

Effect of Blood Contamination on the Push-Out Bond Strength and Surface Morphology of Tricalcium Silicate Materials

Misun Park, Jaehwan Kim, Namki Choi, Seonmi Kim

Department of Pediatric Dentistry, College of Dentistry, Chonnam National University

Abstract

The aim of this study was to evaluate the effect of blood contamination on the push-out bond strength and surface morphology of tricalcium silicate materials: Biodentine[®], Theracal[®] and mineral trioxide aggregate.

The standardized lumens of root slices prepared from extracted single-root human teeth were filled with Biodentine[®], Theracal[®] and mineral trioxide aggregate by manufacturer's instruction. The specimens were randomly divided into 2 groups (n = 20) for each material and then incubated for 4 days at 37°C: control group (phosphate buffered saline solution) and experimental group (fetal bovine serum). The push-out bond strengths were then measured by a universal testing machine and the surface morphology of each experimental group was analyzed by scanning electron microscope.

Biodentine[®] and Theracal[®] showed higher push-out bond strength compared with mineral trioxide aggregate after exposure to fetal bovine serum. A substantial change in the surface morphology of each material was observed after exposure to fetal bovine serum.

In conclusion, the push-out bond strengths of Biodentine[®] and Theracal[®] were higher than mineral trioxide aggregate when exposed to blood contamination. Therefore, it is supposed that the use of Biodentine[®] and Theracal[®] is appropriate in the presence of blood.

Key words : Blood contamination, Biodentine, Theracal, Mineral trioxide aggregate, Push-out bond strength, Scanning electron microscope

I. 서 론

Mineral trioxide aggregate(MTA)는 tricalcium silicate 재료로서 1993년 Torabinejad 등¹⁾에 의해 치근천공 치료제 및 치근단 충전재로 처음 소개되었다. MTA는 tricalcium silicate, dicalcium silicate, tricalcium aluminate, tetracalcium aluminoferrite, bismuth oxide로 이루어진 분말 형태이며, 분말의 수화결과 colloidal calcium silicate gel과 calcium hydroxide를 형성한다²⁾. MTA는 우수한 생체친화성과 밀폐력을 보이며³⁾, 현재 임상에서 치수복조술 및 치수절단술, 치근천

공의 치료, 치근단 충전, 피사된 미성숙 영구치의 치근단 장벽 형성 등에 널리 쓰이고 있다. 그러나 MTA는 이러한 장점에도 불구하고 긴 경화시간, 조작의 어려움, 높은 가격, 치아 변색의 가능성과 같은 단점을 가진다⁴⁾.

따라서 MTA의 결점을 보완하면서도 유사한 성질을 갖는 tricalcium silicate 재료들이 개발되어 소개되고 있다. 최근 tricalcium silicate 재료인 Biodentine[®] (Septodont, Saint Maur des Fosses, France)과 Theracal[®] (Bisco, Inc., Schamburg, IL, USA)이 소개되었다. Biodentine[®]은 캡슐 형태의 분말과 용액으로 구성된다. 분말은 tricalcium silicate,

Corresponding author : Seonmi Kim

Department of Pediatric Dentistry, College of Dentistry, Chonnam National University, 33 Yongbong-ro, Buk-gu, Gwangju, 61186, Korea

Tel: +82-62-530-5668 / Fax: +82-62-530-5669 / E-mail : gracekim@chonnam.ac.kr

Received August 12, 2015 / Revised October 20, 2015 / Accepted October 16, 2015

dicalcium silicate, calcium carbonate, calcium oxide와 방사선 불투과성체인 zirconium oxide를 포함하며, 용액은 경화 촉진제인 calcium chloride와 감수제(water-reducing agent)를 포함한다⁵⁾. Biodentine[®]은 기존의 MTA와 비교하여 상대적으로 짧은 경화 시간(약 10-12분)을 보이며, 우수한 밀폐력과 물리적 성질, 생체친화성을 갖는 것으로 보고되고 있다^{6,7)}. 이러한 성질로 인해 Biodentine[®]은 근관치료제로써 MTA의 다양한 임상 적용 분야는 물론 광범위하고 깊은 우식 병소의 수복에 쓰일 수 있다⁸⁾. Theracal[®]은 light curable resin-modified calcium silicate로 직접 및 간접 치수복조제로 고안되었다. Theracal[®]은 tricalcium silicate, dicalcium silicate, calcium oxide, 방사성 조영물질(Bi₂O₃), 친수성 증점제(thickening agent)인 fumed silica, 레진을 함유하고 있으며, MTA와 비교하여 더 짧은 경화시간, 더 낮은 용해도, 더 높은 흐름성을 갖는다⁹⁾.

