자는 분자량이 10,000 이상의 화합물로 생분해성 무독성 재료이며 인체 내에서 거부 반응이 적을 뿐 아니라 용도에 따른 적당한 기계적 물성을 가지고 있어 재료공학, 생화학, 약학 및 의학 등 다양한 분야에서 적용되고 있는 재료이다[1][2]. 생분해성 고분자는 생체 내에서 부식되지 않고 스스로 분해, 흡수되어 배출되어 없어지는 재료로 2차 수술이 필요 없는 장점을 가지고 있어 조직공학적 응용에 매우 중요한 재료이다[1][3].

특히 손상된 장기나 조직의 수복·재생을 위한 의료용 고분자가 갖추어야 할 이상적인 재료의 조건은 면역 거부 반응이 없으며 골 재생을 위한 생체활성과 생체적합성, 하중을 견디기 위한 적당한 기계적 성질과 조작하기 쉬운 성형 가공성 등 다양한 요건을 충족해야 한다[2][4]. 이 중에서 우수한 생체적합성과 적절한 기계적 강도의 특성은 매우 중요한 성질이다[2].

대표적인 고분자는 지방족 폴리에스테르 계열로 PGA (Poly glycolic acid), PLA (Poly lactic acid), PCL (Poly carprolactone), PBS (Poly butylene succinate), PLGA (Poly lactic co glycolic acid) 등이 있다[1][4-6]. 특히 PLA는 수술용 봉합사, 조직공학용 지지체, 이식 부품 등 손상된 생체 내 조직이나 장기의 기능을 대체하는 물질로 의료용에 폭넓게 사용되고 있는 생분해성 고분자 재료로 우수한 기계적 강도, 생체적합성, 쉬운 가공성 등 많은 장점이 있음에도 불구하고 높은 결정성으로 유연성 결합으로 부서지기 쉬운 성질과 쉽게 찢어지는 단점으로 인해 고하중 발생 부위에는 사용이 제한적이며 염증 유발에 관한 위해성 보고도 되고 있다[3][6-8].

이러한 생분해성 고분자 재료의 단점을 개선하기 위해 생체친화성이 크고 골 접촉성 세라믹 재료인 수산화아파타이트 (Hydroxyapatite; HAp), 생체활성유리(Bioactiveglass), 삼인산칼슘(Tricalcium phosphate; TCP), 탄소나노튜브 (Carbon nanotubes; CNT) 등 다양한 복합체 제조를 통해 물성을 개선하기 위한 많은 연구가 선행되고 있다[7-14].

특히 β-TCP는 뼈와 치아의 무기질과 비슷한 조성을 가지고 있어 구조적으로 안정적일 뿐 아니라 HAp보다 생체 내에서 용해도가 높아 골치환 속도가 빠르게 진행되어 골이식 대체재로 널리 사용되고 있다. 또한 치아의 인공치근 및 치주병으로 인한 골결손부의 충전물로도 사용되는 물질이다[15-17].

이에 본 연구는 고분자 재료인 PLA의 낮은 기계적 성질과 생체활성도의 단점을 개선하고자 β-TCP를 첨가하여 제조한 세라믹과 고분자의 복합체를 통해 기계적 성질을 개선하고 SBF용액에 침전하여 표면의 미세구조 변화를 통한 생체활성을 평가하고자 한다.

II. 연구재료 및 방법

1. 연구재료

본 연구에 사용된 β-TCP 분말(Merck KGaA Co, Germany, Lot No. K91347243 729)은 평균 입자 크기(d 50-5.0 μm), 900℃에서 3시간 45분 화소 처리하였으며, 생분해성 고분자 PLA(Mw=230,000, BMG, Kyoto, Japan, Lot No. TEZ9T019)를 사용하였다. 용액은 클로로포름((DAE JUNG, Korea, Lot No. C0122KA1)을 사용하였다.

1.1 PLA/β-TCP 복합체 합성

PLA에 β-TCP를 무게비 0 wt%, 10 wt%, 30 wt%, 50 wt%로 첨가하여 클로로포름 용액에 혼합 후 자석교반기를 이용하여 24 시간 슬러리(slurry)형태로 용해시킨 후 에탄올(ethanol)을 이용하여 조금씩 추출하였다. 추출된 PLA/β-TCP 복합체는 상온에서 건조 시킨 후 사출기를 통해 시편을 제작하였다.

