

# 구리/생체활성유리나노입자(Cu/Bioglass nano particles;Cu-BGn)를 첨가한 Mineral Trioxide Aggregate (MTA)의 물성 및 항균 평가

## Physical and Antibacterial Evaluation of Copper/Bioglass Nanoparticles (Cu/Bioglass Nano Particles; Cu-BGn) in Mineral Trioxide Aggregate(MTA)

김동애\*, 전수경\*\*

여주대학교 치위생과\*, 한서대학교 치위생학과\*\*

Dong-Ae Kim(nicekda@yit.ac.kr)\*, Soo-Kyung Jun(iris979@hanseo.ac.kr)\*\*

### 요약

본 연구는 상업용 Ortho MTA에 생체활성 유리 나노입자(bioactive glass nano particles)에 구리(Cu) 0.5, 1.0, 2.0, 4.0 wt%를 첨가하여 새로운 Cu-BGn MTA를 조성하고 세균부착실험을 통한 항균효과와 물성을 평가하였다. 경화시간과 압축강도는 ISO 6876(2012) 규격에 맞추어 직경 4 mm, 두께 6 mm 시편을 제작하여 산출하였으며, 항균효과는 *S. mutans*, *E. faecalis* 2개의 균주를 이용하여 평가하였다. 실험 결과 경화시간과 압축강도는 Cu-BGn 첨가와 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다( $p>0.05$ ). 항균실험 결과 대조군 Ortho MTA와 비교하여 Cu-BGn을 4.0 wt% 첨가한 *S. mutans* 실험군에서 낮은 부착 양상을 보였으며 통계적으로 유의한 차이가 나타났다( $p<0.05$ ). *E. faecalis* 실험군에서도 4.0 wt% 첨가한 군에서 통계적으로 유의한 차이를 보였다( $p<0.05$ ). 이는 Cu-BGn의 세균부착 억제 효과가 있음을 입증한 것이라 사료된다. 향후 구강환경을 재현시킬 수 있는 다양한 환경에서의 심도 있는 연구가 필요할 것으로 생각된다.

■ 중심어 : | 구리 | 생체활성유리나노입자 | 압축강도 | 엠티에이 | 항균 |

### Abstract

For this study copper ions-containing bioactive glass nanoparticles commonly used in mineral trioxide aggregate (MTA) was developed to improve the mechanical properties and promote antibacterial effect of MTA with the original material. The mechanical properties and antibacterial activity of Cu-BGn incorporating varying amounts copper incorporated bioactive glass nano particles(BGn) 0.5,1.0,2.0 and 4.0 wt% in MTA were characterized composition of the resulting were investigated. The compressive strength was calculated by weighing specimens with a diameter of 4 mm and a thickness of 6 mm according to ISO 6876 (2012). The antimicrobial effect was evaluated using two strains of *S. mutans* and *E. faecalis*. The mechanical properties of the test results was Cu-BGn increased no statistically significant difference was observed ( $p>0.05$ ). Adhesion experiment results *S. mutans* in contrast to the control group Ortho MTA, 4.0 wt% of Cu-BGn added experimental group showed a significant difference was observed ( $p<0.05$ ). Also, *E. faecalis* statistical analysis indicated a significant difference for antibacterial agents between control and Cu-BGn containing( $p<0.05$ ). It seems that this Cu-BGn proved that even a antibacterial effect was demonstrated. Therefore, it was suggest that it is necessary for in-depth research into various environments that can reproduce the oral environment.

■ keyword : | Antibacterial | Bioactive Glass Nano Particles(BGn) | Compressiv Strength | Copper(Cu) | MTA |

\* 이 성과는 2018년도 과학기술정보통신부의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임 (NRF2018R1C1B5085065),(NRF2018R1C1B5043265).

접수일자 : 2020년 04월 08일

수정일자 : 2020년 04월 28일

심사완료일 : 2020년 04월 28일

교신저자 : 전수경, e-mail : iris979@hanseo.ac.kr

## I. 서론

일반적으로 근관치료의 실패요인은 미생물의 침입이 중요한 원인으로 작용하므로 미생물의 유입 차단이 중요하다. 따라서 근관치료에서의 성패 여부는 치수 및 치근단 조직으로 자극원이 되는 세균이나 그 외 대사산물을 미리 차단 시키거나 이미 감염된 치수에서 세균을 제거하는데 있다[1]. 그러므로 이상적인 치근단 충전 재료의 조건은 수분이 있는 상태에서도 탁월한 봉쇄 능력과 함께 독성이 없고, 암을 유발하지 않으며, 생체 적합성 뿐만 아니라 또한 조직액에 용해가 없고, 우수한 항균력을 지닐 수 있어야 한다[1][2].

