

Decoloración Coronaria Inducida por la Utilización de Biodentine y MTA Blanco en Procedimientos de Regeneración Pulpar. Estudio Ex Vivo

Coronary Discoloration Induced by the Use of Biodentine and White MTA in Pulp Regeneration Procedures. Ex Vivo Study

Recibido 11/01/2022

Aceptado 26/03/2022

Duran C¹, Punto M¹, Corominola PL¹,
Nastri ML¹, Gualtieri A², Rodríguez PA¹

¹ **Universidad de Buenos Aires**
Facultad de Odontología
Cátedra de Endodoncia
Buenos Aires, Argentina

² **Universidad de Buenos Aires**
Facultad de Odontología
Cátedra de Biofísica y Bioestadística
Buenos Aires, Argentina

RESUMEN

Se comparó el grado de decoloración de la corona clínica en piezas dentarias anteriores humanas extraídas, sometidas a procedimientos de regeneración endodóntica, utilizando MTA blanco o sustituto bioactivo de la dentina (Biodentine) como barrera cervical, en presencia de coágulo sanguíneo como andamio. En total se prepararon 24 piezas dentarias anteriores superiores humanas que fueron divididas en dos grupos control (GC) y dos grupos experimentales (GE). Cada uno incluía 6 piezas dentarias. En los GE se colocó sangre humana fresca en el interior del conducto, y se confeccionó una barrera de Biodentine (GE3) o MTA (GE4). En los GC se colocó una torunda de algodón estéril saturada con solución fisiológica estéril, y se confeccionó una barrera de Biodentine (GC1) o MTA (GC2). El color se evaluó de acuerdo con el espacio de color CIE L* a* b* utilizando imágenes fotográficas digitales estandarizadas en dos puntos de tiempo: día 0 (T0) y día 35 (T35). La descripción de los datos incluyó mediana (Md), primer cuartil (Q1), tercer cuartil (Q3), media y desviación estándar (DE). Se emplearon las pruebas de los rangos con signo de Wilcoxon (RSW) y ANOVA de una vía; $p < 0,05$ fue considerado significativo. Cuando se comparó ΔE se observaron diferencias significativas entre GC1 y el resto de los materiales ($p < 0,05$). ΔE fue menor en GC1 (media \pm DE; $2,1 \pm 1,6$) que en los grupos restantes que no presentaron diferencias significativas entre sí. En base a estos resultados, la estabilización del coágulo sanguíneo, como así la limpieza de la cavidad previa a la colocación del Biodentine y el uso de barreras cervicales, es imprescindible para evitar la coloración de la corona clínica.

Palabras clave: Biodentine, MTA, regeneración pulpar, decoloración dentaria.

ABSTRACT

Discoloration remains an unfavorable complication of otherwise successful regenerative endodontic

procedure of immature teeth with necrotic pulp. Objective: Compare the degree of discoloration of extracted human teeth after regenerative endodontic procedures, using MTA or Biodentine as a cervical barrier with a blood clot as a scaffold. In total 24 human upper anterior teeth were prepared and divided into two control groups (CG) and two experimental groups (EG). In the EG, fresh human blood was placed inside the root and a Biodentine (GE3) or MTA (GE4) barrier was made in. A sterile cotton swab saturated with sterile physiological solution was placed in the GCs and a Biodentine (GC1) or MTA (GC2) barrier was made in. The color was evaluated according to the CIE L* a* b* color space using standardized digital photographic images at two time points: day 0 (T0) and day 35 (T35). The description of the data included median (Md), first quartile (Q1), third quartile (Q3), means, and standard deviation (SD). Wilcoxon signed rank tests (RSW) and one-way ANOVA were used. $p < 0.05$ was considered significant. When ΔE was compared, significant differences were observed between GC1 and the rest of the materials ($p < 0.05$). ΔE was lower in CG1 (mean \pm SD; 2.1 ± 1.6) than in the remaining groups, which did not present significant differences between them. There was no significant difference between tooth discolorations with materials in the presence of blood. However, in the absence of blood, Biodentine exhibited less tooth discoloration than MTA.

Keywords: Biodentine, MTA, pulp regeneration, tooth discoloration.

INTRODUCCIÓN

La pérdida de vitalidad pulpar en piezas permanentes inmaduras trae como consecuencia la detención de su desarrollo radicular normal, dando como resultado piezas dentarias con raíces cortas, paredes dentinarias delgadas y forámenes apicales amplios e irregulares. Una opción de tratamiento son las técnicas de regeneración pulpar (PRE), que tienen como objetivo continuar con el desarrollo radicular, lograr el engrosamiento de las paredes dentinarias, y la reparación de los tejidos periapicales subyacentes. Según las consideraciones clínicas actuales de la Asociación Americana de Endodoncistas (AAE), un procedimiento regenerativo comienza con un protocolo de desinfección meticuloso, seguido de la creación o colocación de un andamio dentro del espacio del conducto radicular, y el procedimiento culmina con el sellado del espacio para evitar la reinfección, mediante la colocación de una barrera cervical de un biomaterial. Un procedimiento de regeneración pulpar, implica el uso de un Biomaterial en contacto con un coágulo sanguíneo en la región cervical de la pieza dentaria. Esta maniobra puede derivar en resultados estéticos no deseados, debido a la decoloración dentaria que el biomaterial y los componentes sanguíneos pueden

generar tanto de manera individual como de manera conjunta (Kahler et al., 2016).

La estética juega un rol importante en la calidad de vida de los pacientes; tal es así que el odontólogo, a la hora de realizar una práctica, no puede basarse únicamente en los aspectos biológicos y funcionales, sino que debe considerar el aspecto estético con igual importancia, particularmente en aquellos tratamientos que se realizan sobre piezas dentarias del sector anterior (Lenherr et al., 2012). La principal desventaja que presentan las PRE es la decoloración dentaria. La mala apariencia estética de las piezas tratadas impacta negativamente en la calidad de vida de los pacientes, ya que afecta su imagen personal, autoestima, e incluso repercute en sus relaciones sociales (Palma et al., 2019).

