

아연나노입자함유 교정용 레진의 물리적 특성 평가

조정기

충북보건과학대학교 치기공과 겸임교수

Evaluation of Physical Properties of Resin Containing Zinc Nanoparticle.

Jeong-Ki Jo

Adjunct Professor, Department of Dental Laboratory Technology, Chungbuk Health & Science University

요 약 가철성 교정장치의 자가중합 레진인 Polymethyl methacrylate(PMMA)는 색의 안정성과 체적 안정성, 조직 친화성 등의 장점이 있어 오랫동안 치과 교정장치 재료로 사용해 왔다. 하지만 이러한 가철성 교정장치는 구강내에서 사용이 길어질수록 PMMA의 낮은 강도로 인하여 사용중 교정장치 레진상이 파절되는 단점이 있다. 본 연구에서는 zinc nanoparticle (ZNP)가 orthodontic PMMA에 혼합하여 강도효과를 도입하고자한다. ZNP를 함유된 orthodontic PMMA (0, 0.5, 1.0, 2.0 및 4.0%)의 직사각형 시료(1.4×3.0×19.0 mm)를 제작하였다. 제작완료된 시편을 1 mm/min의 속도로 3점 굽힘강도 시험하였고, 비커스 경도는 경도기를 이용하여 3회측정하였고, 표면조도기로 표면조도를 측정하였다. 그 결과 3점 굽힘강도는 유의한 변화가 없었다($p>0.05$). 경도를 평가한 결과 역시 유지됨을 관찰하였다. 표면조도도 큰 차이가 보이지 않았다. 표면에너지는 유의차 있게 증가하였다. ZNP함유된 orthodontic PMMA는 의치 및 교정용 장치의 기계적 특성 대한 유의한 차이가 없음을 확인하였다. 결과적으로 본 연구에서 ZNP를 성공적으로 합성하고 이것이 분산된 교정용 레진 시편을 제작하였다. 추후 항균실험을 추가하여 고강도와 항균력이 있는 교정장치를 개발할 수 있는 연구가 필요하다.

주제어 : 교정용 레진, 징크나노파트클, 3점 굽힘강도, 비커스경도, 표면조도

Abstract Polymethyl methacrylate (PMMA), a self-polymerizing resin for removable orthodontic devices, has been used as a dental orthodontic device for many years because of its advantages such as color stability, volume stability, and tissue compatibility. However, such a removable orthodontic device has a disadvantage that the longer the use in the oral cavity due to the low strength of the PMMA fracture of the orthodontic device resin in use. In this study, zinc nanoparticles (ZNP) were mixed with orthodontic PMMA to introduce strength effect. Rectangular samples (1.4×3.0×19.0 mm) of orthodontic PMMA (0, 0.5, 1.0, 2.0 and 4.0%) containing ZNP were prepared. The finished specimen was tested for three-point bending strength at a speed of 1 mm / min, and the Vickers hardness was measured three times using a hardness tester. The surface roughness was measured with a surface roughness. As a result, the 3-point bending strength did not change significantly ($p> 0.05$). Surface energy increased significantly. As a result, we successfully synthesized ZNP in this study and prepared the dispersed resin specimen for calibration. It will be possible to develop high-density dental orthodontic resins.

Key Words : Orthodontic resin, Zinc nanoparticle, Three-point bending strength, Vickers hardness, surface roughness

*Corresponding Author: Jeong-Ki Jo(centralt@naver.com)

Received September 1, 2019

Accepted October 20, 2019

Revised September 27, 2019

Published October 28, 2019

1. 서론

발전하는 현대사회에 성형이 아닌 치아교정으로 아름다움을 찾는 관심이 증가함에 따라 교정치료에 대한 관심이 높아지고 있다. 교정치료에 있어서 소아, 청소년의 경우 가철성 교정장치로 치아교정이 시행되고 있으며, 성인 역시 교정치료 후 보정목적으로 가철성 교정장치를 이용한다. 가철성 교정장치의 재료인 아크릴 레진(acrylic resin)은 주로 Polymethyl methacrylate (PMMA)로 제작되는데 polymer와 monomer를 혼합하여 중합시키는 재료이다[1]. PMMA는 간단한 제조 공정과 적절한 기계적 특성 및 저렴한 가격으로 인해 가철성 교정장치 재료로 오랫동안 임상적으로 사용되어지고 있다[2].