근관치료 수술에서 치근단 역충전 재료로서 개발된 Mineral trioxide aggregate (MTA)가 활용되고 있는데, 이는 미세한 친수성(hydrophilic) 입자로서 물을 가하면 콜로이드성 젤상이 되면서 물이나 수분의 존재 하에서 대략 4시간 이내에 단단한 시멘트가 된다[3][4]. MTA의 주 구성성분인 tricalcium silicate와 dicalcium silicate가 형성되고, 방사선 불투과성을 보이기 위해 bismuth oxide가 첨가되며, 적은 양의 iron과 aluminum으로 구성되어 있다[3][4].

MTA는 아말감이나 IRM보다 색소의 침투가 현저히 낮았음이 보고되었으며, 탁월한 밀폐력과 알칼리성에 의한 경조직 형성능력이 있어서 생체에 적합한 물질이라고 평가받고 있다[4]. 그러나 portland cement에 비하여 MTA는 높은 가격, 조작 과정의 복잡성, 변색 및 제거의 어려움 뿐 아니라 긴 경화 시간과 특정 박테리아에 대하여 제한적으로 항균효과를 보인다[1][3-6]. 이러한 단점들을 보완하기 위해 MTA에 0.12%의 chlorohexidine 포함시켜 항균효과를 증가시킨 연구가 보고 되었으며[7], 염화칼슘과 차아염소산 나트륨을 첨가하여 경화시간을 조절하였다[8][9]. 그러나 이런 물질들은 재료의 물리적 특성과 기계적 성질의 감소, 수 소이온 등의 증가 및 칼슘 이온의 증대로 인하여 세포 성장이 둔화되는 등의 문제점이 발생하였다[7-10]. 이를 통해 볼 때 보다 지속적인 항균효과와 더불어 기계적 특성도 유지될 수 있는 MTA의 개발이 필요하다.

최근 우수한 생체 적합성으로 아파타이트를 형성하여 상아질의 무기질화(mineralization)에 관여하는 생

체활성 유리 나노입자(bioactive glasses nano particles)에 높은 생체활성능력과 분산이 잘 이루어지는 무기충전재인 Sr, Ag, F, Fe, Cu를 첨가하여 물성 개선과 항균력을 증가시킨 연구가 보고되고 있다 [11-13].

특히, Cu는 다른 무기충전재에 비하여 다공성의 생체활성유리나노입자와 합성될 때 입자의 화학적인 특성으로 넓은 용적을 차지할 수 있다. 이를 통해 Cu-BGn의 농도를 증가시킬 수 있으며 합성된 Cu-BGn에서  $\text{Cu}^{2+}$ 의 이온과 BGn의  $\text{Ca}^{2+}$ 와  $\text{Si}^{4+}$ 가 만나 새로운 혈관 형성과 재광화 뿐만 아니라 세균억제효과를 보였다[12][13].

이에 착안하여 본 연구는 기존의 MTA에 Cu와 sol-gel법에 의해 제조된 생체활성 유리 나노입자(bioactive glasses nano particles: BGn)의 복합 물질인 Cu-BGn을 첨가하여 물성 개선과 구강 내 세균부착 억제를 통한 항균효과를 알아보려고 한다.

## II. 연구재료 및 방법

### 1. 연구재료

#### 1.1 구리/생체활성 유리 나노입자의(Cu-Bioactive glass nano particles;Cu-BGn) 복합체 합성 과정

본 연구에 사용된 구리이온-생체활성 유리 나노입자는 polyethylene glycol(PEG)( $\text{C}_2\text{H}_4$ ) $_n\text{H}_2\text{O}$ ) (Sigma-Aldrich, USA)의 5g과 tetrahydrate( $\text{Ca}(\text{NO}_3)_2 \cdot 4\text{H}_2\text{O}$ )(Sigma-Aldrich, USA)의 0.189 g을 혼합하고 0.031 g의 Cu (Sigma-Aldrich, USA)를 150ml의 alkaline methanol(pH 12.5)에 용해시켰다. 혼합된 용액에 30 ml의 tetraethyl orthosilane(TEOS) (Sigma-Aldrich, USA)을 떨어뜨린 후 입자가 형성되도록 sonoreactor를 이용하여 24시간 교반하였다 (LH700Sultra-sonicpower generators, Ulso Hitech, Cheongwon, South Korea). 24시간 후에 하얀색 침전물이 생기면 증류수와 에탄올로 3회 세척하고 원심분리기로 5000 rpm으로 5분간 해준 후 상층

액은 버리고 70℃ 오븐기에서 24시간 건조하였다. 건조된 분말은 600℃에서 6시간동안 열처리하였다(1 degree/min). 위의 과정을 통해 얻은 Cu-BGn 입자는 진공상태로 보관하였다.