El propósito del presente estudio ex vivo es comparar el grado de decoloración de la corona clínica en piezas dentarias anteriores humanas extraídas, sometidas a procedimientos de regeneración endodóntica, utilizando Agregado de Trióxido Mineral (MTA) blanco (Angelus, Londrina, PR, Brasil) o Biodentine (BDT, Septodont, Saintmaur des Fosses, Francia), un material a base de silicato de calcio, como barreras cervicales en presencia de coágulo sanguíneo como andamio.

MATERIALES Y MÉTODOS

SELECCIÓN DE ESPECÍMENES

Para la realización de este estudio se utilizaron 24 dientes anteriores superiores permanentes, que fueron extraídos por presentar enfermedad periodontal avanzada. Para llevar a cabo la selección, la superficie externa de cada pieza dentaria fue exhaustivamente inspeccionada, utilizando un microscopio odontológico Mec XXI (Newton, Buenos Aires, Argentina), con una magnificación de 5.8X (Shokouhinejad et al., 2019). Además, se tomaron radiografías periapicales digitales, una de frente y una lateral de cada muestra (Kohli et al., 2015). Se incluyeron aquellas piezas dentarias consideradas clínica y radiográficamente intactas, unirradiculares, con raíces rectas, integridad coronaria completa, libres de caries, grietas, restauraciones y decoloraciones patológicas debido a causas sistémicas intrínsecas (Ramos et al., 2016). Se excluyeron aquellas piezas dentarias fisuradas/fracturadas, con calcificación de la cámara pulpar o conducto radicular, desgaste coronario excesivo, con tratamiento endodóntico previo o reabsorciones dentinarias externas/internas (Salem-Milani et al., 2017). La limpieza superficial se realizó con una punta de ultrasonido G1 (Woodpecker, Qixing District, Guilin, Guangxi, China) montada en una pieza de mano (Woodpecker, Qixing District, Guilin, Guangxi, China) conectada al sillón odontológico con abundante refrigeración, seguido de un pulido con brocha para profilaxis montada en un micromotor neumático anillo azul (KMD, CABA, Buenos Aires, Argentina), y una mezcla

de polvo de piedra pómez y agua. El objetivo fue eliminar el cálculo y las manchas extrínsecas (Kohli et al., 2015). La descontaminación de las piezas fue realizada mediante inmersión en una solución de hipoclorito de sodio al 5,25% por 1 hora, y luego fueron almacenadas en solución salina hasta su utilización (Shokouhinejad et al., 2016).

PREPARACIÓN DE MUESTRAS

Para simular un diente con formación radicular incompleta, y estandarizar la longitud de los especímenes, la porción apical de cada muestra fue seccionada perpendicularmente a su eje longitudinal, hasta lograr una longitud radicular de 10mm por debajo del límite amelocementario (LAC) vestibular, utilizando un disco de diamante montado en un contra ángulo y micromotor neumático anillo azul (KMD, CABA, Buenos Aires, Argentina) (Santos et al., 2017). El acceso coronario se realizó con piedra redonda #4 (Jota, Rüthi, Rheintal, Suiza) y fresa Endo Z (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suiza) a superalta velocidad y con abundante refrigeración (Marconyak et al., 2016). Se conformó el canal radicular a través del acceso coronario con limas manuales tipo K #15-40 (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suiza), seguido de fresas Gates Glidden #1-6 (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suiza). De esta forma, se logró estandarizar el volumen del espacio intraradicular (Felman y Parashos, 2013). Utilizando jeringa tipo luer de 5ml y aguja 25G, se irrigaron los canales radiculares con solución fisiológica entre cada instrumento, para evitar la formación y compactación de barro dentinario. Luego de la preparación mecánica se realizó un lavaje con 10 ml de Hipoclorito de Sodio al 2,5% para asegurar la eliminación de restos orgá-

nicos. La contención del andamiaje se logró mediante la realización de un tapón apical de resina compuesta. Para ello, se trató con ácido fosfórico 37% (Tedequim, Córdoba, Argentina) durante 15 segundos, la dentina de los 4 mm apicales del canal y la superficie en torno a la abertura apical. Luego se enjuagaron con spray de agua y secaron con aire. El agente adhesivo (ONE COAT, Coltene, Altstätten, Suiza), fue aplicado y fotopolimerizado durante 20 segundos. Luego, se colocó resina compuesta (Brillant NG, Coltene, Altstätten, Suiza) fotopolimerizó por 20 segundos usando una luz de curado con diodo emisor de luz. Para controlar la extensión del ácido grabador y el agente adhesivo dentro del conducto, se compactó por vía coronaria cinta de teflón, dejando libre solo la zona donde se realizaría el tapón (Shokouhinejad et al., 2016) (Figura 1).

Para cada pieza dentaria se confeccionó un soporte en silicona por adición, del cual podían ser retiradas o colocadas según necesidad. El soporte permitió repetibilidad en la posición de la pieza en las capturas fotográficas.

Para estandarizar la zona de la corona clínica en la cual se realizarían las tomas de color, se creó una ventana rectangular de 3 x 3 mm en la interfaz de los tercios cervical y medio de las coronas utilizando una fresa de diamante redonda de 1/4, de tal manera que dos tercios de su altura se encontraban en cervical y un tercio en el tercio medio de la corona, del diente (Shokouhinejad et al., 2016). Una vez obtenidas las muestras, se procedió a aplicar el protocolo de segunda sesión de la técnica de regeneración endodóntica según la AAE (2018). Utilizando jeringa tipo luer de 5ml y aguja 25G, se irrigaron los canales radiculares con 20 ml de EDTA 17%.