이상적인 치과재료는 혈액이나 타액과 같은 생리적 용액에 오염되더라도 영향을 받지 않아야 한다¹⁰⁾. 실제 임상에서도 이러한 오염원으로부터 시술 부위를 완전하게 분리하는 것이 원칙이지만, 치근천공이나 급성 염증과 같이 혈액오염을 완벽하게 차단한 상태로 치과재료를 적용하는 것이 불가능한 상황이 존재한다. 따라서 이 연구에서는 혈액오염 조건에서 tricalcium silicate 재료들의 압출강도(push-out bond strength)를 측정하고 표면형태를 관찰하여 혈액오염이 이들 재료에 미치는 영향을 살펴보고자 하였다. 또한 MTA와 Biodentine[®] 및 Theracal[®]을 비교하여 혈액오염 조건에서도 이들 재료들을 사용할 수 있는지 평가하고자 하였다.

II. 연구 재료 및 방법

1. 연구 재료

0.5% chloramine-T 용액에 저장되어 있던 40개의 발거된 사람 단근치가 이 연구에 사용되었다. 치관을 제거한 후 냉각수를 이용한 저속 diamond saw (ISOMET 1000; Beuhler

Ltd, Lake Bluff, NY, USA)를 이용하여 치근의 중간 1/3을 치축에 수직 방향으로 2 mm 두께로 절단하였다. 각각의 절단편에서 #2 round bur와 #5 Gate-Glidden bur (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland)를 이용하여 근관 내에 직경 1.3 mm의 표준화된 내강을 형성하였다. 절단편들을 각각 3분 동안 17% EDTA와 1% NaOCl에 담가두었고, 이후 증류수로 씻어내고 건조시켰다.

이상과 같이 준비한 샘플들은 실험재료에 따라 무작위로 40 개씩 3개의 그룹으로 나누었으며 각각 MTA (White ProRoot MTA[®]; Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, OK, USA), Biodentine[®], Theracal[®]에 해당하였다. 이러한 실험재료 그룹들은 혈액오염 유무에 따라 2개의 하위 그룹으로 분류하였다 (n=20).

실험용 well plate에 phosphate buffered saline(PBS)(pH = 7.4)으로 적신 gelatin sponge (Gelfoam; Pfizer Inc, Kalamazoo, MI, USA)를 위치시켰다. 그 상방에 치아의 절단편을 놓고 각각의 실험재료들을 제조사의 지시에 따라 혼합하여 근관 내에 충전하였고 Theracal[®]은 충전 후 광중합 하였다. 각각의 실험재료에 대해 하위 그룹 1은 충전한 샘플의 상방을 PBS(pH = 7.4)를 적신 거즈를 싸주었으며, 하위 그룹 2는 혈액오염 상태를 위해 Fetal bovine serum(FBS) (Gibco, Life Technologies, Grand Island, NY, USA)를 적신 거즈로 싸주었다. 실험 그룹들은 4일간 37℃에서 보관하였으며, 일정한 조건을 유지하기 위해 24시간마다 PBS 및 FBS로 적신 거즈를 교체해 주었다¹¹⁾.

2. 연구 방법

1) 압출강도 측정

Universal testing machine (RB 301 UNITECH; R&B Inc, Daejeon, Korea)을 이용하여 압출강도를 측정하였다. 직경 1.0 mm의 원통형 plunger가 수직 방향으로 움직일 수 있도록 구멍을 뚫은 plexiglass 위에 구멍과 샘플의 내강이 일치하도록 샘플을 위치시켰다(Fig. 1). Plunger가 1 mm/min의

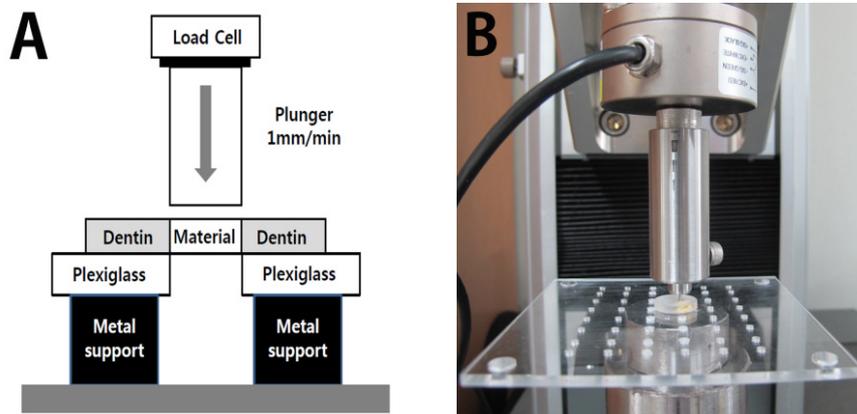


Fig. 1. (A) A schematic illustration of the push-out bond strength measurement, (B) A cylindrical steel plunger to the load cell of the universal testing machine loading on material inside a root section.