하지만 이러한 가철성 교정장치는 사용 시간이 늘어날수록 치석, 플러그, 박테리아, 곰팡이가 생겨 냄새가 나며 구강감염을 가속화시킬 수 있을 뿐만 아니라 의치상이 깨지기도 하는 등의 단점이 있다[3]. 이를 극복하기 위해서 고강도의 치과 교정용 레진의 개발이 필요하다. 최근에 나노 입자, 나노 섬유 또는 나노 튜브의 형태로 나노 첨가제를 개발하여 가철성 교정장치에 넣어 고강도를 갖는 항균성 가철성 교정장치를 개발하는 연구가 활발해지고 있다[3,4]. 기존연구에서는 그래핀 옥사이드와 탄소 나노 튜브는 항균능력이 존재한다고 보고되고 있어 PMMA에 항균 나노 첨가제로 사용되어야 한다고 제시되었지만 특유의 검은 색으로 인하여 심미 치과 재료로서의 사용이 제한적이다[5-12].

또한 은 이온/항균약물을 증기공 실리카 나노파티클을 orthodontic PMMA에 담침하여 바이오필름 억제능을 확인하였다[13]. 하지만 항균력을 동반한 바이오필름 억제능이 임상적으로 사용될 수 있을 정도로 약물담침 없이 장기간 지속되지 못하였다는 단점이 있었다[14].

이번 실험에서 그래서 본 연구에서는 항균력이 입증된 재료로 zinc oxide nanoparticle(ZNP)을 교정용 resin에 함유하여 3점 굽힘강도로 강도실험을 진행하고 경도, 표면조도, 표면에너지를 측정하여서 교정장치물의 강도 변화를 알아보고자 하였다. ZNP의 항균 활성은 나노 미터 영역에서 입자를 합성하기 위한 나노 기술의 구현에 의해 전 세계적으로 상당한 관심을 받았고, 연구원들은 ZNP 크기를 제어하는 것이 최상의 살균 반응을 달성하는 데 중요하다는 것을 발견하였다[15].

ZNP 재료는 추후에 있을 항균실험을 바탕으로 선택된 재료이다. 교정용 레진의 강도증가에 항균성을 더하기 위함이다.

2. 연구 재료 및 방법

2.1 연구재료

연구 재료로는 Orthocryl (Dentaurum, Ispringen, Germany)를 사용하였고 레진 파우더에 0%, 0.5%, 1%, 2%, 4% 중량비로 ZNP를 균일하게 섞은 이후 제조사의 제시에 따라 중합하였다. 다음 Table 1, Fig 1과 같다.

Table 1. Product used

No	Product	Batch no.(P/L)
1	Orthocryl (Dentaurum, Germany)	452986 B 450128 A

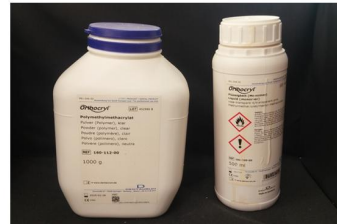


Fig. 1. Dentaurum of orthocryl

2.2 ZNP함류 교정용 레진 제작



Fig. 2. Cutter machine

상용화된 PMMA 제품을 열 중합으로 인한 나노입자의 손상을 방지하기 위해서 자가중합 제품으로 선택하였다. 나노 입자는 PMMA 분말 대비 중량%로 0, 0.5, 1, 2, 4%로 준비하여 MMA 액체에 sonicator를 이용하여 분산시킨 후, PMMA 분말: MMA액(1.2 : 1)로 비율로 혼

합하였다. 혼합된 시편은 2.2 bar에서 30분 동안 70°C (Multicure Vertex)에서 중합 하였다. 기계적 성질의 테스트용 막대 시편을 만들기 위해서 1차로 블록사이즈를 4 x 5 x 20 mm로 절단하고 Accutom - 50 장비를 사용하였다. Fig 2와 같다. 다시 그 시편을 1.4 x 3.0 x 18 mm로 제작하였다. 제작 완료된 시편은 #2400 SiC Paper로 연마처리 하였다.