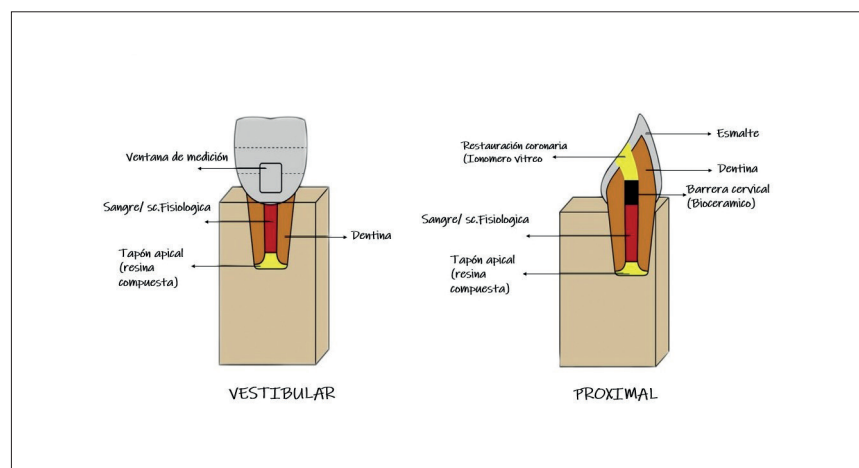


FIGURA 1. Diseño del modelo experimental (Shokouhinejad et al., 2016)

RECOLECCIÓN DE SANGRE

Se utilizó sangre humana fresca de un donante voluntario, sano y bajo consentimiento informado por escrito. La extracción fue llevada a cabo por un técnico extraccionista, con jeringa tipo luer de 1 ml y aguja 25G (Shokouhinejad et al., 2019).

CONFIGURACIÓN EXPERIMENTAL

Las muestras se codificaron numéricamente, y se dividieron aleatoriamente en 2 grupos experimentales y 2 grupos control. En cada grupo se incluyeron 6 piezas dentarias.

En los grupos control denominados C1 y C2, se colocó en el canal radicular, a través del acceso coronario de cada pieza dentaria, una torunda de algodón estéril, que luego fue saturada con solución fisiológica estéril. Posteriormente sobre ellas se confeccionó, para el Grupo C1 una barrera cervical de Biodentine (Septodont, Saintmaur des Fosses, Francia), y para el Grupo C2 una barrera cervical de MTA Blanco (Angelus, Londrina Brasil), de 3 mm de espesor ocupando el tercio cervical de la raíz hasta el LAC (Felman y Parashos, 2013). En los grupos experimentales denominados 3 y 4, se introdujo en los canales radiculares sangre humana fresca inmediatamente posterior a su extracción (dentro de los primeros 4 minutos), hasta el borde cavo de la preparación de accesos. Luego de esperar la formación del coágulo sanguíneo (15 min), se realizó el corte del mismo 3 mm por debajo del LAC y se limpió meticulosamente la cámara pulpar con torunda de algodón estéril y microbrush estéril, embebidos en Hipoclorito de Sodio al 2,5%. Posteriormente, se confeccionó, para el Grupo 3, una barrera cervical de Biodentine, y para el Grupo 4, una barrera cervical de MTA Blanco (Angelus, Londrina Brasil), ambas de 3 mm de espesor, ocupando el tercio cervical de la raíz hasta el límite amelocementario. Tanto el Biodentine como el MTA fueron preparados según las instrucciones del fabricante, y llevados a las muestras por vía coronal con un portador de amalgama. La condensación de ambos materiales se realizó con condensador endodóntico y lima embolada (Beatty y Svec, 2015). Cada muestra fue radiografiada desde el aspecto vestibulopalatino y mesiodistal para confirmar el espesor y la uniformidad de la barrera cervical (Shokouhinejad et al., 2019).

En las 24 muestras, sobre el biomaterial se colocó Ionómero vítreo tipo II autocurado (Ionofil, Cuxhaven, Alemania), e inmediatamente posterior a su fraguado la cavidad de acceso se selló con resina compuesta A2 (Brillant NG, Coltene, Altstätten, Suiza) (Shokouhinejad et al., 2016). Las muestras se almacenan en una estufa de cultivo, a 37°C y 100% de humedad, dentro de tubos eppendorf de 1.5 ml, con la corona hacia abajo, sumergidos en solución salina estéril hasta el fin del estudio (Shokouhinejad et al., 2019).

EVALUACIÓN DEL COLOR

Para la evaluación de la variación del color de las piezas dentarias, se utilizó el espacio de color CIE $L^* a^* b^*$. Las relaciones no lineales para L^* , a^* y b^* están diseñadas para aproximar la respuesta perceptiva del ojo humano.

Las medidas de color se registraron en 2 puntos de tiempo (Felman y Parashos, 2013):

T0: línea de base (inmediatamente después la colocación de los materiales en el interior de las muestras, incluyendo el sellado coronario).

T35: a los 35 días de almacenamiento.

Las imágenes fotográficas digitales se capturaron en un cuarto cerrado en condiciones de iluminación artificial que se repitieron en T0 y T35. El procedimiento fue llevado a cabo siempre por el mismo operador. Se utilizó una cámara digital de alta resolución Nikon D610 con Lente macro Nikon 105 mm 1: 2.8 G ED y flash circular SIGMA EM-140 DG (Felman y Parashos, 2013). Los parámetros en la cámara fueron estandarizados para que sean los mismos en ambos puntos de tiempo (exposición: 1/125 segundos, apertura: f / 22, ISO 100 y flash de balance de blancos: 5500 Ko). Para la toma de imágenes, cada muestra fue colocada con su respectivo soporte de silicona, dentro de un cubo abierto hacia adelante con paredes blancas, diseñada para tal fin. Las piezas dentarias se encontraban con la ventana vestibular a una distancia de 20cm desde el borde externo del flash de la cámara, que se posicionó perpendicularmente al eje mayor de la muestra sostenida por un trípode (Salem-Milani et al., 2017). Las imágenes se importaron al Adobe Photoshop CS6 para ser analizadas. Se agruparon por unidad dentaria para efectuar la determinación de valores numéricos del sistema cromático CIE Lab para L^* , a^* y b^* . Las medidas de color se tomaron 3 veces dentro de la ventana marcada. A través de las herramientas: reglas y cuadrícula los 3 puntos medidos en cada muestra fueron los mismos para T0 y T35. La media de las 3 mediciones se calculó en cada intervalo de tiempo. El cambio de color (ΔE) entre intervalos se midió mediante la siguiente fórmula:

$$\Delta E = \{(\Delta L)^2 + (\Delta a)^2 + (\Delta b)^2\}^{1/2}$$

Donde, L^* indica Luminosidad, siendo 0 negro y 100 blanco; a^* indica Posición entre verde y rojo, siendo -120 verde y +120 rojo; y b^* indica Posición entre azul y amarillo, donde -120 es azul y +120 amarillo (Shokouhinejad et al., 2016).

ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Los datos se describieron mediante las siguientes medidas: mediana (Md), primer cuartil (Q1), tercer cuartil (Q3), mínimo (Mín), máximo (Máx), media (M) y desviación estándar (DE). La comparación de las coordenadas L, a y b entre la instancia inicial (T=0) y 35 días después (T=35 d) se realizó por medio de la prueba de los rangos con signos de Wilcoxon (RSW).

No se utilizó la prueba T-Student apareada, debido a que no se cumplió la condición de normalidad, evaluada mediante la prueba de D'Agostino-Pearson. La variación de color (ΔE) entre T=0 y T=35 d fue calculada mediante la siguiente fórmula: $\Delta E = [(\Delta L)^2 + (\Delta a)^2 + (\Delta b)^2]^{1/2}$. Para comparar ΔE entre materiales se utilizó la prueba ANOVA de una vía seguida por comparaciones de a pares, post hoc, mediante la prueba de Tukey-Kramer. En todas las pruebas estadísticas se consideró que las diferencias fueron significativas cuando se obtuvo un valor p menor que 0,05 ($p < 0,05$). Se utilizó el programa MedCalc versión 20.010 (MedCalc Software Ltd., 2021).

RESULTADOS

En la Tabla 1 se compara, dentro de cada material, la coordenada "L" entre las dos instancias de tiempo evaluadas (inicial contra 35 días). Solamente hubo diferencias significativas dentro de MTA + sangre ($p < 0,05$; Figura 2): la coordenada L fue mayor en la instancia inicial (Md = 69,0; Q1-Q3 = 68,3-70,7) que 35 días después (Md = 60,5; Q1-Q3 = 57,7-63,0).

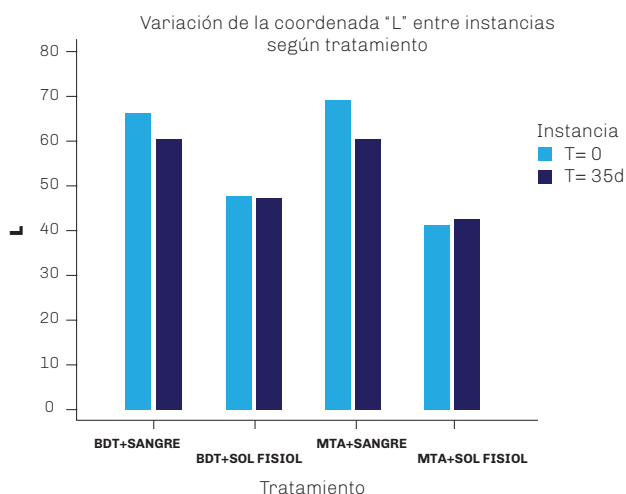


FIGURA 2. Mediana de la coordenada "L" para T=0 y T=35, dentro de cada tratamiento. (*) Diferencias significativas entre instancias (RSW, $p < 0,05$)

| Material | Coordenada L | | | | | | | | | | | | | | | | RSW |
|-------------------|--------------|----------------|----------------|------|------|------|-----|---|----------|----------------|----------------|------|------|------|-----|---|------------|
| | T = 0 | | | | | | | | T = 35 d | | | | | | | | |
| | Md | Q ₁ | Q ₃ | Mín | Máx | M | DE | N | Md | Q ₁ | Q ₃ | Mín | Máx | M | DE | N | |
| BDT+ sangre | 66,3 | 63,7 | 76,3 | 49,3 | 77,3 | 67,5 | 9,9 | 6 | 60,7 | 56,3 | 63,6 | 53,3 | 67,0 | 60,2 | 4,8 | 6 | $p = 0,13$ |
| BDT + sol. fisiol | 47,8 | 45,0 | 51,0 | 43,7 | 51,7 | 47,8 | 3,5 | 6 | 47,5 | 44,7 | 51,0 | 43,7 | 51,7 | 47,7 | 3,7 | 6 | $p = 0,42$ |
| MTA + sangre | 69,0 | 68,3 | 70,7 | 65,7 | 71,7 | 69,1 | 2,1 | 6 | 60,5 | 57,7 | 63,0 | 57,3 | 64,7 | 60,6 | 3,1 | 6 | $p < 0,05$ |
| MTA + sol. fisiol | 41,5 | 38,3 | 45,3 | 37,7 | 45,7 | 41,7 | 3,8 | 6 | 42,5 | 42,3 | 43,0 | 42,3 | 43,7 | 42,7 | 0,5 | 6 | $p = 0,35$ |

TABLA 1. Comparación de coordenada L entre T=0 y T=35 d, dentro de cada material

En la Tabla 2 se compara, dentro de cada material, la coordenada "a" entre las dos instancias de tiempo evaluadas (inicial contra 35 días). Se encontraron diferencias significativas dentro de BDT+ sangre y MTA+ sangre ($p < 0,05$; Figura 3). Para ambos materiales, la coordenada "a" fue menor en la instancia inicial (BDT + sangre: Md = 4,3; Q1-Q3 = 2,5-4,6; MTA+ sangre: Md = 2,3; Q1-Q3 = 1,7-2,3) que 35 días después (BDT+ sangre: Md = 6,7; Q1-Q3 = 5,6-7,5; MTA+ sangre: Md = 4,5; Q1-Q3 = 4,0-5,0).