속도로 움직여 샘플 내강에 충전된 재료가 탈락할 때까지 가해진 최대 하중을 newton (N)으로 기록하였다. 재료의 탈락 저항성에 대한 지표로써 압출강도를 MPa로 계산하기 위해 다음과 같은 공식을 사용하였다: 압출강도(MPa) = 탈락에 필요한 힘(N) / 접촉한 면의 넓이(mm²). 접촉한 면의 넓이(mm²) = 2πr X h로, π는 3.14로 원주율이며, r은 내강의 반지름(mm), h는 샘플의 두께(mm)였다.

압출강도 시험을 시행한 샘플은 파괴양상(failure mode)을 결정하기 위해 40배율에서 실체현미경 (Olympus SZX-ILLB100; Olympus Optical, Tokyo, Japan)으로 관찰하였다. 샘플은 파괴양상에 따라 근관치료제와 상아질 계면에서 발생하는 접착파괴(adhesive failure), 근관치료제 내에서 발생하는 응집파괴(cohesive failure), 이상의 2가지 양상이 혼합되어 나타나는 혼합파괴(mixed failure)의 3가지 범주로 나누었다¹²⁾.

2) 표면형태 분석

혈액오염 하에서 각각의 실험재료들이 갖는 표면형태를 조사하기 위해 scanning electron microscopic(SEM) (JEOL JSM-IT300; Jeol Ltd., Tokyo, Japan)을 이용하였다. 각각의 실험재료에 대해 4개씩(개별 그룹당 2개) 총 12개의 샘플을 앞서 기술한 방식과 같이 PBS 및 FBS 조건에서 준비하였다. 각각의 그룹에 대해 준비된 샘플의 표면형태를 관찰하였다.

임계점건조기 (Samdri-795; Tousimis Research Corporation, Rockville, MD, USA)로 샘플을 건조시킨 후 진공상태에서 샘플 표면을 금으로 진공증착(sputtering)하였다. 20 Kv의 전압 하에 5,000배율로 SEM을 이용하여 샘플을 조사하고, 표면형태를 디지털 이미지 시스템으로 기록하였다.

3) 통계분석

실험재료의 종류와 혈액오염이라는 두 가지 요인이 압출강도에 미치는 영향을 알아보기 위하여 95% 신뢰수준에서 이원분산분석(2-way ANOVA)을 시행하고, Tukey's Post Hoc Test로 사후 검정을 시행하였다. 또한 각각의 실험재료에서 혈액오염 유무에 따른 압출강도를 비교하기 위해 Mann-Whitney 분석을 시행하였다(SPSS 21.0; IBM Corp.,

Armonk, NY, USA).

Ⅲ. 연구 성적

1. 압출강도 측정

혈액오염 조건에 따른 tricalcium silicate 재료들의 압출강도가 Table 1에 제시되고 있다. 모든 조건에서 Theracal[®]이 가장 높은 압출강도를 보였으며 그 다음으로는 Biodentine[®], MTA 순이었으며 통계적으로 유의한 차이를 보였다(*p* < 0.001). 또한 모든 실험재료들은 혈액오염 시 압출강도가 유의하게 감소하였다(*p* < 0.001).

파괴 양상을 조사한 결과, MTA는 접착파괴 양상을(82.5%), Biodentine[®]은 응집파괴 양상을(85%), Theracal[®]은 혼합파괴 양상을(72.5%) 가장 많이 보였다(Table 1).

2. 표면형태 분석

SEM을 이용하여 tricalcium silicate 재료들의 혈액오염에 따른 표면형태를 관찰하였다. MTA의 경우, PBS 그룹에서는 얇은 판 형태의 결정들이 층을 이루고 있으며, 그 사이에 형성된 바늘 모양의 결정들이 이러한 층상의 결정들을 하나의 덩어리로 묶어주고 있는 모습을 보였다(Fig. 2A). 그러나 FBS 그룹의 경우, 더 작고 부드러운 변연을 갖는 결정들이 산재해 있는 모습이었으며, PBS 그룹에서 관찰되는 바늘 모양의 결정 형태는 관찰되지 않았다(Fig. 2B).

Biodentine[®]의 경우 PBS 그룹에서는 다양한 크기의 능면체(rhombohedral) 결정들이 층을 이루어 있는 모습이 관찰되었다(Fig. 3A). 그러나 FBS 그룹에서는 결정의 변연이 좀 더 부드러워지고 결정 간 공극 또한 증가하였다(Fig. 3B).

Theracal[®]은 PBS 그룹에서 경화된 재료의 표면에 구형의 결정들이 축적되어 있는 모습이 보였다(Fig. 4A). 그러나 FBS 그룹에서는 표면의 구형 결정은 사라지고 다양한 형태와 크기의 입자들이 불규칙적으로 산재해 있는 모습을 보였다(Fig. 4B).

