



**RELACIÓN ENTRE COLOR Y LA MICRODUREZA EN DIENTES CON
TRATAMIENTO DE CONDUCTO Y RETENEDORES INTRARADICULARES EN
METAL BASE Y NOBLE - ESTUDIO IN-VITRO**

AUTORES

**MARÍA CAMILA BOLAÑOS SALAZAR
YISSETH PAOLA BARRIOS SALCEDO**

**COLEGIO ODONTOLOGICO
INSTITUCION UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA - UNICOC
Rehabilitación Oral**

**SANTAGO DE CALI
2023**



**RELACIÓN ENTRE COLOR Y LA MICRODUREZA EN DIENTES CON
TRATAMIENTO DE CONDUCTO Y RETENEDORES RADICULARES
INTRARADICULARES EN METAL BASE Y NOBLE - ESTUDIO IN-VITRO**

**AUTORES
MARÍA CAMILA BOLAÑOS
PAOLA BARRIOS**

**DIRECTOR
EDGAR HERNAN MENESES SILVA**

**ASESOR CIENTIFICO
CARLOS HUMBERTO MARTÍNEZ CAJAS**

**ASESOR METODOLOGICO
ALEJANDRA ORDOÑEZ MOLINA**

Escriba el mayor nivel académico del asesor de la investigación. No use abreviaturas, estudios académicos, relación con la institución.

**ASESOR ESTADISTICO
JULIÁN ANDRÉS TAMAYO CARDONA**

**COLEGIO ODONTOLOGICO
INSTITUCION UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA - UNICOC
Rehabilitación Oral**

Nota de aceptación

Firma del presidente del jurado

Firma del jurado

Firma del jurado

Santiago de Cali, 31 de mayo de
2024

DEDICATORIA

Página optativa en la que se hace mención a las personas a quienes el autor del trabajo quiere dedicar su investigación, se recomienda evitar el abuso de los nombramientos, en algunos casos se aconseja agregar un pensamiento o frase especial, que debe ser breve y moderado en adjetivos, evitando los diminutivos.

AGRADECIMIENTOS

El autor expresa sus más sinceros agradecimientos:

Página optativa que va encabezada por la palabra: agradecimientos. El o los autores del trabajo hacen mención de las personas e instituciones que contribuyeron y apoyaron la realización de la investigación. Los agradecimientos se redactan de manera formal, no anecdótica.

TABLA DE CONTENIDO

1. Contenido

2. INTRODUCCION	9
3. PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN	10
4. MARCO TEORICO	11
5. OBJETIVOS	21
5.1 OBJETIVO GENERAL	21
5.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	21
6. METODOLOGÍA	21
6.1 DISEÑO DEL ESTUDIO	21
6.2 POBLACIÓN OBJETIVO	22
6.2.1 Criterios de selección	22
6.3 TAMAÑO DE MUESTRA Y DISEÑO DE MUESTREO	22
6.3.1 Calculo del tamaño de muestra.	22
6.3.2 Diseño de muestreo.....	Error! Bookmark not defined.
6.4 DEFINICIÓN DE VARIABLES.....	22
6.4.1 Variables.....	22
6.4.2 Cuadro operacional de las variables	22
6.5 ANÁLISIS ESTADÍSTICO	23
6.6 CONSIDERACIONES ÉTICAS	54
7. RESULTADOS	55
8. DISCUSION	61
9. RECOMENDACIONES	61
10. CONCLUSIONES	64

11. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS	65
ANEXOS	69

LISTA DE TABLAS

Insertar / actualizar tabla de tablas.

LISTA DE GRAFICOS

Insertar / actualizar tabla de contenido.

GLOSARIO

Insertar / actualizar tabla de contenido.

2. INTRODUCCIÓN

La odontología, en este caso la especialidad de Rehabilitación oral el objetivo principal es mantener el diente en boca. Se evidencia que por causa de malos hábitos conlleva a consecuencias como: la pérdida de estructura dental y pulpar por presencia de caries o accidentes. La presencia de estructura dental presenta una clasificación según su remanente dental.