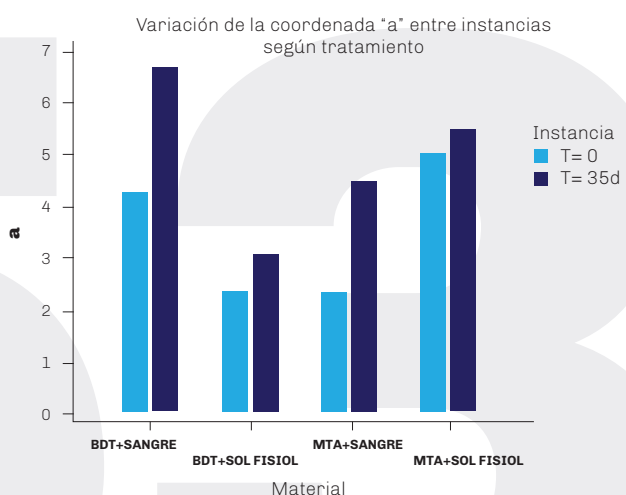


FIGURA 3. Mediana de la coordenada "a" para T=0 y T=35, dentro de cada tratamiento. (*) Diferencias significativas entre instancias (RSW, $p < 0,05$)

| Material | Coordenada a | | | | | | | | | | | | | | | RSW | |
|-------------------|--------------|----------------|----------------|-----|-----|-----|-----|---|----------|----------------|----------------|-----|-----|-----|-----|-----|----------|
| | T = 0 | | | | | | | | T = 35 d | | | | | | | | |
| | Md | Q ₁ | Q ₃ | Mín | Máx | M | DE | N | Md | Q ₁ | Q ₃ | Mín | Máx | M | DE | | N |
| BDT+ sangre | 4,3 | 2,5 | 4,6 | 1,7 | 6,3 | 3,8 | 1,6 | 6 | 6,7 | 5,6 | 7,5 | 2,7 | 8,3 | 6,3 | 1,9 | 6 | p < 0,05 |
| BDT+ sol. fisiol | 2,3 | 1,0 | 3,7 | 1,0 | 3,7 | 2,3 | 1,5 | 6 | 3,0 | 2,7 | 3,3 | 1,0 | 4,0 | 2,8 | 1,0 | 6 | p = 0,22 |
| MTA + sangre | 2,3 | 1,7 | 2,3 | 1,7 | 2,7 | 2,2 | 0,4 | 6 | 4,5 | 4,0 | 5,0 | 3,3 | 5,7 | 4,5 | 0,8 | 6 | p < 0,05 |
| MTA + sol. fisiol | 5,0 | 4,7 | 5,3 | 4,0 | 6,3 | 5,1 | 0,8 | 6 | 5,5 | 4,3 | 7,0 | 4,3 | 7,3 | 5,7 | 1,4 | 6 | p = 0,12 |

TABLA 2. Comparación de coordenada a entre T=0 y T=35 d, dentro de cada material

En la Tabla 3 se compara, dentro de cada material, la coordenada "b" entre las dos instancias de tiempo evaluadas (inicial contra 35 días). Se encontraron diferencias significativas dentro de BDT + sangre, MTA + sangre y MTA + sol. Fisiológica (p < 0,05; Figura 4). Para los tres materiales, la coordenada "b" fue menor en la instancia inicial (BDT+ sangre: Md = 8,7; Q1-Q3 = 5,7-13,7; MTA + sangre: Md = 2,7; Q1-Q3 = 1,7-5,7; MTA+ sol. fisiológica: Md = 10,2; Q1-Q3 = 7,3-13,3) que 35 días después (BDT + sangre: Md = 15,0; Q1-Q3 = 12,8-17,3; MTA+ sangre: Md = 8,0; Q1-Q3 = 6,7-11,7; MTA+ sol. fisiológica: Md = 21,0; Q1-Q3 = 20,7-21,3).

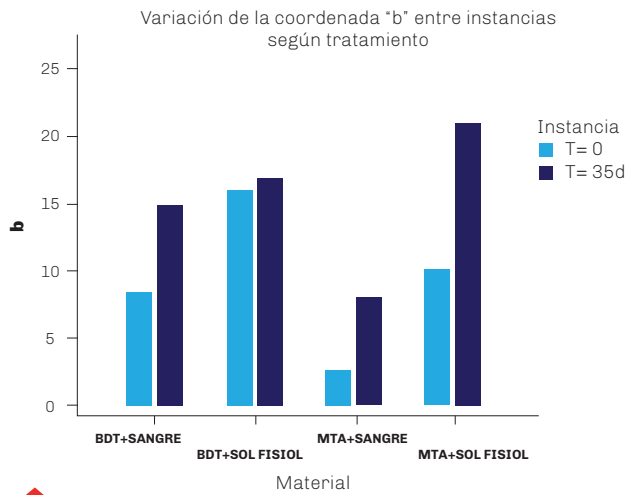


FIGURA 4. Mediana de la coordenada "b" para T=0 y T=35, dentro de cada tratamiento. (*) Diferencias significativas entre instancias (RSW, p < 0,05)

| Material | Coordenada b | | | | | | | | | | | | | | | RSW | |
|--------------------|--------------|----------------|----------------|------|------|------|-----|---|----------|----------------|----------------|------|------|------|-----|-----|--------|
| | T = 0 | | | | | | | | T = 35 d | | | | | | | | |
| | Md | Q ₁ | Q ₃ | Mín | Máx | M | DE | N | Md | Q ₁ | Q ₃ | Mín | Máx | M | DE | | N |
| BDT + sangre | 8,7 | 5,7 | 13,7 | 4,7 | 15,3 | 9,5 | 4,3 | 7 | 15,0 | 12,8 | 17,3 | 10,0 | 34,0 | 17,1 | 7,9 | 7 | p<0,05 |
| BDT + sol. Fisiol. | 16,0 | 11,3 | 20,7 | 11,3 | 21,0 | 16,1 | 5,1 | 6 | 16,8 | 14,3 | 20,0 | 11,0 | 20,7 | 16,6 | 3,7 | 6 | p=0,69 |
| MTA + sangre | 2,7 | 1,7 | 5,7 | 0,0 | 11,0 | 3,9 | 3,9 | 6 | 8,0 | 6,7 | 11,7 | 4,7 | 14,0 | 8,8 | 3,4 | 6 | p<0,05 |
| MTA + sol. fisiol | 10,2 | 7,3 | 13,3 | 6,7 | 13,3 | 10,2 | 3,3 | 6 | 21,0 | 20,7 | 21,3 | 9,3 | 21,3 | 19,1 | 4,8 | 6 | p<0,05 |