2. 연구방법

2.1 기계적 강도 평가

각각의 기계적 특징을 평가하기 위해 강도시험기(Instron 3371, 8871, USA)를 이용하여 1 mm/min 속도로 측정하여 평균과 표준편차를 구하였다.

각 실험군별 10개의 시편으로 총 160개의 시편을 제작하였다.

압축강도(σ cs)는 직경 6 mm, 높이 10 mm 제작하였으며 다음과 같이 산출하였다.

$$\sigma_{cs} = 4P/\pi D^2$$

P: 하중, D: 시편의 직경

간접인장강도(σ DTS)는 직경 4 mm, 높이 6 mm 제작하였으며 다음과 같이 산출하였다.

$$\sigma_{DTS} = 2P/\pi DT$$

P: 하중, D: 시편의 직경, T: 높이

4점굽힘강도와 탄성계수는 폭 3 mm, 높이 2 mm, 길이 36 mm 제작하였으며 다음과 같이 산출하였다.

$$\sigma_{FS} = 3P(L - l)/ 2bd^2$$

P: 하중, L: 지지대 사이의 길이, b: 시편의 두께, d: 시편의 높이

인장강도(σ TS)는 직경 2mm, 높이 30 mm 아령 형태로 제작하였으며 다음과 같이 산출하였다.

$$\sigma_{TS} = P/A$$

P: 하중, A: 단위면적 (mm^2)

2.2 생체활성도 평가

인체 유사 체액(Simulated body fluid : SBF)을 제조하여 인장강도 측정 후 파절된 시편을 일정한 두께로 연마하여 37℃에서 1, 7, 30, 90일 동안 침적하여 표면에 침착된 변화를 관찰하여 생체활성도를 평가하였다. 실험에 사용된 SBF용액 조성은 [Table 1]과 같으며 pH는 7.4로 조절하였다(Model 350, Mettler-Toledo, UK).

건조 처리된 시편은 백금 코팅하여 SEM (S-3000H, Hitachi, Tokyo, Japan)을 이용하여 관찰하였다.

Table 1. Ionic concentrations of simulated body fluid(SBF)

	Ionic concentration (mM)							
	K^+	Na^+	Mg^{2+}	Ca^{2+}	Cl^-	HCO_3^-	HPO_4^{2-}	SO_4^{2-}
SBF	5.0	142.0	1.5	2.5	147.8	4.2	1.0	0.5

3. 자료분석방법

통계분석은 PASW Statistics 20 (SPSS, USA)을 이용하여 일원배치 one-way ANOVA로 분석하였으며 사후분석은 Tukey HSD 유의수준 $p<0.05$로 하였다.

Ⅲ. 결 과

1. 기계적 특성

β-TCP를 첨가한 PLA의 기계적 평가 결과는 [Table 2]와 [Fig. 1]에 나타내었다.

압축강도(CS)는 75.3 MPa-78.2 MPa 범위를 보였으며 β-TCP30 실험군에서 78.2 MPa로 다소 증가하는 양상을 보였으나 대조군 및 실험군과 유의한 차이는 나타나지 않았다[Fig. 1(A)].

간접인장강도(DTS)는 18.9 MPa-21.5 MPa 범위를 보였으며 β-TCP30 실험군에서 17.9 MPa로 다소 증가하는 양상을 보였으나 대조군 및 실험군과 유의한 차이는 나타나지 않았다[Fig. 1(B)].

4점굽힘강도(FS)와 탄성계수(FM)는 각각 굽힘강도 40.4 MPa-89.2 MPa범위와 탄성계수 4.5 GPa-6.5 GPa 범위를 보였으며 4점굽힘강도는 β-TCP10 실험군에서 89.2 MPa로 β-TCP0 실험군에 비해 증가하였으며 β-TCP50 실험군에서 40.4 MPa로 감소하여 통계적으로 유의한 차이가 나타났으며[Fig. 1-C], 탄성계수는 β-TCP0 실험군에서 감소하여 4.5 GPa를 나타냈으며 β-TCP50 실험군에서 6.5 GPa로 증가하여 통계적으로 유의한 차이가 나타났다[Fig. 1(C)].