## 1.2 Cu-BGn을 첨가한 MTA 제조방법

MTA는 최근 국내에서 개발된 Ortho MTA (BioMTA, KOREA, Lot number OM1604D12)을 사용하였다. 제조한 구리-생체활성 유리 나노입자(Cu-BGn)를 무게비(wt%)로 계산하여 0.5, 1.0, 2.0, 4.0%를 첨가하여 균일하게 혼합될 수 있도록 지르코니아 볼을 사용한 볼밀(ball mill) 혼합으로 복합 분말을 제조하였다.

## 2. 연구방법

### 2.1 시편제작

실험에 사용된 시편은 디스크 형태의 테플론 몰드 ( $\phi = 10 \text{ mm}$ ,  $h = 2 \text{ mm}$ )에 제조사의 지시대로 분액비 2:1의 비율로 혼합한 후 경화된 후 몰드에서 시편을 제거하였다.

### 2.2 경화시간 측정

Cu-BGn은 제조사에서 지시한 대로 혼합한 후 ISO 규격 6876을 기준으로 하여 순경화시간을 측정하였다. 순경화시간은 ISO 9917[15]에 따라 혼합한 MTA를 몰드 내에 채운 다음  $(37 \pm 1)^\circ\text{C}$  상대습도 100% 항온수조에서 무게( $400 \pm 5$ ) g, 침의 끝 부분 직경( $1 \pm 0.1$ ) mm의 원통형 압자를 이용하여 침의 압흔이 완전한 원형을 형성하지 못할 때까지의 시간으로 측정하였다. 각 군별로 세 번 반복 측정하여 MTA의 순경화시간으로 측정하였다.

### 2.3 압축강도 측정

기계적 특성 평가를 위하여 0, 0.5, 1, 2, 4 wt% Cu-BGn MTA를 ISO 규격 6876[16]에 따라 압축강도를 평가 하였다. 시편은 각 실험군당 10개의 시편을 제작하였으며, 제조사의 지시대로 혼합하여 분리형 금속 몰드에 주입한 다음  $37 \pm 1^\circ\text{C}$ , 상대습도 100% 조건에서 경화된 후 시편을 제거하고  $37^\circ\text{C}$  증류수에 24h

보관하였다. 압축강도는 ISO 규격 6876[16]에 따라 직경 4 mm, 높이 6 mm의 실린더 주형의 금속 몰드를 이용 하였으며, 다음 공식에 의하여 산출하였다.

$$\text{압축강도} = P/\pi r^2$$

여기서 P는 파절 시 최대하중, r은 시편의 반경을 말한다.

재료시험기(Instron 8871, Instron 3344, Norwood, MA, USA)를 이용하여 분당 1 mm/min의 속도로 압축강도를 측정하였다.

## 2.4 세균 부착 실험

*S. mutans*(ATCC 25175)와 *E. faecalis*(ATCC 19433)를 각각 제조사의 지시에 따라 배양하여  $1 \times 10^7$  CFU/ml 만들었다. 이것의 100 ul를 12 well 안에 들어있는 멸균된 시편의 표면 위에 떨어뜨려 1시간 동안 5% CO<sub>2</sub>의  $37^\circ\text{C}$  incubator에서 배양 후 PBS로 3회 세척 하였다. 세척된 시편을 새로운 12 well plate로 옮긴 이후에 각각 배양한 새로운 액체배지 2 ml 넣은 후 3시간 배양한다. 10%의 프레스토블루(PrestoBlue®, Molecular Probes, USA)를 첨가하고 다시 1시간 이후 96 well-plate에 100  $\mu\text{l}$  담아 마이크로리더기를 이용하여 흡광도를 570 nm에서 600 nm에서 시편당 3회 반복 측정하였다(BioTek, Winooski, VT, USA). 모든 실험은 무균실에서 처리하였다.

## 3. 자료분석방법

통계분석은 SPSS Statistics 20 (SPSS, USA)을 이용하였으며, 정규성 검정을 통해 정규성을 확인하고 물성의 통계적 비교와 항균실험 결과는 one-way ANOVA Tukey HSD 다중비교 분석을 하여 유의수준  $p < 0.05$ 로 하였다.