En este proyecto se presentará dicha clasificación y con ello los materiales que se encuentran involucrados para realizar un tipo de rehabilitación que garantice la función masticatoria y que permita permanecer el diente en boca cumpliendo sus funciones.

3. PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN

Según Kinney y Marshall según lo citado por Montoya en el 2015, el módulo de Yong de la dentina joven varía entre 20GPa Y 25GPa y la resistencia a la tracción oscila entre 130MPa y 180MPa (2).

Por otro lado, según Nanci y lo citado por Montoya en el 2015 menciona que en el campo de la odontología la importancia del envejecimiento dental ha tenido un gran impacto en la práctica de la odontología restauradora, ya que con el tiempo el esmalte dental se va desgastando lo que conlleva a la formación de dentina transparente por una disminución de los odontoblastos donde se ve reflejado el aumento del espesor de la dentina y así una producción de una dentina reactiva (2).

Al realizar la restauración definitiva, esta debe cumplir con la característica de poder adherirse a la superficie para minimizar la microfiltración. La calidad de ésta dependerá del pronóstico del diente tratado endodónticamente (2).

Según Panitvisai y Messer en un estudio in vitro, según lo citado por Schwartz en el 2004 menciona que el estudio realizado demostró que las preparaciones de acceso cameral dan como resultado una mayor flexión cuspídea, lo que aumenta la incidencia a la fractura de las cúspides o fractura vertical (2). Por otro lado, es necesario rectificar la cantidad de tejido remanente posterior a la desfocalización del diente con el propósito de verificar que tanta resistencia requiere el muñón, esto va a variar según si es un diente anterior o un diente posterior, si tiene fuerzas directas o indirectas. En pocos remanentes dentales usualmente se realiza un núcleo colado, donde consiste en la elaboración de éste, pero en metal.

Según lo anterior, se propone determinar la dureza de los dientes endodonciados y restaurados con diferentes aleaciones metálicas, sometidos a un proceso de termociclaje.

3.1 PREGUNTA PROBLEMA

¿Cuál es la relación entre el color y la microdureza de los dientes con tratamiento de conducto y retenedores intrarradiculares en metal noble y base?

3.2 JUSTIFICACIÓN DEL PROYECTO

A mediados del siglo XX había muy poca información que nos pudiera ayudar a determinar la microdureza de las estructuras dentales permanentes, esto debido a que la tecnología no estaba muy actualizada, el diente humano tiene presencia de un esmalte externo y una dentina interna, el esmalte es el expuesto a un ambiente químico dentro de la cavidad oral y se considera uno de los tejidos más duros del cuerpo humano, y este es el que recibe la mayor parte de las fuerzas masticatorias y al mismo tiempo protege la dentina y la estructura pulpar, la aplicación de fuerzas es constante en la cavidad oral y la realizamos de forma de presión, tracción y tensión.

Gnjato en el año 2010 dice que la dureza de los dientes es una propiedad que determina la capacidad para poder resistir la penetración de biomateriales y objetos en sus capas superficiales tales como el esmalte y la dentina en zona coronal, del cuello y la raíz, esta penetración dará un grado de distorsión mayor o menor en la superficie, a lo que reflejará un resultado desfavorable como la fractura y/o fisuras de los dientes, el tratamiento adecuado para la terapia dental requerida estará determinada por la misma dureza, ya que el diente requiere que el material a utilizar tenga unas propiedades físicas y químicas que sean compatibles para que el tratamiento a corto y largo plazo tenga éxito y no produzca efectos adversos en el cuerpo humano que no altere su función normal(4).

4. MARCO TEÓRICO

La dentina interradicular o radicular, es un sustrato único, que se compone de un tejido no homogéneo caracterizado por la presencia de túbulos que se extienden desde la pulpa hasta la periferia del diente la dentina radicular está compuesta por tejido pulpar, predentina y dentina; la predentina es una matriz orgánica no mineralizada que recubre la porción pulpar más interna y puede variar mucho en grosor y permanece constante durante el envejecimiento (5)(6)(8), la dentina es un tejido duro natural, hidratado y mineralizado que forma la mayor parte del diente, se compone de miles de túbulos dentinarios microscópicos con un diámetro que oscila

entre 0,5 y 4,0 μm , a su vez, la densidad típica de los túbulos dentinarios oscila entre 10.000 y 96.000/mm², teniendo en cuenta que en el tercio apical de la dentina intrarradicular disminuye el diámetro y longitud de los túbulos.