인장강도(TS)는 34.1 MPa-55.4 MPa 범위를 보였으며 β-TCP30 실험군에서 55.4 MPa로 증가하였고 β-TCP50 실험군에서 34.1 MPa로 감소하여 통계적으로 유의한 차이가 나타났다[Fig. 1(D)].

전반적으로 β-TCP 10-30 wt% 첨가한 실험군에서 증가되었으며 β-TCP 50 wt% 첨가한 실험군은 FM을 제외한 모든 실험군에서 감소하는 양상이 나타났다.

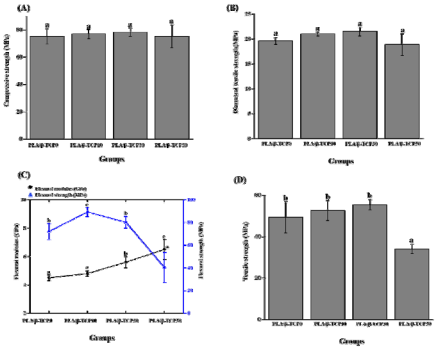

Fig. 1. Various mechanical properties of the PLA/β-TCP composites. (A) Compressive strength(CS), (B) Diametral tensile strength (DTS), (C) Flexural strength (FS) and Flexural modulus (FM), (D) Tensile strength (TS). Same letters denote the results of multiple significance by Tukey test ($p<0.05$).

Table 2. Effects of the mechanical properties of PLA/β-TCP composites

Groups / properties	PLA/ β-TCP0	PLA/ β-TCP10	PLA/ β-TCP30	PLA/ β-TCP50
CS(MPa)	75.3 (5.6)[a]	76.9 (3.4)[a]	78.2 (2.9)[a]	75.3 (8.5)[a]
DTS(MPa)	16.1(1.4)[a]	15.3 (3.3)[a]	17.9 (1.7)[a]	16.1 (1.8)[a]
FS(MPa)	72.1 (7.0)[b]	89.2 (4.0)[c]	80.2 (5.1)[b]	40.4 (13.2)[a]
FM(GPa)	4.5 (0.2)[a]	4.8 (0.2)[a]	5.6 (0.4)[b]	6.5 (0.7)[c]
TS (MPa)	49.3 (2.3)[b]	52.6 (2.5)[b]	55.4 (4.8)[b]	34.1 (7.5)[a]

Means with different letters ar significantly different at $p<0.05$.

2. 생체활성도

인장강도 측정 후 파절된 시편을 37℃ SBF 용액에 1, 7, 30, 90일간 침전 후 표면 변화를 SEM으로 관찰한 결과 β-TCP0 실험군에서는 90일 침전 후에도 표면의 변화가 관찰되지 않았으나[Fig. 2-A] β-TCP를 첨가한 실험군에서는 7 일차에서 표면의 변화가 관찰되기 시작하였으며 30일 이후에는 β-TCP첨가량이 증가할수록 표면에 아파타이트가 형성되는 변화가 나타났다. 특히 90 일 침전한 β-TCP 50 wt% 실험군에서는 표면 전체에 다공성의 아파타이트 형성이 관찰되었다[Fig. 2(B-D)].

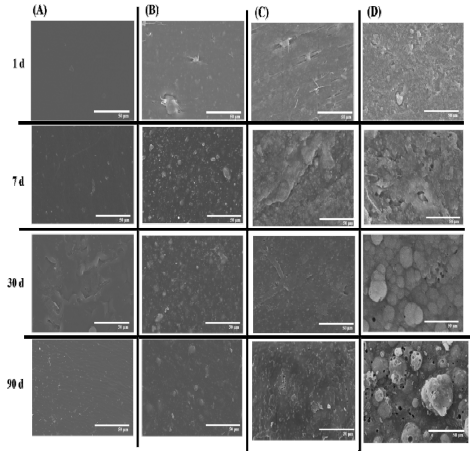

Fig. 2. SEM morphology of the PLA/β-TCP composites after immersion in SBF for 1, 7, 30 and 90 days. (A) PLA/β-TCP0, (B) PLA/β-TCP10, (C) PLA/β-TCP30, (D) PLA/β-TCP50.