## III. 결 과

### 1. 순경화시간(Net setting time)

각각 Cu-BGn를 첨가한 MTA의 경화시간은 348-355분으로 측정되었다[Fig. 1]. Cu-BGn 2.0%와 4.0%의 농도로 함유되어 있는 실험군은 Cu-BGn

0.5%의 농도보다 7분 증가 되는 것으로 나타났으나, 통계적으로 유의한 차이는 없었다( $p>0.05$ ).

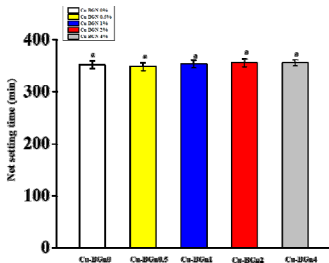


Fig. 1. Net setting time for the Cu-BGn containing MTA. Same lower case letters indicate no significance different ( $p<0.05$ )

### 2. 압축강도(Compressive strength)

Cu-BGn을 첨가한 MTA의 압축강도 결과는 [Fig. 2]에 나타내었다. 압축강도는 Cu-BGn을 첨가하지 않은 MTA는 45 MPa 였고, Cu-BGn을 첨가한 실험군에서는 53 MPa를 보였고, 0.5%, 1.0%, 2.0%에서는 각각 47 MPa, 47 MPa, 48 MPa로 크게 차이가 없었다. 전반적으로 대조군 및 실험군과의 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다( $p>0.05$ ).

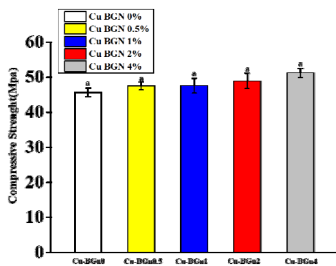


Fig. 2. Compressive strength of the Cu-BGn. Same lower case letters indicate no significance different ( $p>0.05$ )

### 3. 세균 부착 실험

상업용 MTA 제품에 Cu-BGn을 첨가한 2 군주에 대한 세균부착 실험결과는 [Table 1]과 [Fig. 3 (A-B)]에 나타냈다. *S. mutans*(SM)균주의 실험결과는 Cu-BGn0 (0.13-0.64 nm), Cu-BGn0.5 (0.14-0.63

nm), Cu-BGn1.0 (0.13-0.62 nm), Cu-BGn2.0 (0.10-0.51 nm), Cu-BGn4.0 (0.08-0.37 nm)으로 2 시간 실험군에서는 Cu-BGn0 (0.32 nm)에 비해 Cu-BGn4.0 (0.11 nm)로 통계적으로 유의한 차이를 보였다 ( $p<0.05$ )[Fig. 3A]. *E. faecalis*(EF)균주 실험결과는 Cu-BGn0 (0.05-0.63 nm), Cu-BGn0.5 (0.10-0.60 nm), Cu-BGn1.0 (0.07-0.58 nm), Cu-BGn2.0 (0.09-0.59 nm), Cu-BGn4.0 (0.08-0.47 nm)로 *S. mutans*(SM)균과 마찬가지로 2 시간 실험군부터 Cu-BGn0 (0.20 nm)에 비해 Cu-BGn4.0 (0.09 nm)로 통계적으로 유의한 차이를 보였다 ( $p<0.05$ )[Fig. 3B]. 그러나 Cu-BGn4.0군을 제외하고는 Cu-BGn0.5, Cu-BGn1과 Cu-BGn2 군에서는 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다( $p>0.05$ ).