2.3 ZNP함류 교정용 레진 물리적 특성 분석

ZNP 함유 교정용 레진의 표면 형태는 주사전자현미경 (Scanning Electron Microscopy: SEM, S-3000H, Hitachi, Japan)으로 관찰하였다. 표면에너지를 측정하기 위해 시료에 물과 Ethylene glycol 10 μ l를 떨어뜨려 10초 후에 Phoenix300 분석기를 이용하여 접촉 각을 관찰 하였다. 표면에너지 분석은 Owens-Went 분석법을 이용하였다[15].

2.4 표면조도, 경도 시험

표면조도는 초당 0.5 mm의 속도로 4.0 mm를 스캔 하여 표면조도기(SJ-400, Mitutoyo, Japan)로 측정하였다. 다음 Fig 3와 같다. Vickers 경도는 경도기(HM-221, Mitutoyo, Tokyo, Japan)를 이용하여 3회 측정하여 평균과 표준편차로 표시하였다 (n=5). 다음 Fig 4와 같다.



Fig. 3. Surface roughness



Fig. 4. Hardness tester

2.5 3점 굽힘강도 시험

중합된 시편을 가지고 ISO 20795-2의 국제시험규격에 따라 실험측정 전까지 증류수의 37°C에서 48시간 보관하였다[16]. 인스트론에 500N load cell을 장착하여 span거리를 14 mm로 하여 crosshead speed를 분당 1 mm로 하강 파절하였다. 시편은 각군별로 10개씩 test 하였다. 다음 Fig 5와 같다.



Fig. 5. 3-point flexural test

2.6 통계분석

각 군별로 비교분석을 하기 위하여 one way ANOVA와 사후검정은 Tukey test로 진행 하였다.

3. 연구결과

3.1 3점 굽힘강도 시험

0.5%만 97.54로 대조군에 비해 3점 굽힘강도가 통계적으로 유의하게 높은 값을 보였으며(p<0.05) 나머지 군에서는 대조군과 통계적으로 유의한 강도차이를 보이지 않았다(p>0.05). 다음 Fig. 6과 같다. 탄성계수도 유의차가 없었다(p>0.05). 다음 Fig. 7과 같다.

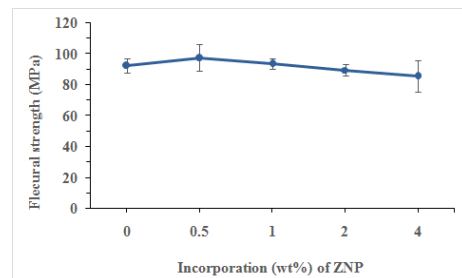


Fig. 6. 3 point flexural test

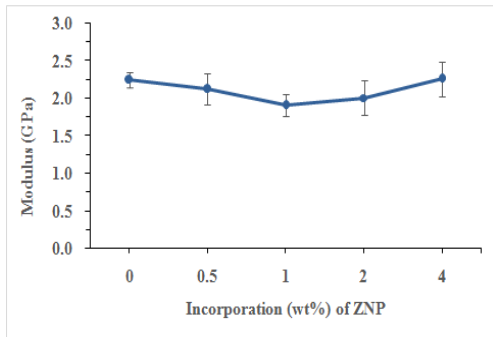


Fig. 7. Modulus test

3.2 경도시험

비커스 경도는 0%에서 21.4로 0.5%에선 유지되었으나 1~4% 까지 약간 낮아지는 경향이 있었지만 대조군 대비 90%선을 유지하였다. 다음 Fig. 8과 같다.

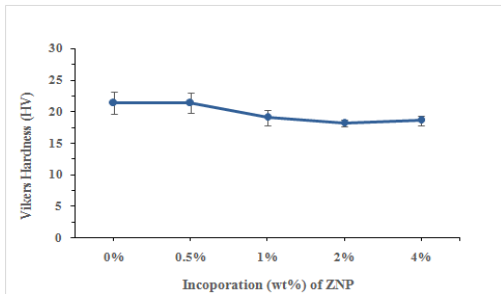


Fig. 8. Vickers hardness test

3.3 표면조도 시험

그룹간의 표면조도 차이는 유의차가 없었다 ($P>0.05$). 0%에서 Ra가 0.11이고 0.5%에서 0.12로 유지되다 1~4%에서 증가하였다. 다음 Fig. 9와 같다.