Table 1. Mean ± standard deviation of push-out bond strength (MPa) and Failure mode (%) of test materials and statistical analysis

Material	Push-out bond strength (MPa)		Failure Mode (%)		
	PBS	FBS	A	C	M
MTA	8.0 ± 0.2 ^{Aa}	6.6 ± 0.3 ^{Ba}	82.5	0	17.5
Biodentine [®]	9.8 ± 0.4 ^{Ab}	8.2 ± 0.3 ^{Bb}	0	85	15
Theracal [®]	11.7 ± 0.3 ^{Ac}	10.6 ± 0.2 ^{Bc}	25	2.5	72.5

Tukey's Post Hoc Test, Mann-Whitney test

MPa = megapascals, MTA = mineral trioxide aggregates, A = adhesive mode, C = cohesive mode, M = mixed mode

Mean value with different superscript uppercase letter (row) or lowercase letter (column) are significantly different (*p* < 0.05)

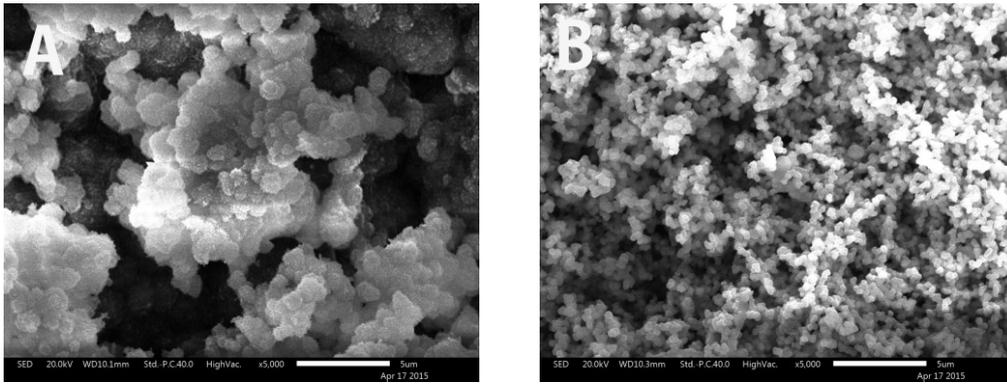


Fig. 2. Scanning electron microscope images of MTA exposed to (A) phosphate buffered saline and (B) fetal bovine serum after 4-day setting.

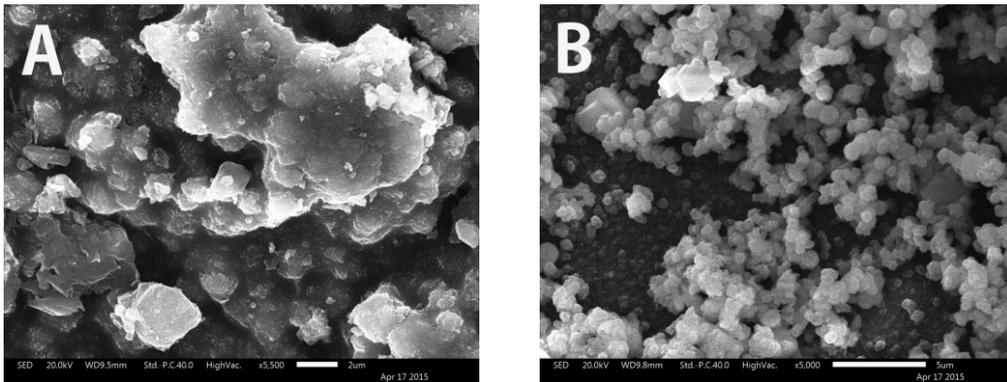


Fig. 3. Scanning electron microscope images of Biodentine exposed to (A) phosphate buffered saline and (B) fetal bovine serum after 4-day setting.

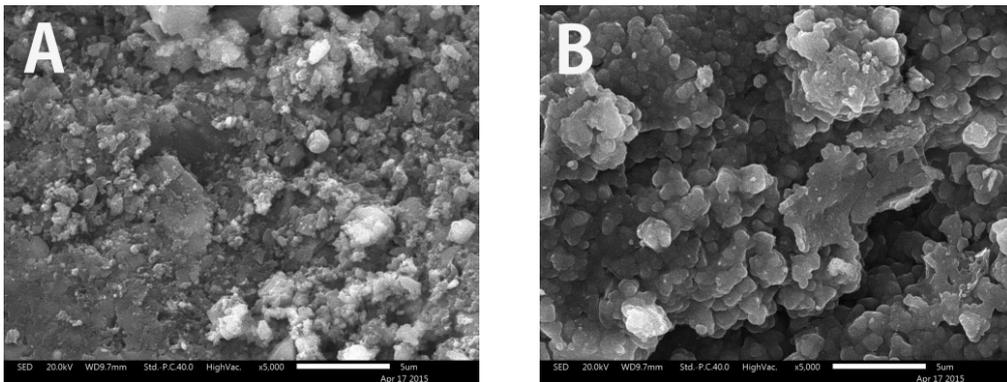


Fig. 4. Scanning electron microscope images of Theralcal exposed to (A) phosphate buffered saline and (B) fetal bovine serum after 4-day setting.