Table 1. Comparison of mean values and standard deviations of bacteria adherence

	Time (hr)	Concentration of Cu-BGn(wt%)				
		Cu0	Cu0.5	Cu1.0	Cu2.0	Cu4.0
SM	1	0.13(0.03) <sup>a</sup>	0.14(0.04) <sup>a</sup>	0.13(0.03) <sup>a</sup>	0.10(0.05) <sup>a</sup>	0.08(0.05) <sup>a</sup>
	2	0.32(0.05) <sup>a</sup>	0.30(0.03) <sup>a</sup>	0.27(0.02) <sup>a</sup>	0.25(0.03) <sup>a</sup>	0.11(0.04) <sup>b</sup>
	2.5	0.49(0.02) <sup>a</sup>	0.46(0.05) <sup>a</sup>	0.43(0.02) <sup>a</sup>	0.38(0.05) <sup>a</sup>	0.21(0.02) <sup>b</sup>
	3	0.64(0.04) <sup>a</sup>	0.63(0.02) <sup>a</sup>	0.62(0.04) <sup>a</sup>	0.51(0.04) <sup>b</sup>	0.37(0.04) <sup>c</sup>
EF	1	0.05(0.04) <sup>a</sup>	0.10(0.04) <sup>a</sup>	0.07(0.05) <sup>a</sup>	0.09(0.04) <sup>a</sup>	0.08(0.04) <sup>a</sup>
	2	0.20(0.05) <sup>a</sup>	0.18(0.04) <sup>a</sup>	0.16(0.05) <sup>a</sup>	0.10(0.05) <sup>a</sup>	0.09(0.04) <sup>a,b</sup>
	3	0.35(0.04) <sup>a</sup>	0.32(0.03) <sup>a</sup>	0.31(0.04) <sup>a</sup>	0.26(0.03) <sup>a</sup>	0.14(0.05) <sup>b</sup>
	4	0.63(0.05) <sup>a</sup>	0.60(0.05) <sup>a</sup>	0.58(0.05) <sup>a</sup>	0.59(0.04) <sup>a</sup>	0.47(0.05) <sup>b</sup>

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

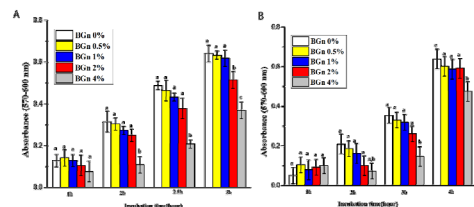


Fig. 3. The bacterial adherence on the sample surface after incubation for (A) *S. mutans* (SM). (B) *E. Faecalis* (EF). Same lower case letters indicate no significance different ( $p<0.05$ )

#### IV. 고찰

치근단 조직으로 세균 및 그 외 자극원의 유입을 차단하기 위해 근관계 (root canal system)와 그 주변 조직을 서로로 연결하는 근관 와동이나 치근단공 (apical foramina), 부근관 (accessory canals) 등의 경로를 밀폐시킬 수 있어야 근관치료 후에도 좋은 예후를 보일 수 있다[2][3][14]. 특히 미생물은 근관치료 실패의 중요한 원인이 된다[3][14]. 따라서 많은 치근단 재료들이 새롭게 개발되고 사용되어 왔으나, 현재 사용되고 있는 치근단 재료들은 완벽한 봉쇄가 불가능하고, 치근단공과 충전 물질 사이에 미세 노출 공간이 생겨 미생물과 그 부산물이 침입하기가 쉽다[3][15].

MTA는 기존 치근단 역충진 재료인 IRM, Super-EBA, 아말감에 비해 우수한 밀폐능력과 경화 후 세포 독성이 감소되는 경향이 있어 생체적합성을 지닌 것으로 알려져 있다[2][3][17][18]. 이러한 장점으로 근관치료 분야인 천공 수복, 치근단 충전, 치수복조, 근 침형성술, 유구치 치수절단술 및 근관 충전 등에 적용되고 있다[18][19].

그러나 Islam 등[20]은 긴 경화시간이 MTA의 문제점 중 하나라고 하였다. 경화시간이 길어지면서 경화과정 중에 물성의 변화가 있을 수 있으며, 충전 직후 세척액에 의해 용해될 가능성이 높다[3][19]. 또한 일부 특정 세균에서만 제한된 항균효과를 보인다고 알려져 있다[10][12][15].

이에 본 연구에서는 무기충전재이면서 항균효과 있다고 알려진 Cu의 합성을 용이하게 하기 위해 생체활성 유리 나노 입자(Bioactive glass nano article: BGn)에 졸-겔 공법을 이용하여 상업용 Ortho MTA(3M ESPE, USA)에 구리(Cu)를 무게비로 (0.5-4.0 wt%) 첨가하였다. 0.5%-4.0%의 4개의 실험군과 Cu-BGn을 첨가하지 않은 MTA를 대조군으로 세균부착 실험을 통한 항균효과와 경화시간 및 압축강도를 연구하여 물리적 성질에 미치는 영향을 평가하였다.