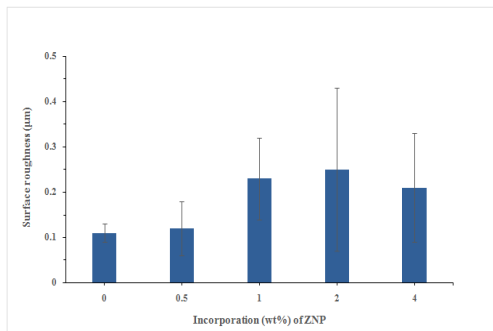


Fig. 9. Surface roughness test

3.4 표면에너지 시험

세균 부착에 영향을 미칠 수 있는 표면에너지는 2%와 4% 군에서 대조군에 비해 유의차 있게 감소하였고, 이는 감소된 친수성 표면에너지에 기인하였다. 다음 Fig. 10과 같다.

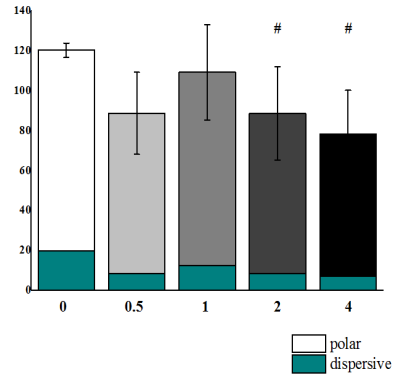


Fig. 10. Surface energy test

4. 고찰

현재 치과교정용 장치를 제작할 시 사용되는 자가중합 레진은 폴리머와 모노머의 형태로 공급된다. 치과 교정 장치 제작시 사용되어지고 있는 acrylic resin 은 치의학 분야에 많이 사용되고 있는 polymer의 일종으로서 functional appliance, retainer, active plate, splint 등의 제작시 주로 사용되어지고 있다[17]. 모노머는 methacrylate 일종으로서 단량체로 제공되며 분말형태로 함께 제공된 poly (methacrylate) 혼합해서 사용한다. 중합도를 결정짓는 요인으로는 중합 시의 중합온도, 중합시간, 압력, 개시제의 농도 강도를 높이는 분말의 첨가 등이 있으며 자가중합형 레진의 기계적 강도를 높이고자 이 요인들에 변화의 다양성을 두어 그 상관관계를 알아보하고자 하는 연구가 진행되어 왔다[18].

이번연구에서는 평균효과가 있는 zinc nanoparticle (ZNP)를[19] orthodontic PMMA에 혼합 후 강도효과를 가질 수 있도록 실험디자인을 하였다. Zinc는 석회화, 호르몬 활성, DNA 합성과 같은 세포의 생물학적 기능에 중요한 역할을 하는 필수 미량 원소이다[20]. Zinc oxide (ZnO)는 광범위하게 사용되는 무기물질로 미국 식품의약품안전청(FDA)에 의해 현재 'Generally recognized assafe' (GRAS) 물질로 분류되어 있으며, 최근 ZnO 나노

입자는 다양한 기능, 특히 항균 활성으로 인해 치과용 수복 재료, 창상 드레싱 재료, 조직공학 등 다양한 용도를 위한 연구에 적용되고 있다[21-24]. ZnO 나노입자는 reactive oxygenspecies (ROS), 특히 H₂O₂를 발생시킴으로써 Oxidative stress를 야기하고, 세균의 세포질과 세포막에 나노입자가 축적되는 기전을 통해 광범위한 그람 양성 세균과 그람 음성 세균에 항균 활성을 갖는 것으로 알려져 왔다 [25-30]. 이전 연구들에 따르면 ZnO는 항균성 뿐 아니라 섬유세포, 조골세포의 활성화에도 긍정적인 효과를 갖는 것으로 보고되고 있다[31,32]. 교정용 resin에 ZNP 함유에 따른 강도실험을 3점 굽힘강도(3 point flexural test)로 진행한 결과 0.5%이상의 ZNP 함유한 군에서 3점 굽힘강도가 증가되었으나, 4%까지 굽힘강도와 탄성계수의 차이가 없어 4%까지 ZNP를 넣는 그룹을 다음실험에 활용하였고 그 차이는 미미하였다. 비커스 경도를 측정할 시, ZNP를 넣는 군에서 ZNP를 넣지 않는 군 대비 90%의 수준의 값을 가지고 있었고 그 차이는 미미하였다. 표면조도는 큰 차이가 없었다. 세균의 부착에 영향을 미칠 수 있는 표면에너지는 2%와 4% 군에서 대조군에 비해 유의차 있게 감소하고, 이는 감소된 친수성 표면에너지에 기인하였다. 이러한 감소된 친수성 표면에너지는 세균 부착 저해능력을 어느 정도 기대할 수 있게 한다. 이들 재료의 미생물에 대한 항 부착 및 항균 효과는 친수성 표면에너지 또는 ZNP 나노입자그자체의 항진균으로 설명 될 수 있다[33].