그러나 합성고분자는 여전히 낮은 생체적합성과 기계적 성질을 개선하기 위해 생체재료와 생체세라믹스 등 유/무기 입자를 첨가한 많은 연구가 이루어져 왔다[5][7][9-15].

이에 본 연구는 합성고분자인 PLA (Poly lactic acid)에 인산칼슘계 세라믹스의 일종인 삼인산칼슘(Tricalcium phosphate; TCP)중 공기 중에서 소결하여 β상으로 전이한 생체분해성이 높으며 뼈와 치아의 무기질과 비슷한 조성을 가지고 있어 구조적으로 안정적인 β-TCP[19]를 0-50 wt% 첨가한 PLA/β-TCP 복합체를 제조하여 기계적 특성과 생체활성도를 연구하였다.

압축강도(CS)와 간접인장강도(DTS)는 전반적으로 β-TCP 첨가량이 증가할수록 다소 증가하는 양상을 보였으나 통계적 유의한 차이는 나타나지 않았으나 강도 저하를 야기하지는 않았다[Fig. 1(A,B)].

Lin 등[20]은 합성고분자 PDLLA과 TCP 복합체의 압축강도 연구결과 TCP를 첨가할수록 증가하여 본 연구와 유사한 결과를 보였다. 간접인장강도(DTS)는 β-TCP의 함량이 증가하는 효과는 미비하였으나 압축강도와 마찬가지로 강도 저하를 야기하지는 않았다.

4점굽힘강도(FS)는 β-TCP0 실험군에 비해 10 wt%와 30 wt% 첨가한 실험군에서 증가하였으며 50 wt%

첨가한 실험군에서는 감소하였으나 탄성계수(FM)는 β-TCP 첨가량이 증가할수록 통계적으로 유의하게 증가하는 양상을 보였다[Fig. 1(C)]. Zuev 등[21]은 β-TCP 첨가량이 증가할수록 탄성계수가 증가하였다고 보고하여 본 연구결과와 일치하였다. 반면에 진[8]은 β-TCP 첨가량에 따른 굽힘강도와 탄성계수 연구결과 β-TCP 10 wt% 첨가한 실험군에서 감소하여 본 연구와 다른 결과를 보였다.

이와 같이 다른 결과가 나타난 요인은 합성고분자 지지체의 특징과 고분자와 무기 복합체의 분자량이 원인으로 보여진다. 그러므로 본 연구에서는 평가하지 않았으나 향후 다양한 합성고분자의 특징 연구와 제조된 복합체의 분자량에 관한 연구가 필요할 것으로 사료된다.

인장강도(TS)는 β-TCP0 실험군에 비해 10 wt%와 30 wt%첨가한 실험군에서 증가하였으나 50 wt% 첨가한 실험군에서는 감소하여 통계적으로 유의한 차이가 나타났다[Fig. 1(D)]. Rahim 등[20]은 첨가량이 많은 40 wt% 첨가한 실험군에서 감소하여 본 연구와 일치하였다.

이상의 연구 결과 β-TCP 30 wt% 첨가한 실험군에서 증가하였고 β-TCP 50 wt% 첨가한 실험군에서는 오히려 감소하여 고분자 복합체에서 30 wt% 첨가량이 기계적 성질 개선에 월등한 효과가 있음을 입증하였다.

SBF용액에 침전 후 표면에 아파타이트(apatite)가 변화되는 양상을 관찰하여 생체활성도를 평가하였다[Fig. 2(A-D)]. 아파타이트의 구성 성분은 Ca^{2+} 이온과 PO_4^{3-} 이온들이 유출될 경우 아파타이트 핵형성이 촉진된다[18].

본 연구에서도 SBF용액에 침전 7 일차부터 β-TCP 첨가량이 증가할수록 표면에 형성되는 아파타이트가 관찰되었으며 90일 침전 후에는 50 wt%에서 다공성의 아파타이트 핵형성이 표면 전체에 관찰되었으며 표면에 형성된 다공성 기포는 기계적 성질 저하의 중요한 요인으로 파악된다. 표면의 아파타이트 형성으로 인한 변화는 기계적 성질에 미치는 요인임을 알 수 있다.