TABLA 3. Comparación de coordenada "b" entre T=0 y T=35 d, dentro de cada material

Cuando se comparó ΔE entre los cuatro materiales mediante la prueba ANOVA de una vía, se encontró una diferencia significativa ($F_{3,21} = 17,22$; $p < 0,05$; Tabla 4; Figura 5). Este resultado indica que ΔE difiere significativamente entre al menos un par de materiales. Para conocer, específicamente, entre qué materiales hubo diferencias significativas, se realizaron comparaciones post hoc mediante la prueba de Tukey-Kramer. Estas comparaciones post hoc solamente mostraron diferencias significativas entre BDT + sol. fisiológica y el resto de los materiales ($p < 0,05$): ΔE fue menor en BDT + sol. fisiológica (media \pm DE; $2,1 \pm 1,6$) que en BDT + sangre ($14,3 \pm 3,3$), MTA + sangre ($10,2 \pm 2,8$) y MTA + sol. fisiológica ($9,8 \pm 4,0$). BDT + sangre, MTA + sangre y MTA + sol. fisiológica no presentaron diferencias significativas entre sí.

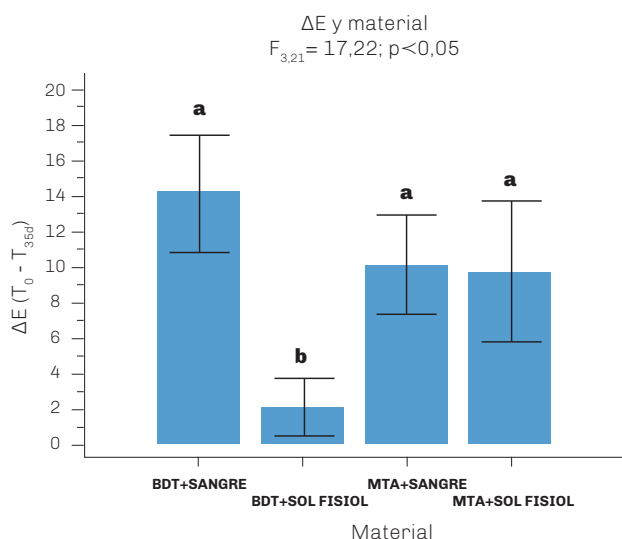


FIGURA 5. Comparación de ΔE ($T_0 - T_{35d}$) entre los cuatro materiales. Letras distintas indican diferencias significativas en comparaciones post hoc (prueba de Tukey-Kramer, $p < 0,05$). Letras iguales: diferencias no significativas

| Material | $\Delta E (T_0 - T_{35d})$ | | | | | | | | Prueba Tukey-Kramer (post-hoc)* |
|-------------------|----------------------------|----------------|----------------|------|------|------|-----|---|---------------------------------|
| | Md | Q ₁ | Q ₃ | Mín | Máx | M | DE | N | |
| BDT + sangre | 12,6 | 11,6 | 17,3 | 10,5 | 19,3 | 14,3 | 3,3 | 6 | a |
| BDT + sol. fisiol | 1,8 | 0,7 | 3,4 | 0,7 | 4,4 | 2,1 | 1,6 | 6 | b |
| MTA + sangre | 10,3 | 9,6 | 12,4 | 5,3 | 13,2 | 10,2 | 2,8 | 6 | a |
| MTA + sol. fisiol | 8,5 | 8,3 | 14,1 | 4,3 | 14,9 | 9,8 | 4,0 | 6 | a |

ANOVA de una vía: $F_{3,21} = 17,22$; $p < 0,05$
*letras distintas: diferencias significativas; letras iguales: diferencias no significativas

TABLA 4. Comparación de ΔE entre materiales

DISCUSIÓN

Estudios previos evaluaron la estabilidad del color de los cementos a base de silicato de calcio (CSC) en presencia o ausencia de sangre, pero no su efecto sobre los tejidos dentarios (Palma et al., 2019). En trabajos como el publicado por Kang et al. en 2015, se utilizaron piezas dentarias bovinas. Se debe considerar que, al tratarse de especies diferentes, su composición varía y esto podría no correlacionarse con el comportamiento de los tejidos dentarios humanos. Por esta razón, se utilizaron dientes humanos extraídos (Shokouhinejad et al., 2016). En algunos estudios, las cavidades de acceso no se prepararon y los materiales se colocaron en la cámara pulpar a través del conducto radicular (Felman y Parashos, 2013; Kang et al., 2015). Este método proporciona un sistema cerrado que evita la posible complicación de la microfiltración

coronal, pero se aleja de la situación clínica normal. Sumado a esto, dificulta la eliminación completa de los restos orgánicos de la cámara y los cuernos pulpares. Es por ello que en el presente estudio se llevaron a cabo las PRE desde el acceso coronario, el cual fue sellado con resina compuesta luego del fraguado del CSC (Shokouhinejad et al., 2016).

La configuración experimental se llevó a cabo replicando el protocolo clínico de segunda sesión de las PRE, tal como aconseja la AAE, donde el CSC se coloca sobre un coágulo ya consolidado y una cámara libre de sangre. El objetivo es obtener resultados que reflejen la práctica clínica. En este aspecto, se diferencia de trabajos previos donde se utilizan cubos de tejido dentario (Yoldaş et al., 2016), o se contamina con sangre el CSC antes de colocarlo en contacto con los

tejidos dentarios (Lenherr et al., 2012). Una observación a tener en cuenta para futuras investigaciones, es que el uso de un tapón apical de resina para contener el coágulo, redujo la capacidad del mismo de fluir hacia la zona periapical como ocurre in vivo durante la compactación de la barrera cervical. Esto permite deducir que durante la confección de la misma podría haber aumentado la afluencia de sangre no coagulada residual hacia el CSC.