본 연구에서는 교정용 resin에 ZNP 함유에 따른 3점 굽힘강도로 강도실험을 진행한 결과 3점 굽힘강도가 증가됨을 확인할 수 있어 치과교정용 레진을 만들 수 있는 가능성을 확인하였다. 이러한 결과를 바탕으로 0~4%까지의 추후 ZNP가 함유된 orthodontic PMMA를 항균 시험 및 세포독성 시험이 필요하고, 보다 안전한 임상사용을 위해서 추가적인 동물을 이용한 생체적합성 시험법이 필요하다.

5. 결론

본 연구에서 ZNP를 성공적으로 합성하고 이것이 분산된 교정용 레진 시편을 제작하였다.

1. 굽힘강도 0.5%만 97.54로 차이는 미미하였다($p > 0.05$).
2. 탄성계수 1% 그룹에서 1.91 +/- 0.15 GPa로 낮아지는 경향이 있었지만 차이는 미미하였다.

3. 비커스 경도의 0% 그룹은 0%에서 21.4로 0.5%에 선 유지되었으나 1~4% 까지 약간 낮아지는 경향이 있었지만 대조군 대비 90%선을 유지로 차이는 미미하였다.
4. 표면조도는 큰 차이가 보이지 않았다.
5. 접촉각은 ZNP를 함유할수록 줄어들어 표면에너지가 감소하였다.

결과적으로 본 연구에서 ZNP를 성공적으로 합성하고 이것이 분산된 교정용 레진 시편을 제작하였다. 앞으로 강도 높은 치과 교정용 레진의 개발이 가능할 것으로 보인다. 추후 이를 이용하여 교정용 레진에 ZNP를 함유하여 항균력이 있는 교정용 레진의 실험과 임상적인 실험이 필요할 것으로 사료된다.

REFERENCES

- [1] M. M. Lino, C. S. Paulo, A. C. Vale, M. F. Vaz & L. S. Ferreira. (2013). Antifungal activity of dental resins containing amphotericin B-conjugated nanoparticles. *Dental Materials*, 29(10), e252-e62. DOI: 10.1016/j.dental.2013.07.023
- [2] J. Wen, F. Jiang, C. K. Yeh & Y. Sun. (2016). Controlling fungal biofilms with functional drug delivery denture biomaterials. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*, 140, 19-27. DOI: 10.1016/j.colsurfb.2015.12.028
- [3] W. Wang, S. Liao, Y. Zhu, M. Liu, Q. Zhao & Y. Fu. (2015). Recent applications of nanomaterials in prosthodontics. *Journal of Nanomaterials*, 2015, 3. DOI: 10.1155/2015/408643
- [4] G. C. Padovani et al. (2015). Advances in dental materials through nanotechnology: facts, perspectives and toxicological aspects. *Trends in biotechnology*, 33(11), 621-36. DOI: 10.1016/j.tibtech.2015.09.005
- [5] J. S. Kim et al. (2007). Antimicrobial effects of silver nanoparticles. *Nanomedicine. Nanotechnology, Biology and Medicine*, 3(1), 95-101. DOI: 10.1016/j.nano.2006.12.001
- [6] L. S. Acosta-Torres, I. Mendieta, R. E. Nuñez-Anita, M. Cajero-Juárez & V. M. Castaño. (2012). Cytocompatible antifungal acrylic resin containing silver nanoparticles for dentures. *International journal of nanomedicine*, 7, 4777-86. DOI: 10.2147/IJN.S32391
- [7] D. T. De Castro et al. (2016). In vitro study of the antibacterial properties and impact strength of dental acrylic resins modified with a nanomaterial. *The Journal of prosthetic dentistry*, 115(2), 238-246. DOI: 10.4103/JCD.JCD_266_17