본 연구는 합성고분자 PLA에 생분해성이 우수한 β-TCP를 첨가하여 고분자 복합체를 제조하여 생체활성도와 기계적 특성을 평가한 결과 생체활성도와 기계적 성질 개선에 효과가 있음을 입증하여 하중이 높은 부위에 적용 가능한 기계적 성질 개선과 생체활성도 평가한 점에 의미가 있으나 향후 기계적 성질과 밀접한 관련이 있는 분자량과 다양한 종류의 합성고분자와 효과적인 β-TCP의 첨가량에 관한 연구가 필요할 것으로 사료된다.

V. 결 론

본 연구는 기존의 합성고분자 PLA에 생분해성이 우수한 β-TCP 첨가량에 따른 고분자 복합체를 제조하여 생체활성도와 기계적 성질 개선 효과를 연구하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 압축강도와 간접인장강도는 β-TCP 첨가량이 증가하면서 다소 증가하는 양상을 보였으나 통계적 유의한 차이는 나타나지 않았다($p<0.05$).
2. 4점굽힘강도와 탄성계수는 β-TCP 10 wt%에서 증가하였으며 β-TCP 50 wt%에서는 감소하여 통계적으로 유의한 차이가 나타났다($p<0.05$).
3. 인장강도는 β-TCP 10-30 wt%에서 증가하였으며 50 wt%에서 감소하여 통계적으로 유의한 차이가 나타났다($p<0.05$).
4. β-TCP 첨가량이 증가한 30-50 wt%실험군에서 SBF용액에 침전 후 표면에 아파타이트가 형성되었으며 특히 β-TCP 50 wt% 실험군에서 30 일 이상 침전 후 표면 전체에 다공성의 아파타이트가 관찰되었다.

참 고 문 헌

[1] 박종순, 강순국, “공중합 합성된 PLGA 멤브레인의 생분해에 관한 연구,” 한국산학기술학회 학술대회논문집, pp.561-563, 2014.

[2] 어진원, 한혁, 서주환, 이준우, “고분자 생체재료의 시장동향 분석과 전망,” Biomaterials Research, 제16권, 제3호, pp.108-111, 2012.

[3] 김상헌, 김수현, “생체기능성 생분해성 고분자,” Polymer Science and Technology, 제18권, 제5

호, pp.450-457, 2007.

[4] 김미경, *표면미네랄화를 통한 생분해성 합성고분자의 골조직 재생 응용연구*, 단국대학교, 석사학위논문, 2006.

[5] 장상희, "생분해성 고분자 나노복합체의 형태학 및 기계적 특성 연구," 한국청정기술학회, 제19권, 제4호, pp.401-409, 2013.

[6] 김태진, 김태희, 김상구, 서관호, "PLA/PBAT/MEA 블렌드의 구조변화 및 열적, 기계적 성질," 한국고분자학회, 제40권, 제3호, pp.371-379, 2016.

[7] A. Rakovsky, I. Gotman, E. Rabkin, and E. Y. Gutmanas, "β-TCP-polylactide composite scaffolds with high strength and enhanced permeability prepared by a modified salt leaching method. journal of the mechanical behavior of biomedical materials," J Clin Periodont, Vol.32, No.4, pp.89-98, 2014.

[8] 진형호, 민상호, 박홍채, 윤석영, "마이크로파에 의한 생분해성 A-TCP/PLGA 복합체의 제조시 β-TCP 첨가량에 따른 영향," Korean Journal of Materials Research, 제16권, 제1호, pp.331-334, 2006.

[9] C. E. Corcione, F. Scalera, F. Gervaso, F. Montagna, A. Sannino, and A. Maffezzoli, "One-step solvent-free process for the fabrication of high loaded PLA/HA composite filament for 3D printing," Journal of Thermal Analysis and Calorimetry, Vol.134, No.1, pp.575-582, 2018.

[10] J. O. Akindoyo, M. D. Beg, S. Ghazali, H. P. Heim, and M. Feldmann, "Impact modified PLA-hydroxyapatite composites-Thermo-mechanical properties," Composites Part A: Applied Science and Manufacturing, Vol.107, No.1, pp.326-333, 2018.