Cu-BGn의 경화시간은 0.5-4.0 wt%의 농도에서 348-355분으로 4.0%가 0.5%에 비해 경화시간이 7분 정도 길어졌지만, 이는 통계적으로 유의한 차이는 없었다( $p>0.05$ ). 압축강도는 47-53 MPa로 각 농도별로 통

계적으로 유의한 차이를 보이지 않아 크게 영향을 주지는 않는 것으로 나타났다( $p>0.05$ ). MTA는 경화과정에서 물과 분말이 혼합되면 MTA의 성분 중 tricalcium silicate는 calcium hydroxide와 calcium silicate hydrate로 처음 생성되고, 다공성의 콜로이드성 젤상이 되면서 경화가 이루어진다[5][6]. 이때 시멘트의 초기 강도에 중요한 calcium silicate hydrate를 형성하고, Dicalcium silicate hydrate는 tricalcium silicate보다 더 늦게 물과 반응하여 후반기의 강도에 중요하게 작용하지만 경화시간이 증가하면서 dicalcium silicate의 수화 반응 속도가 tricalcium silicate의 반응 속도보다 느려져 물성이 떨어지는 것으로 보고되었다[20][21].

본 연구에서 Cu-BGn을 합성한 MTA에서도 경화과정에서 발생하는 재료의 특성으로 인해 경화반응속도에 크게 영향을 미치지 않은 것으로 사료된다. 압축강도의 결과 대조군에 비해 Cu-BGn을 첨가할수록 통계적 유의성은 보이지 않았으나 강도값이 증가하는 양상을 보였다. Ber 등[22]은 MTA 충전 시 압축 강도는 일반적으로의 응축력에 크게 좌우되지 않는다고 보고하였으며 Zheng 등[13]은 Bioglass 45S5에 Cu-BGn을 합성한 결과 Cu이온을 추가할수록 물성 변화가 없는 것으로 나타나 본 연구결과와 일치하였다. 이로 인해 Cu-BGn의 첨가는 MTA의 물성 저하를 일으키지 않고 유지하는 것을 알 수 있다. MTA는 수화 반응에 민감하여 MTA의 24시간 후엔 아말감, IRM에 비해 낮았지만, 3주 정도 지나면 강도가 비슷해졌다는 결과도 있다[23]. 따라서 물성의 개선을 확인하기 위해서는 3주 이상의 측정 과정이 필요할 것으로 보여진다.

본 연구에서는 구강 내에서 상주하는 균으로 치아우식증의 대표 원인균이며 그람 양성 호기성 균인 *S. mutans*와 지속되는 치근부위 병변의 원인이 되고 실패한 근관 치료 시에 근관 내에서 더 많이 발견되는 그람 음성 호기성인 *E. faecalis* 균주의 세균부착실험을 통해 항균효과를 평가하였다.

*S. mutans* 균주와 *E. faecalis* 균주 모두 Cu-BGn 함량에 따른 세균부착 실험 결과 4.0%의 농도에서 다소 세균부착률이 감소하는 양상을 보였으며 2시간 경과 된 실험군에서는 통계적 유의한 차이를 보여 우수한

항균성 보였다( $p < 0.05$ )[Fig. 3A][Fig. 3B].

Estrela 등[10]은 MTA 재료 자체가 항균효과는 있으나 *Staphylococcus aureus*, *Enterococcus faecalis*, *Pseudomonas aeruginosa*, *Bacillus subtilis*, *Candida albicans* 등의 증식을 막지 못하였다고 보고하였고, Torabinejad 등[23]은 *E. faecalis*와 같은 혐기성 균에 억제 효과가 나타나지 않았다고 보고하였다. 본 실험에서도 MTA만 사용한 대조군에서는 항균효과를 보이지 않았지만 실험군인 Cu-BGn 4% 농도에서 세균억제효과가 나타남을 확인할 수 있었다. 이러한 결과는  $Cu^{2+}$ 의 방출되는 양과 연관성이 있을 것으로 판단된다. Yang 등[14]은 항균효과를 보인 5% 농도에서 Cu-BGn의 방출되는  $Cu^{2+}$ 의 이온을 측정할 결과 다른 농도에 비해 높게 나타났다고 보고되었다. 다만 사용되었던 재료와 균주의 차이는 있으나 Cu의 농도가 증가함에 따라 항균효과를 보여 Cu-BGn의 효과를 입증하였다.

본 연구는 Cu-BGn을 상업용 MTA에 첨가하여 경화 시간과 압축강도를 평가하고 세균부착 억제 효과를 연구하였다. Cu-BGn의 첨가량에 따라 유리되는  $Cu^{2+}$  이온의 농도와 그에 따른 PH변화 및 Cu-BGn의 정확한 작용과 기전에 대하여 명확히 밝히지 못한 미흡한 부분이 있으나 Cu-BGn의 항균효과를 입증한 점에서 큰 의미가 있다. 추후 상업적으로 사용되고 있는 여러 종류의 MTA와 균들에 의해 영향을 받을 수 있어 다양한 환경에서의 심도 있는 연구가 필요할 것으로 생각된다.