- [8] J. Chen, H. Peng, X. Wang, F. Shao, Z. Yuan & H. Han. (2014). Graphene oxide exhibits broad-spectrum antimicrobial activity against bacterial phytopathogens and fungal conidia by intertwining and membrane perturbation. *Nanoscale*, 6(3), 1879–89.
DOI: 10.1039/c3nr04941
- [9] H. Chen et al. (2013). Broad-spectrum antibacterial activity of carbon nanotubes to human gut bacteria. *Small*, 9(16), 2735–46
DOI: 10.1002/sml.201202792
- [10] S. Morimune, T. Nishino & T. Goto. (2012). Ecological approach to graphene oxide reinforced poly (methyl methacrylate) nanocomposites. *ACS applied materials & interfaces*, 4(7), :3596–3601.
DOI: 10.1021/am3006687
- [11] R. K. Singh et al. (2014). Multifunctional hybrid nanocarrier: magnetic CNTs ensheathed with mesoporous silica for drug delivery and imaging system. *ACS applied materials & interfaces*, 6(4), 2201–2208.
DOI: 10.1021/am4056936
- [12] R. K. Singh, G. Z. Jin, C. Mahapatra, K. D. Patel, W. Chrzanowski, H. W. Kim. (2015). Mesoporous silica-layered biopolymer hybrid nanofibrous scaffold: a novel nanobiomatrix platform for therapeutics delivery and bone regeneration. *ACS Appl Mater Interfaces*. 7(15), 8088–8098.
DOI: 10.1021/acsami.5b00692
- [13] S. J. Strydom, W. E. Rose, D. P. Otto, W. Liebenberg & M. M. de Villiers. (2013). Poly (amidoamine) dendrimer-mediated synthesis and stabilization of silver sulfonamide nanoparticles with increased antibacterial activity. *Nanomedicine: nanotechnology, biology and medicine*, 9(1), 85–93.
DOI: 10.1016/j.nano.2012.03.006
- [14] W. Stöber, A. Fink & E. Bohn. (1968). Controlled growth of monodisperse silica spheres in the micron size range. *Journal of colloid and interface science*, 26(1), 62–69.
DOI: 10.1016/0021-9797(68)90272-5
- [15] O. Yamamoto. (2001). Influence of particle size on the antibacterial activity of zinc oxide. *International Journal of Inorganic Materials*, 3(7), 643–646.
DOI:10.1016/S1466-6049(01)00197-0
- [15] J. H. Lee, J. S. Kwon, J. Y. Om, H. Y. Kim, E. H. Choi, K. M. Kim & K. N. Kim. (2014). *Cell immobilizaion on poly by air atmospheric pressure plasma jet treatment*. Jpn J Phys. 53:086202.
[https://ir.ymlib.yonsei.ac.kr > bitstream T201405815](https://ir.ymlib.yonsei.ac.kr/bitstream/T201405815)
- [16] H. H. Lee, C. J. Lee & K. Asaoka. (2012). Correlation in the mechanical properties of acrylic denture base resins.. *Dental materials journal*, 31(1), 157–164.
DOI: 10.4012/dmj.2011-205
- [17] S. Redding, B. Bhatt, H. R. Rawls, G. Siegel, K. Scott & J. Lopez-Ribot. (2009). Inhibition of *Candida albicans* biofilm formation on denture material. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 107(5):669–72.
DOI: 10.1016/j.tripleo.2009.01.021
- [18] J. H. Jorge, E. T. Giampaolo, C. E. Vergani, A. L. Machado, A. C. Pavarina, I. Z. Carlos. (2006). Effect of post-polymerization heat treatments on the cytotoxicity of two denture base acrylic resins. *Journal of Applied Oral Science*, 14(3), 203–207.
DOI: 10.1590/S1678-77572006000300011
- [19] R. Augustine et al. (2014). *Electrospun polycaprolactone/ZnO nanocompositemembranes as biomaterials with antibacterial and cell adhesionproperties*. *Journal of Polymer Research*, 21(3), 347.
DOI: 10.1007/s10965-013-0347-6
- [20] T. Notomi et al. (2015). *Zinc-Induced Effects on Osteoclastogenesis InvolvesActivation of Hyperpolarization-Activated Cyclic Nucleotide ModulatedChannels via Changes in Membrane Potential*. J BONE MINER RES, 30(9):1618–1626.
DOI: 10.1002/jbmr.2507
- [21] N. Jones et al. (2008) Antibacterial activity of ZnO nanoparticle suspensions ona broad spectrum of microorganisms. *FEMS microbiology letters*, 79(1), 71–76.
DOI: 10.1111/j.1574-6968.2007.01012
- [22] J. Sawai et al. (1998). Hydrogen peroxide as an antibacterial factor in zinc oxide powder slurry. *Journal of fermentation and bioengineering*, 86(5), 521–522.
DOI 10.1007/s13762-013-0474
- [23] J. Sawai & T. Yoshikawa. (2004). *Quantitative evaluation of antifungal activityof metallic oxide powders (MgO, CaO and ZnO) by an indirectconductimetric assay*. *Journal of applied microbiology*, 96(4), 803–809.
DOI: 10.1111/j.1365-2672.2004.02234
- [24] P. K. Stoimenov et al. (2002). Metal oxide nanoparticles as bactericidal agents. *Langmuir*, 18(17), 6679–6686.
DOI: 10.1021/la0202374
- [25] Xie Y et al. (2011). Antibacterial activity and mechanism of action of zinc oxide nanoparticles against *Campylobacter jejuni*. *Appl. Environ. Microbiol.*, 77(7), 2325–2331.
DOI: 10.1128/AEM.02149-10
- [26] Zhang L et al.(2007) *Investigation into the antibacterial behaviour ofsuspensions of ZnO nanoparticles (ZnO nanofluids)*. *Journal of Nanoparticle Research*, 9(3), 479–489.
DOI: 10.1007/s11051-006-9150-1
- [27] S. Anitha et al. (2012). Optical, bactericidal and water repellent properties ofelectrospun nano-composite membranes of cellulose acetate and ZnO. *Carbohydrate Polymers*, 87(2), 1065–1072.
DOI: 10.1016/j.carbpol.2011.08.030