IV. 총괄 및 고찰

MTA는 우수한 생체친화성, 살균력, 밀폐력 보이며 습한 환경에서도 경화될 수 있다는 점에서 임상적으로 유용한 성질을 갖는다^{3,4)}. 따라서 MTA는 현재 치수복조, 치근천공의 수복, 치근단 수술 시 역충전재 등 다양한 분야에 널리 쓰이고 있다. MTA를 적용하는 과정에는 혈액과 접촉하는 경우가 있으며 치

근천공과 같은 상황에서 이는 불가피하다. 따라서 혈액오염 조건이 MTA의 성질에 미치는 영향에 대해 연구들이 이루어지고 있다. Torabinejad 등¹³⁾은 혈액오염이 염료 누출에 미치는 영향을 평가하여 혈액오염이 MTA의 밀폐력에 유의한 영향을 미치지 않는다고 하였다. 또한 MTA를 치근 천공부위에 적용하기 전에 지혈하고 건조시킬 필요는 없다고 하였다¹⁴⁾. 그러나 Vanderweele 등¹⁵⁾은 혈액에 오염된 천공 부위에서 MTA는 더

적은 탈락 저항을 보이므로, 오염원의 제거 후 MTA를 적용해야 한다고 하였다. 또한 Nekoofar 등¹⁶⁾은 혈액에 오염된 MTA는 표면강도와 압축강도의 감소를 보인다고 하였다. 이처럼 혈액오염이 MTA의 성질에 미치는 효과에 대해 논쟁의 여지가 존재한다. 이 연구에서는 혈액오염 조건이 MTA의 상아질에 대한 접착강도에 미치는 영향을 평가하고자 압출강도를 측정하였다. MTA의 생체친화성이나 밀폐력과 같은 성질은 MTA와 상아질 사이의 물리화학적 반응으로부터 나오는 것으로¹⁷⁾, 이러한 반응은 MTA와 상아질 사이의 안정적인 접착을 전제로 한다. 하지만 MTA와 상아질 사이에 혈액이 개재됨으로써 MTA와 상아질 사이의 접착에 영향을 미치고 그 결과 MTA의 성질에도 영향을 미칠 수 있다. 따라서 이 연구에서는 MTA와 상아질 사이의 접착강도를 측정하여 혈액오염 조건이 MTA에 미치는 영향을 평가하였으며, 접착강도 측정 방법 중 효과적이고 안정적인 방법으로 여겨지고 있는 압출강도 시험을 수행하였다¹⁸⁾. 또한 이 연구에서는 MTA 외에 Biodentine[®]과 Theracal[®]에 대해 동일한 실험을 수행하였다. 최근 MTA의 단점인 긴 경화시간, 조작의 어려움, 높은 가격, 치아 변색의 가능성 등을³⁾ 극복하기 위해 새롭게 개발된 tricalcium silicate 재료에 대해 혈액오염 시 압출강도를 측정하고 표면 형태를 분석하여 MTA와 이러한 재료들을 비교 평가하여 혈액오염 시 MTA의 대안으로써 이러한 재료들을 사용하는 것이 적절한지 평가하고자 하였다. 실험은 각각의 실험재료를 샘플 내에 충전한 직후 pH 7.4의 PBS 용액과 FBS를 적신 거즈로 감싸주었다. 또한 이 연구에서는 실제 혈액의 경우 응고작용이 발생하므로 사용이 용이한 FBS를 사용하였다. FBS는 다양한 단백질, 펩티드, 아미노산, 무기염류, 탄수화물, 지방산 및 지방을 포함하며 실험재료들이 생체 내에서 경화되는 생리적 조건과 유사한 환경을 조성한다¹⁹⁾.