Varios estudios se han realizado con el fin de caracterizar la dentina y de conocer su estructura y comportamiento mecánico, en estos estudios se han reportado valores para la densidad de túbulos entre 15.000 y 24.000 túbulos/mm² para la dentina superior; entre 35.000 y 40.000 túbulos/mm² para la dentina media; y entre 43.000 y 65.000 túbulos/mm² para la dentina inferior, con respecto a la composición química de la dentina se ha encontrado una disminución en la cantidad de contenido orgánico desde la pulpa hasta la unión con el esmalte, así como una disminución en el espesor de los cristales de hidroxiapatita presentes en la dentina al acercarse a la unión amelocementaria. Es importante aclarar, que la dentina y predentina están en contacto directo y dinámico, ya que los odontoblastos producen fibrillas de colágeno tipo I y proteoglicanos que contienen 30% de matriz orgánica, 60% matriz inorgánica, 10% agua, (10) en la publicación de Kahler et al, se estudió que la dentina completamente hidratada era significativamente más dura que la dentina deshidratada y presentando 50% de agua después de realizar los tratamientos de conductos. Por lo tanto, los dientes tratados endodónticamente realizan movimientos mecánicos, lo cual genera el adelgazamiento de la capa híbrida y es responsable de la menor fuerza de unión con el poste radicular debido a la menor impregnación del sistema adhesivo a los túbulos dentinarios generando menos densidad, desde una perspectiva mecánica teórica, han sugerido que la estabilidad estructural de la dentina no es solo función de la mineralización sino también de su contenido de humedad. (11)

El uso de irrigantes, es el éxito endodóntico porque permite la desinfección y la obliteración completa del espacio del conducto radicular con un material de obturación inerte, creando un selle óptimo con la estructura dental. El requisito previo para un sellado hermético es la adaptación cerrada del material de obturación a las paredes del canal, sin embargo, se ve afectada por la presencia del barrillo

dentinario, formado después de la instrumentación manual y rotatoria al realizar el tratamiento endodóntico; el barrillo dentinario endodóntico contiene sustancias orgánicas e inorgánicas que incluyen también fragmentos del proceso odontoblástico, microorganismos y material necrótico. Dentro del conducto radicular, las superficies de dentina cubiertas con desechos y restos de tejido pulpar probablemente no logren una unión efectiva (5), porque la capa de barrillo dentinario actúa como una barrera que influye significativamente en cualquier unión adhesiva formada entre las paredes del conducto instrumentado y el material restaurador; Varios estudios también han informado una mejor adhesión de los materiales de obturación después de la eliminación de la capa de barrillo dentinario y la profundidad de penetración dentro de los túbulos dentinarios de diferentes selladores también aumenta constantemente (en 10– 80 μm) una vez que se retira el barrillo dentinario, Durante la irrigación, la dentina radicales y coronales se exponen a diversas soluciones utilizadas para desinfectar el espacio endodóntico. Como se mencionó anteriormente, esto puede causar alteraciones en la superficie de la dentina afectando sus interacciones con los materiales a base de resina utilizados ya sea para la obturación del conducto radicular o para la restauración coronal (12).

4.1 Capítulo: retenedores

Ojeda en el 2011 demostraron que los dientes restaurados con postes colados mostraron mayor resistencia a la fractura que los dientes restaurados con postes prefabricados de titanio y muñón de composite, por lo cual los postes colados son preferidos a otros sistemas, diferentes estudios han demostrado que los postes prefabricados con paredes paralelas y ranurados son los más retentivos y que ejercen menos estrés sobre la raíz reduciendo el índice de fractura, sin embargo, pueden evidenciarse algunas fallas en el grosor del material cementante, o en el adhesivo en la interface entre el agente fijador y la dentina radicular, o en la estructura de la resina compuesta o en la interface de la resina compuesta y la pared dentinaria dando como resultado un descenso en la retención.