## V. 결론

본 연구는 기존의 MTA에 생체활성 유리나노입자(BGn)와 구리(Cu)를 농도별로 합성하여 경화시간과 압축강도를 측정하고 시간 경과에 따른 *S. mutans*, *E. faecalis* 2균주에 대한 항균효과를 연구하였으며 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. Cu-BGn 첨가량이 증가함에 따라 경화시간과 압축강도에는 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다

( $p > 0.05$ ).

2. *S. mutans* 균주는 Cu-BGn의 함량이 4.0%에서 세균부착이 감소하였으며, 2시간 실험군에서 통계적으로 유의한 차이를 보였다( $p < 0.05$ ).

3. *E. faecalis* 균주는 Cu-BGn의 함량이 4.0%에서 세균부착이 감소하였으며, 2시간 실험군에서 통계적으로 유의한 차이를 보였다( $p < 0.05$ ).

본 연구는 시판되고 있는 Ortho MTA에 Cu-BGn을 첨가하여 기존의 제품이 가지고 있는 물성에 대한 평가와 치주조직을 감염시킬 수 있는 균에 항균효과가 있음을 입증하였으나 실제 임상적으로 유사한 구강 환경에서의 다양한 기계적 평가와 오랜 시간 경과에 따른 항균 효과에 대한 연구가 필요할 것으로 여겨진다.

## 참고 문헌

- [1] M. Torabinejad and M. Parirokh, "Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review-part II: leakage and biocompatibility investigations," *Journal of Endodontics*, Vol.36, pp.190-202, 2010.
- [2] M. Parirokh and M. Torabinejad, "Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review-Part I: chemical, physical, and antibacterial properties," *Journal of Endodontics*, Vol.36, pp.16-27, 2010.
- [3] H. W. Roberts, J. M. Toth, D. W. Berzins, and D. G. Charlton, "Mineral trioxide aggregate material use in endodontic treatment: a review of the literature," *Dental Materials*, Vol.24, No.2, pp.149-164, 2008.
- [4] J. Camilleri and T. R. Pitt Ford, "Mineral trioxide aggregate: a review of the constituents and biological properties of the material," *International Endodontic Journal*, Vol.39, No.10, pp.747-754, 2006.
- [5] J. Camilleri, F. E. Montesin, K. Brady, R. Sweeney, R. V. Curtis, and T. R. Ford, "The constitution of mineral trioxide aggregate,"