압출강도 시험 결과, 모든 실험 그룹에서 Theracal[®]은 가장 큰 값을 보였으며, 그 다음으로는 Biodentine[®], MTA 순이었다. 또한 모든 실험재료에서 혈액에 오염된 경우 압출강도가 유의하게 감소하였다. 이러한 결과는 Rahimi 등²⁰⁾의 연구결과와도 유사한데 그들은 대구치 치근 절단면에 MTA를 충전한 후 식염수와 FBS에 노출시켰을 때 FBS에 노출된 경우 압출강도가 유의하게 감소한다고 하였다. 이와 같이 혈액오염 시 tricalcium silicate 재료들의 압출강도가 감소하는 이유는 tricalcium silicate 재료들과 상아질의 접착 방식에서 그 원인을 찾을 수 있다. tricalcium silicate 재료들은 수화 과정 중 수산화인회석 결정을 형성한다. 이는 tricalcium silicate 재료와 상아질 벽 사이에 미세공간을 형성하는데, 이를 통해 수산화인회석 결정은 상아세관 내의 콜라겐 섬유로 침투하여 꼬리표 같은(tag-like) 구조를 형성하며 상아질에 접착한다²¹⁾. 그런데 혈액에 오염될 경우 혈액을 구성하는 세포 및 단백질들이 상아세관 및 상아질벽과 tricalcium silicate 재료 사이의 미세공간을 채움으로써 tricalcium silicate 재료와 상아질 사이의 온전한 결합을 방해할 수 있으며 그 결과 압출강도가 유의하게 감소된다고 유추해볼 수 있다. 이 연구에서 Biodentine[®]은 MTA와 비교하여 유의하게 더 큰 압출강도를 보였으며, 다른 tricalcium silicate

재료들과 달리 대부분 응집파괴의 양상을 보였다. 이는 Biodentine[®]의 입자 크기에서 그 원인을 찾을 수 있다. Biodentine[®]은 MTA와 비교하여 더 작은 입자와 균일한 조성을 보이는데²²⁾, 이로 인해 상아세관 내로 더욱 용이하게 침투할 수 있고 그 결과 MTA에 비해 상아질과 더 단단한 접착을 할 수 있으며, 혈액오염에 의한 영향 또한 더 적게 받을 수 있었을 것이다. 또한, Theracal[®]은 모든 조건에서 가장 높은 압출강도를 보였는데 이는 Theracal[®]의 독특한 조성으로 인한 경화과정에서 그 이유를 찾아볼 수 있다. Theracal[®]은 light curable resin-modified calcium silicate 재료로 구성요소 중 약 45%가 레진이다. 이중 hydroxyethyl methacrylate(HEMA)와 polyethylene glycol dimethacrylate(PEGDMA)는 친수성 인자로, 광중합 후 재료의 표면을 안정화시키는 polymeric network를 형성하고 수분을 흡수하여 tricalcium silicate의 수화 및 경화를 돕는다²³⁾. 따라서 이 연구에서 Theracal[®]은 광중합 후 표면이 경화된 상태에서 혈액오염 조건에 노출되어 다른 재료들에 비해 더 안정적인 구조를 가짐으로써 더 높은 압출강도를 보였다고 할 수 있다.

이 연구에서는 SEM을 이용하여 혈액오염 조건이 tricalcium silicate 재료의 표면형태에 미치는 영향을 조사하였다. MTA의 경우, PBS 그룹에서는 얇은 판 형태의 결정들이 층을 이루며, 그 사이에 바늘 모양의 결정들이 층을 이룬 결정들을 하나로 묶어주고 있었다. 그러나 FBS 그룹의 경우, 더 작고 부드러운 변연을 갖는 결정들이 산재해 있는 모습이었으며, 바늘 모양의 결정 형태는 관찰되지 않았다. 바늘 모양의 결정은 calcium aluminium sulphate이며 판 형태의 결정은 calcium silicate hydrate 결정이다²⁴⁾. FBS 그룹에서 바늘 모양의 결정이 사라지고 PBS 그룹과 비교하여 압출강도가 감소한 것을 통해 볼 때, calcium aluminium sulphate는 결정들 사이를 연결하여 MTA의 물리적 성질을 향상시키는데 중요한 역할을 하며, 이는 혈액오염 시 손상 받을 수 있다는 것을 알 수 있다. 또한, 혈액오염 시 판 형태의 calcium silicate hydrate 결정의 크기가 감소한 것을 통해 혈액오염은 calcium silicate hydrate 결정의 형성을 방해한다는 것을 알 수 있다. Biodentine[®]은 PBS 그룹에서는 다양한 크기의 능면체 결정들이 층을 이루고 있었지만, FBS 그룹에서는 결정의 변연이 좀 더 부드러워지고 결정 간 공극이 증가하였다. 표면에서 관찰되는 능면체의 결정 형태는 calcium carbonate로, Biodentine[®]은 경화 후 표면에 hydrated calcium silicate gel과 calcium carbonate이 형성된다. calcium carbonate은 Biodentine[®]의 표면에 축적되어 경화과정을 일으킴으로써 Biodentine[®]의 물리적 성질을 향상시킨다고 알려져 있다⁶⁾. 이 연구에서 혈액오염 시 calcium carbonate의 변연 형태가 부드러워지고 크기가 감소한 것을 볼 때, 혈액오염 시 calcium carbonate의 형성이 저해되고 형태가 변화됨으로써 Biodentine[®]의 구조가 취약해져 압출강도가 감소되었다고 생각해볼 수 있다. Theracal[®]은 PBS 그룹에서 경화된 재료의 표면에 구형의 결정들이 축적되어 있는 모습이 보였지만, FBS 그룹에서는 표면의 구형 결정은 사라지고 다양