[11] E. H. Backes, de Nóbile Pires, H. S. Selistre, de Araujo, and L. C. Costa, "Development and characterization of printable PLA/β-TCP bioactive," International journal of nanomedicine, Vol.35, No.3, pp.273-284, 2008.

[12] L. Cao, Q. Chen, L. B. Jiang, X. F. Yin, C. Bian, and J. Dong, "Bioabsorbable self-retaining Pla/nano-sized β-TCP cervical spine interbody fusion cage in goat models: An in vivo study," International journal of nanomedicine, Vol.27, No.5, pp.544-558, 2016.

[13] S. Eqtesadi, A. Motealleh, F. H. Perera, A. Pajares, and P. Miranda, "Poly-(lactic acid) infiltration of 45S5 Bioglass® robocast scaffolds: Chemical interaction and its deleterious effect in mechanical enhancement," Materials Letters, Vol.163, No.4, pp.196-200, 20016.

[14] S. Singh and S. S. Ray, "Polylactide based nanostructured biomaterials and their applications," J Nanosci Nanotechnol, Vol.7, No.8, pp.2596-2615, 2007.

[15] 사민우, 김종영, "압출 적층 조형 기술을 이용한 TCP/HA 의 혼합비율에 따른 바이오 세라믹 인공지지체의 제작 및 특성 연구," 대한기계학회 논문집, 제38권, 제11호, pp.1273-1281, 2014.

[16] 박광범, 박진우, 안현욱, 양동준, 최석규, 장일성, 서조영, "미세다공성 Biphasic calcium phosphate ceramics 의골이식 대체재로서의 기본특성에 대한 비교연구," 대한치주과학회지, 제36권, 제4호, pp.69-77, 2006.

[17] 사민우, 김종영, "3 차원 Blended PCL (60 wt%)/β-TCP (40 wt%) 인공지지체의 제작 및 특성 평가," 대한기계학회 논문집 A 권, 제38권, 제4호, pp.371-377, 2014.

[18] 진형호, *조직공학용 Calcium Phosphate 기반 유/무기 지지체의 제조 및 생체활성에 관한 연구*, 부산대학교, 박사논문학위, 2011.

[19] J. C. Le Huec, E. Lesprit, C. Delavigne, D. Cle´ment, D. Chauveaux, and A. Le Rebeller, "Tricalcium phosphate ceramics and allografts as bone substitutes for postero-lateral spine fusion in idiopathic scoliosis: Comparative clinical results at 4 years," Acta Orthop Belg, Vol.63, No.3, pp.202-211, 1997.

[20] F. H. Lin, T. M. Chen, C. P. Lin, and C. J. Lee, "The merit of sintered PDLLA/TCP composites in management of bone fracture internal fixation. Artificial organs," Artificial organs, Vol.23, No.2, pp.186-194, 1994.

[21] D. M. Zuev, E. S. Klimashina, P. V. Evdokimov, Y. Y. Filippov, and V. I. Putlyaev, "Mechanical

Characteristics of Composites Based on β-Ca3(PO4)2/Poly (D, L-Lactide) and β-Ca3(PO4)2/Poly(ε-Caprolactone)," Inorganic. Materials: Applied Research, Vol.10, No.1, pp.109-113, 2019.

저 자 소 개

문 희 정(Hee-Jung Moon) 정회원

- 2006년 7월 : 한양대학교 대학원 보건학과(보건학 박사 수료)
- 2000년 3월 ~ 현재 : 여주대학교 치위생과 교수

〈관심분야〉 : 치위생학, 보건학, 치과임상학

김 설 악(Seol-Ak Kim) 정회원

- 1995년 8월 : 중앙대학교 보건행정학과 보건학석사
- 2004년 2월 : 한양대학교 보건관리학과 보건학 박사 수료
- 1997년 3월 ~ 현재 : 여주대학교 치위생과 교수

〈관심분야〉 : 치위생학, 보건학, 치과임상학

김 동 애(Dong-Ae Kim) 종신회원

- 2005년 8월 : 단국대학교 구강보건학과 구강보건학석사
- 2015년 2월 : 단국대학교 나노바이오의과학과 치과생체재료학 치의학박사
- 2020년 3월 ~ 현재 : 여주대학교 치위생과 조교수

〈관심분야〉 : 치과재료학, 치위생학