- [28] S. Kasraei et al. (2014). Antibacterial properties of composite resins incorporating silver and zinc oxide nanoparticles on *Streptococcus mutans* and *Lactobacillus*. *Restorative dentistry & endodontics*, 39(2), 109–114. DOI: 10.5395/rde.2014.39.2.109
- [29] K. Shalumon et al. (2011). *Sodium alginate/poly (vinyl alcohol)/nano ZnO composite nanofibers for antibacterial wound dressings*. *International journal of biological macromolecules*, 49(3), 247–254. DOI: 10.1016/j.ijbiomac.2011.04.005
- [30] T. Amna et al. (2013). Zinc oxide-doped poly (urethane) spider web nanofibrous scaffold via one-step electrospinning: a novel matrix for tissue engineering. *Applied microbiology and biotechnology*, 97(4), 1725–1734. DOI: 10.1007/s00253-012-4353-0
- [31] R. Augustine et al. (2014). Electrospun polycaprolactone membranes incorporated with ZnO nanoparticles as skin substitutes with enhanced fibroblast proliferation and wound healing. *RSC Advances*, 4(47), 24777–24785. DOI: 2014.4(47):24777–24785.10.1039/C4RA02450H
- [32] R. Augustine et al. (2014). Electrospun polycaprolactone/ZnO nanocomposite membranes as biomaterials with antibacterial and cell adhesion properties. *Journal of Polymer Research*, 21(3), 347. <https://books.google.co.kr>
- [33] C. R. Srurz et al. (2015). Effects of various chair-side surface treatment methods on dental restorative materials with respect to contact angles and surface roughness. *Dental materials journal*, 34(6), 796–813. DOI: 10.4012/dmj.2014-098

조 정 기 (Jeong-K iJo)

[경력]



- 2016년 6월 : 단국대학교 구강보건학과 (구강보건학석사)
- 2018년 12월 : 단국대학교 치의학과 (치의학박사)
- 2013년 8월 ~ 현재 : 충북보건과학대학교 치기공과 겸임교수
- 관심분야 : 재료학

· E-Mail : centralt@naver.com