Los resultados actuales revelaron que la presencia de sangre influye en la decoloración dentaria en mayor medida que la composición y estructura química del material elegido, para confeccionar la barrera cervical intraconducto. Se obtuvieron diferencias significativas entre BDT + solución fisiológica y el resto de los materiales ($p < 0,05$). ΔE fue menor en BDT + solución fisiológica (media \pm DE; $2,1 \pm 1,6$) que en BDT + sangre ($14,3 \pm 3,3$), MTA + sangre ($10,2 \pm 2,8$) y MTA + solución fisiológica ($9,8 \pm 4,0$). Biodentine en ausencia de sangre produjo la menor variación de color (BDT + sol. fisiológica media \pm DE; $2,1 \pm 1,6$) pero contrariamente, en presencia de la misma, evidenció un ΔE más elevado (BDT + sangre = $14,3 \pm 3,3$) que el resto de los grupos. Estos hallazgos concuerdan con los de Lenherr et al., 2012; Shokouhinejad et al., 2016; Vallés et al., 2015; Kohli et al., 2015. Sin embargo, nuestros resultados difieren de los obtenidos por Palma et al., 2019, quien afirma que la composición química prevalece por sobre la contaminación sanguínea. Cabe considerar que este último no evalúa la respuesta de los tejidos dentarios sometidos a PRE sino únicamente la estabilidad de color de los CSC, y utiliza una esponja de colágeno interpuesta entre el biomaterial y el coágulo sanguíneo que podría absorber fluidos y reducir la cantidad de sangre disponible en contacto con la barrera cervical, limitando su efecto en la decoloración dentaria. El mecanismo exacto por el cual la presencia de sangre intensifica la decoloración aún no se ha comprendido completamente. Un posible mecanismo es la penetración de los eritrocitos en los conductillos dentinarios (Felman y Parashos, 2013). Además, se ha demostrado que las porosidades en los materiales a base de silicato de calcio pueden atrapar elementos sanguíneos (Namazikhah et al., 2008). Los eritrocitos provenientes de la hemorragia periapical provocada durante los tratamientos, que quedan atrapados dentro de los túbulos dentinarios, absorbidos en la masa de los CSC durante el fraguado (hidratación) o alojados en las porosidades del mismo, con el tiempo experimentan hemólisis y consecuentemente provocan la pigmentación de los tejidos dentarios (Shokouhinejad et al., 2016). Además de la contaminación sanguínea, la composición química del material se encuentra entre los factores más importantes que determinan el potencial de decoloración, principalmente la proporción de componentes metálicos como el bismuto, el hierro, el aluminio y el magnesio. Los datos aportados

por Felman y Parashos (2013) confirman que el óxido de bismuto incorporado como radiopacificador en el MTA en cualquiera de sus presentaciones, sufre diferentes transformaciones químicas que resultan en un oscurecimiento del material y una posterior tinción de la estructura dentaria. Los CSC que presentan agentes radiopacificadores alternativos dentro de su fórmula, como Biodentine, que contiene óxido de circonio (ZrO_2) en lugar de óxido de bismuto, muestran sistemáticamente una estabilidad de color superior en estudios anteriores (Vallés et al., 2015; Palma et al., 2019), lo que coincide con nuestros hallazgos. El hipoclorito de sodio penetra en la matriz de dentina hasta 300 μm pudiendo perdurar dentro de la estructura dentaria. El óxido de bismuto en presencia de hipoclorito de sodio residual sufre decoloración (Ramos et al., 2016).

En el presente estudio la pigmentación dentaria pudo verse exacerbada por la utilización de hipoclorito de sodio 2.5 % como parte de la preparación química de los conductos radiculares. Sin embargo, fue realizado de esta forma para aproximar el procedimiento al protocolo clínico vigente.

A su vez, estudios anteriores demuestran que la interacción del óxido de bismuto con el colágeno dentinario produce decoloración dentaria (Marciano et al., 2014). En cuanto a la influencia ambiental, Vallés et al., (2013), sugieren que el óxido de bismuto presenta sensibilidad al oxígeno y a la luz. En el estudio actual, la preparación de las muestras se llevó a cabo en condiciones aeróbicas simultáneas con la exposición a la luz del entorno, simulando la situación clínica habitual. Sin embargo, las muestras fueron almacenadas posteriormente en ausencia de luz. Durante el período de almacenamiento las muestras no fueron retiradas de la estufa de cultivo por lo que la posible influencia del oxígeno y la luz en los resultados obtenidos se considera irrelevante. En concordancia con los resultados de Kang et al. (2015), el presente estudio reveló que, en ausencia de sangre, la decoloración causada por MTA (el cual contiene óxido de bismuto) fue significativamente mayor que la causada por Biodentine, que contiene óxido de circonio, mientras que no se observaron diferencias significativas entre el grupo BDT / sangre y los grupos MTA / solución salina y MTA / sangre. Estos resultados respaldan los hallazgos de Shokouhinejad et al., 2016, que no encontraron diferencias significativas entre la decoloración dental causada por Biodentine y dos tipos de MTA (ProRoot MTA y OrthoMTA), en presencia de sangre.

CONCLUSIÓN

Es crucial asegurar una hemostasia completa y realizar una adecuada estabilización del coágulo sanguíneo, así como limpiar la sangre presente en las paredes de la dentina coronaria de la manera más

meticulosa posible, para evitar la penetración de los componentes sanguíneos en los conductillos dentinarios y su incorporación en la masa del biomaterial. El biomaterial elegido debe ser cromáticamente estable, presentar propiedades ópticas similares a las estructuras dentales, y no provocar tinción en los tejidos dentales duros con el tiempo. Hasta la fecha, la ciencia de los materiales dentales se ha centrado principalmente en la función y el rendimiento de los mismos, pero de ahora en adelante, es necesario hacer hincapié además en sus propiedades ópticas ideales. Este estudio no mostró diferencias significativas entre los materiales en presencia de sangre. Sin embargo, en su ausencia, el Biodentine se presenta como el material de elección para los procedimientos de regeneración endodóntica.