한 형태와 크기의 입자들이 불규칙적으로 산재해 있는 모습을 보였다. PBS 그룹에서 표면의 구형 결정은 calcium phosphate이며, FBS 그룹에서 나타나는 불규칙한 입자들은 수화되지 않은 시멘트 입자 및 BaZr이다²³⁾. Theracal[®]은 수화과정에서 칼슘 이온이 유리되어 calcium phosphate를 형성하는데 이는 Theracal[®]과 상아질 계면에서 carbonated apatite를 형성하여 Theracal[®]과 상아질 사이의 화학적 결합이 이루어지도록 한다²⁵⁾. 이 연구에서 혈액오염 시 표면에서 calcium phosphate가 관찰되지 않았으므로 혈액오염은 Theracal[®]의 칼슘 이온 분비와 calcium phosphate 형성을 방해하여 Theracal[®]의 상아질에 대한 접착을 약화시킨다고 할 수 있다.

이 연구에서는 tricalcium silicate 재료인 MTA, Biodentine[®], Theracal[®]을 혈액에 오염시킨 후 압출강도를 측정하고 표면형태를 관찰하여 각각의 재료들을 비교하고 MTA의 결점을 극복하기 위한 대안으로써 Biodentine[®]과 Theracal[®]을 평가하고자 하였다. 시술 부위에 치과 재료의 적용 후 저작이나 시술 중 가해지는 물리력으로부터 치과 재료가 이탈하지 않고 상아질에 접착하여 유지되는 능력은 중요하며 이러한 점에서 압출강도 측정은 의미가 있다. 그러나 치과 재료의 적용 후 세균이나 혈액의 미세누출은 치과 치료의 예후를 불량하게 하므로 재료의 밀폐력에 대해서도 평가해야 한다. 따라서 이 연구만으로 혈액오염 조건에서 Biodentine[®]과 Theracal[®]이 MTA의 대안이 될 수 있다고 판단할 수는 없으며 추가적인 연구와 검증이 이루어져야 할 것이다. 앞으로 밀폐력과 같은 물리적 성질에 대한 연구는 물론 생체 친화성 및 생광물화(biomineralization) 특성에 대한 연구 이루어져야 할 것이다. 더불어 실제 임상에서 이러한 tricalcium silicate 재료들을 혈액오염 조건에 적용하였을 때 장기간의 경과관찰이 필요할 것이다.

V. 결 론

PBS 및 FBS 조건에서 MTA, Biodentine[®], Theracal[®]의 압출강도를 측정하고 표면형태를 관찰한 결과 Theracal[®]과 Biodentine[®]은 MTA와 비교하여 보다 우수한 압출강도를 보였다($p < 0.001$). 각각의 재료들은 PBS 조건에 비해 FBS 오염 조건에서 압출강도가 유의하게 감소하였다($p < 0.001$). SEM을 이용하여 표면형태를 관찰한 결과, 각각의 재료들은 혈액에 오염된 경우 결정의 형태가 변하고 결정들 사이의 연결이 약화되었으며, 수화과정이 손상 받는 것을 보여주었다. 결론적으로, Biodentine[®]과 Theracal[®]은 혈액오염 조건에서 MTA보다 우수한 압출강도를 보였으며, 각각의 재료들은 혈액오염 조건에 노출되었을 때 재료 표면의 결정 구조가 취약해지는 것으로 나타났다.