- Dental Materials, Vol.21, pp.297-303, 2005.
- [6] L. P. Salles, A. L. Gomes-Cornélio, F. C. Guimarães, B. S. Herrera, S. N. Bao, C. Rossa-Junior, J. M. Guerreiro-Tanomaru, and M. Tanomaru-Filho, "Mineral trioxide aggregate-based endodontic sealer stimulates hydroxyapatite nucleation in human osteoblast-like cell culture," *Journal of Endodontics* Vol.38, pp.971-976, 2012.
- [7] D. M. Holt, J. D. Watts, T. J. Beeson, T. C. Kirkpatrick, and R. E. Rutledge, "The Anti-microbial effect against enterococcus faecalis and the compressive strength of two types of mineral trioxide aggregate mixed with sterile water or 2% chlorhexidine liquid," *Journal of Endodontics*, Vol.33, pp.844-847, 2007.
- [8] A. Z. AlAnezi, Q. Zhu, Y. H. Wang, K. E. Safavi, and J. Jiang, "Effect of selected accelerants on setting time and biocompatibility of mineral trioxide aggregate(MTA)," *Oral surgery, Oral medicine, Oral pathology, Oral radiology, and Endodontics*, Vol.111, pp.122-127, 2011.
- [9] P. Kogan, J. He, G. N. Glickman, and I. Watanabe, "The effect of various additives on setting properties of MTA," *Journal of Endodontics*, Vol.32, pp.569-572, 2006.
- [10] C. Estrela, L. L. Bammann, C. R. Estrela, R. S. Silva, and J. D. Pécora, "Antimicrobial and chemical study of MTA, Portland cement, calcium hydroxide paste, Sealapex and Dycal," *Brazilian Dental Journal*, Vol.11, pp.3-9, 2000.
- [11] A. Hoppe, N. S. Güldal, and A. R. Boccaccini, "A review of the biological response to ionic dissolution products from bioactive glasses and glass-ceramics," *Biomaterials*, Vol.32, No.11, pp.2757-2774, 2011.
- [12] A. Hoppe, N. S. Güldal, and A. R. Boccaccini, "A review of the biological response to ionic dissolution products from bioactive glasses and glass-ceramics," *Biomaterials*, Vol.32, No.11, pp.2757-2774, 2011.
- [13] K. Zheng, X. Dai, M. Lu, N. Hüser, N. Taccardi, and A. R. Boccaccini, "Synthesis of copper-containing bioactive glass nanoparticles using a modified stöber method for biomedical applications," *Colloids and Surfaces*, Vol.150, pp.159-167, 2017.
- [14] Y. Yang, K. Zheng, R. Liang, A. Mainka, N. Taccardi, J. A. Roether, R. Detsch, W. H. Goldmann, S. Virtanen, and A. R. Boccaccini, "Cu-releasing bioactive glass/polycaprolactone coating on Mg with antibacterial and anticorrosive properties for bone tissue engineering," *Biomedical Materials*, Vol.13, pp.015001-015016, 2018.
- [15] E. T. Pinheiro, B. P. F. A. Gomes, F. B. Teixeira, C. C. R. Ferraz, A. A. Zaia, and F. J. S. Filho, "Evaluation of root canal microorganisms isolated from teeth with endodontic failure and their antimicrobial susceptibility," *Oral Microbiology and Immunology*, Vol.18, pp.100-103, 2003.
- [16] ISO 6876, Root canal sealing materials, Switzerland, International standardization organization, 2012.
- [17] T. R. Ford, M. Torabinejad, H. R. Abedi, L. K. Bakland, and S. P. Kariyawasam, "Using mineral trioxide aggregate as a pulp-capping material," *The Journal of the American Dental Association*, Vol.127, pp.1491-1494, 1995.
- [18] Y. C. Hwang, S. H. Lee, I. N. Hwang, I. C. Kang, M. S. Kim, S. H. Kim, H. H. Son, and W. M. Oh, "Chemical composition, radiopacity, and biocompatibility of portland cement with bismuth oxide," *Oral surgery, Oral medicine, Oral pathology, Oral radiology, and Endodontics*, Vol.107, pp.e96-102, 2009.
- [19] R. Holland, V. D. de Souza, M. J. Nery, I. M. Faraco Júnior, P. F. Bernabé, J. A. Otoboni Filho, and E. Dezan Júnior, "Reaction of rat connective tissue to implanted dentin tubes filled with a white mineral trioxide aggregate," *Brazilian Dental Journal*, Vol.13, pp.23-26, 2002.
- [20] I. Islam, H. K. Chng, and A. U. Yap,

“Comparison of the physical and mechanical properties of MTA and portland cement,” Journal of Endodontics, Vol.32, pp.193-197, 2006.

[21] I. A. Belío-Reyes, L. Bucio, and E. Cruz-Chavez, “Phase composition of proroot mineral trioxide aggregate by X-ray powder diffraction,” Journal of Endodontics, Vol.35, pp.875-878, 2009.

[22] B. S. Ber, J. F. Hatton, and G. P. Stewart, “Chemical modification of Pro-Root MTA to improve handling characteristics and decrease setting time,” Journal of Endodontics, Vol.33, pp.1231-1234.

[23] M. Torabinejad, C. U. Hong, T. R. Pitt Ford, and J. D. Kettering, “Antibacterial effects of some root-end filling materials,” Journal of Endodontics, Vol.21, pp.403-406, 1995.

## 저 자 소 개

김 동 애(Dong-Ae Kim)

중신회원

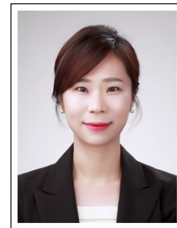


- 2005년 8월 : 단국대학교 구강보건학과 구강보건학석사
- 2015년 2월 : 단국대학교 나노바이오의학과 치과생체재료학 치의학 박사
- 2020년 3월 ~ 현재 : 여주대학교 치위생과 조교수

〈관심분야〉 : 임상치위생학, 치과생체재료학

전 수 경(Soo-Kyung Jun)

정회원



- 2005년 8월 : 단국대학교 구강보건학과 구강보건학석사
- 2016년 8월 : 단국대학교 치과생체재료학 치의학 박사
- 2020년 3월 ~ 현재 : 한서대학교 치위생학과 조교수

〈관심분야〉 : 임상치위생학, 치과생체재료학