REFERENCIAS

- AAE. American Association of Endodontists. (2018). Clinical considerations for a regenerative procedure. Revised 4/1/2018. [En línea]. https://www.aae.org/specialty/wp-content/uploads/sites/2/2018/06/ConsiderationsForRegEndo_AsOfApril2018.pdf
- Beatty, H., y Svec, T. (2015). Quantifying coronal tooth discoloration caused by biodentine and endosequence root repair material. *Journal of Endodontics*, 41(12), 2036–2039. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2015.08.032>
- Felman, D., y Parashos, P. (2013). Coronal tooth discoloration and white mineral trioxide aggregate. *Journal of Endodontics*, 39(4), 484–487. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2012.11.053>
- Kahler, B., Rossi-Fedele, G., Chugal, N., y Lin, L. M. (2017). An evidence-based review of the efficacy of treatment approaches for immature permanent teeth with pulp necrosis. *Journal of Endodontics*, 43(7), 1052–1057. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2017.03.003>
- Kang, S. H., Shin, Y. S., Lee, H. S., Kim, S. O., Shin, Y., Jung, I. Y., y Song, J. S. (2015). Color changes of teeth after treatment with various mineral trioxide aggregate-based materials: an ex vivo study. *Journal of Endodontics*, 41(5), 737–741. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2015.01.019>
- Kohli, M. R., Yamaguchi, M., Setzer, F. C., y Karabucak, B. (2015). Spectrophotometric analysis of coronal tooth discoloration induced by various bioceramic cements and other endodontic materials. *Journal of Endodontics*, 41(11), 1862–1866. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2015.07.003>
- Lenherr, P., Allgayer, N., Weiger, R., Filippi, A., Attin, T., y Krastl, G. (2012). Tooth discoloration induced by endodontic materials: a laboratory study. *International Endodontic Journal*, 45(10), 942–949. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2012.02053.x>
- Marciano, M. A., Costa, R. M., Camilleri, J., Mondelli, R. F., Guimarães, B. M., y Duarte, M. A. (2014). Assessment of color stability of white mineral trioxide aggregate angelus and bismuth oxide in contact with tooth structure. *Journal of Endodontics*, 40(8), 1235–1240. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2014.01.044>
- Marconyak, L. J., Jr, Kirkpatrick, T. C., Roberts, H. W., Roberts, M. D., Aparicio, A., Himel, V. T., y Sabey, K. A. (2016). A comparison of coronal tooth discoloration elicited by various endodontic reparative materials. *Journal of Endodontics*, 42(3), 470–473. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2015.10.013>
- MedCalc Software Ltd (2021). MedCalc® Statistical Software version 20.010. <https://www.medcalc.org>
- Namazikhah, M. S., Nekoofar, M. H., Sheykhezadeh, M. S., Salariyeh, S., Hayes, S. J., Bryant, S. T., Mohammadi, M. M., y Dummer, P. M. (2008). The effect of pH on surface hardness and microstructure of mineral trioxide aggregate. *International Endodontic Journal*, 41(2), 108–116. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2007.01325.x>
- Palma, P. J., Marques, J. A., Falacho, R. I., Correia, E., Vinagre, A., Santos, J. M., y Ramos, J. C. (2019). Six-month color stability assessment of two calcium silicate-based cements used in regenerative endodontic procedures. *Journal of Functional Biomaterials*, 10(1), 14. <https://doi.org/10.3390/jfb10010014>
- Ramos, J. C., Palma, P. J., Nascimento, R., Caramelo, F., Messias, A., Vinagre, A., y Santos, J. M. (2016). 1-year in vitro evaluation of tooth discoloration induced by 2 calcium silicate-based cements. *Journal of Endodontics*, 42(9), 1403–1407. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2016.06.012>
- Salem-Milani, A., Ghasemi, S., Rahimi, S., Ardalan-Abdollahi, A., y Asghari-Jafarabadi, M. (2017). The Discoloration effect of White Mineral Trioxide Aggregate (WMTA), Calcium Enriched Mixture (CEM), and Portland Cement (PC) on Human Teeth. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 9(12), e1397–e1401. <https://doi.org/10.4317/jced.54075>

Santos, L. G., Felipe, W. T., Souza, B. D., Konrath, A. C., Cordeiro, M. M., y Felipe, M. C. (2017). Crown discoloration promoted by materials used in regenerative endodontic procedures and effect of dental bleaching: spectrophotometric analysis. *Journal of Applied Oral Science*, 25(2), 234–242. <https://doi.org/10.1590/1678-77572016-0398>

Shokouhinejad, N., Nekoofar, M. H., Pirmoazen, S., Shamshiri, A. R., y Dummer, P. M. (2016). Evaluation and comparison of occurrence of tooth discoloration after the application of various calcium silicate-based cements: an ex vivo study. *Journal of Endodontics*, 42(1), 140–144. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2015.08.034>

Shokouhinejad, N., Razmi, H., Farbod, M., Alikhasi, M., y Camilleri, J. (2019). Coronal tooth discoloration induced by regenerative endodontic treatment using different scaffolds and intracanal coronal barriers: a 6-month ex vivo study. *Restorative Dentistry & Endodontics*, 44(3), e25. <https://doi.org/10.5395/rde.2019.44.e25>

Vallés, M., Roig, M., Duran-Sindreu, F., Martínez, S., y Mercadé, M. (2015). Color stability of teeth restored with Biodentine: a 6-month in vitro study. *Journal of Endodontics*, 41(7), 1157–1160. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2015.03.014>

Yoldaş, S. E., Bani, M., Atabek, D., y Bodur, H. (2016). Comparison of the potential discoloration effect of bioaggregate, Biodentine, and white mineral trioxide aggregate on bovine teeth: in vitro research. *Journal of Endodontics*, 42(12), 1815–1818. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2016.08.020>

CONFLICTOS DE INTERÉS

Los autores declaran no tener ningún conflicto de interés.

Dirección para correspondencia

Cátedra de Endodoncia
Facultad de Odontología
Universidad de Buenos Aires
Marcelo T de Alvear 2142, Piso 4A
Ciudad Autónoma de Buenos Aires, C1122AAH
endodoncia@odontologia.uba.ar

La Revista de la Facultad de Odontología de la Universidad de Buenos Aires se encuentra bajo una Licencia Creative Commons Atribución-NoComercial-SinDerivadas 2.5 Argentina