References

1. Lee SJ, Monsef M, Torabinejad M : Sealing ability of a mineral trioxide aggregate for repair of lateral

- root perforations. *J Endod*, 19:541-544, 1993.
2. Camilleri J : Hydration mechanisms of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J*, 40:462-470, 2007.
3. Torabinejad M, Parirokh M : Mineral trioxide aggregate : a comprehensive literature review - part II : leakage and biocompatibility investigations. *J Endod*, 36:190-202, 2010.
4. Parirokh M, Torabinejad M : Mineral trioxide aggregate : a comprehensive literature review - part I : chemical, physical, and antibacterial properties. *J Endod*, 36:16-27, 2010.
5. Han L, Okiji T : Uptake of calcium and silicon released from calcium silicate-based endodontic materials into root canal dentine. *Int Endod J*, 44:1081-1087, 2011.
6. Grech L, Mallia B, Camilleri J : Investigation of the physical properties of tricalcium silicate cement-based root-end filling materials. *Dent Mater*, 29:20-28, 2013.
7. Zhou HM, Shen Y, Wang ZJ, et al. : In vitro cytotoxicity evaluation of a novel root repair material. *J Endod*, 39:478-483, 2013.
8. Laurent P, Camps J, About I, et al. : Induction of specific cell responses to a Ca3-SiO5-based posterior restorative material. *Dent Mater*, 24:1486-1494, 2008.
9. Vivian RR, Zapata RO, Gomes DM, et al. : Evaluation of the physical and chemical properties of two commercial and three experimental root-end filling materials. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 110:250-256, 2010.
10. Gartner AH, Dorn SO : Advances in endodontic surgery. *Dent Clin North Am*, 36:357-378, 1992.
11. Saghiri MA, Lotfi M, Ranjkesh B et al. : Effect of pH on Sealing Ability of White Mineral Trioxide Aggregate as a Root-end Filling Material. *J Endod*, 34:1226-1229, 2008.
12. Formosa LM, Mallia B, Camilleri J : Push-out bond strength of MTA with antiwashout gel or resins. *Int Endod J*, 47:454-462, 2014.
13. Torabinejad M, Higa RK, McKendry DJ, Pitt Ford TR : Dye leakage of four root end filling materials : effects of blood contamination. *J Endod*, 20:159-163, 1994.
14. Arens DE, Torabinejad M : Repair of furcal perforations with mineral trioxide aggregate : two case reports. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 82:84-88, 1996.

15. Vanderweele RA, Schwartz SA, Beeson TJ : Effect of blood contamination on retention characteristics of MTA when mixed with different liquids. *J Endod*, 32:421-424, 2006.
16. Nekoofar MH, Stone DF, Dummer PM : The effect of blood contamination on the compressive strength and surface microstructure of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J*, 43:782-791, 2010.
17. Sarkar NK, Caicedo R, Kawashima I, *et al.* : Physicochemical basis of the biologic properties of mineral trioxide aggregate. *J Endod*, 31:97-100, 2005.
18. Goracci C, Tavares AU, Ferrari M, *et al.* : The adhesion between fiber posts and root canal walls : comparison between microtensile and push-out bond strength measurements. *Eur J Oral Sci*, 112:353-361, 2004.
19. Tingey MC, Bush P, Levine MS : Analysis of mineral trioxide aggregate surface when set in the presence of fetal bovine serum. *J Endod*, 34:45-49, 2008
20. Rahimi S, Ghasemi N, Bahari M, *et al.* : Effect of blood contamination on the retention characteristics of two endodontic biomaterials in simulated furcation perforations. *J Endod*, 39:697-700, 2013.
21. Reyes-Carmona JF, Felipe MS, Felipe WT : The biomineralization ability of mineral trioxide aggregate and Portland cement on dentin enhances the push-out strength. *J Endod*, 36:286-291, 2010.
22. Atmeh AR, Chong EZ, Watson TF, *et al.* : Dentin-cement interfacial interaction: calcium silicates and polyalkenoates. *J Dent Res*, 91:454-459, 2012.
23. Camilleri J : Hydration characteristics of Biodentine and TheraCal used as pulp capping materials. *Dent Mater*, 30:709-715, 2014.
24. Wang Z, Ma J, Haapasalo M, *et al.* : Acidic pH weakens the microhardness and microstructure of three tricalcium silicate materials. *Int Endod J*, 48:323-332, 2015.
25. Gandolfi MG, Siboni F, Prati C : Chemical-physical properties of TheraCal, a novel light-curable MTA-like material for pulp capping. *Int Endod J*, 45:571-579, 2012.

국문초록

혈액오염이 Tricalcium Silicate 재료의 압출강도와 표면형태에 미치는 영향

박미선 · 김재환 · 최남기 · 김선미

전남대학교 치의학전문대학원 소아치과학교실

이 연구의 목적은 혈액오염 시 Biodentine®, Theracal®, mineral trioxide aggregate(MTA)의 압출강도를 측정하고 표면형태를 관찰하는 것이었다.

Biodentine®, Theracal®, MTA 각각의 재료를 2개의 그룹으로 나누었다. 대조군은 phosphate buffered saline 용액 조건에서, 실험군은 fetal bovine serum 조건에서 4일간 37℃에서 보관하였다. 이후 압출강도를 측정하고 주사전자현미경을 이용하여 표면형태를 분석하였다.

Biodentine®과 Theracal®은 모든 조건에서 MTA보다 유의하게 더 높은 압출강도를 보였고 혈액오염 시 모든 재료의 압출강도는 유의하게 감소하였다. 표면형태 관찰결과 혈액오염 후 모든 재료의 표면형태가 변화하였다.

혈액오염 조건에서 Biodentine®과 Theracal®은 MTA와 비교하여 더 높은 압출강도를 보였으므로 혈액오염 조건에 사용하기에 더 적절할 수 있다.

주요어: 혈액오염, Biodentine, Theracal, Mineral trioxide aggregate, 압출강도, 주사전자현미경