En los últimos veinte años, ha despertado especial interés en el campo de la odontología nuevos métodos de refuerzo de la estructura dental basándose en principios biológicos y en la compatibilidad entre el material del poste y el sustrato dentario residual. Para ello se empezó a popularizar la utilización de materiales reforzados con fibras y el uso de resina adhesiva, como postes prefabricados de fibra de carbono y circonio, Los postes colados, según diferentes estudios, tienen mayor resistencia a la fractura que los directos. Sin embargo, se concluyó que la capacidad de resistencia a la carga de los postes prefabricados era suficiente para asumir las fuerzas fisiológicas o biomecánicas de la estructura dentaria. Los nuevos postes de fibras han mejorado la estética de los dientes restaurados tras la endodoncia. Además, la cerámica de circonio puede ofrecer una capacidad de resistencia mecánica superior a la de otros materiales. (12)

Los postes colados tienen, según diferentes estudios, mayor resistencia a la fractura que los directos. Sin embargo, se concluyó que la capacidad de resistencia a la carga de los postes prefabricados era suficiente para asumir las fuerzas fisiológicas o biomecánicas propias de su lugar de asiento. los nuevos postes (de fibras) han mejorado la estética de los dientes restaurados tras la endodoncia. Además, la cerámica de circonio puede ofrecer una capacidad de resistencia mecánica superior en comparación con otros materiales

Los metales utilizados en la aleación tienen efectos concretos sobre las restauraciones coladas; la cantidad de cada componente, en la aleación final es un factor importante en su comportamiento físico y químico. La composición está determinada por el contenido en oro u otro metal noble, como el platino y el paladio, del cual dependen la resistencia al deslustrado y a la corrosión en cavidad oral Respecto a técnica y materiales usados puede variar, así aleaciones como níquel-cromo u oro pueden ya haber sido usados como materiales para reconstrucción de núcleos colados y llegar a la consulta como dientes para retratar por lo que es necesario evaluar si la oscuridad presentada en estos dientes es causada por el material de reconstrucción intrarradicular escogido, en este estudio in vitro se

plantea la hipótesis de generación de corrosión mediante aleaciones nobles y no nobles que permitirá responder a la pregunta de si los cambios de color son un factor importante en la toma de decisiones entre mantener o extraer un diente (14).

4.2 Capítulo: aleaciones

Los metales en odontología siguen siendo utilizadas para fabricación de aparatos protésicos, bandas de ortodoncia, restauraciones directas, las más comunes son: oro, níquel, cobalto, cromo, aluminio, titanio, plata, paladio las cuales presentan un alto costo por lo cual el uso de aleaciones metal base semipreciosas y no preciosas es frecuente por sus características como dureza, rigidez, pero también algunas consideraciones con respecto a su efecto tóxico y alérgico al exponerse a la cavidad oral por lo cual es importante evaluar su biocompatibilidad y resistencia a la corrosión, las fluctuaciones en el precio del oro, platino y paladio generan la decisión para seleccionar el tipo de aleación a utilizar en odontología, por lo cual cada aleación tiene propiedades mecánicas y físicas que afectan su manipulación y aplicación, la preparación y el diseño de restauración determinará la aleación requerida.(15)

La tabla periódica estableció ocho metales nobles: el oro, el grupo de metales (platino, paladio, rodio, rutenio, iridio, osmio) y la plata. En la cavidad bucal la plata es más reactiva y por eso no se considera un metal noble. Los metales nobles han sido usados para incrustaciones, coronas, puentes y aleaciones de metal-cerámica por su resistencia a la corrosión y a las manchas, por ejemplo, de los siete metales nobles más usados el oro, el paladio y el platino son los de mayor importancia en las aleaciones dentales coladas. (13)

De acuerdo a su contenido se de metal noble de al menos 60%, y contenido de oro de al menos 40%; aleaciones nobles: Con un contenido de metal noble de al menos 25% sin estipulación de oro, aleaciones de metal base predominante: con un contenido de metal noble menor al 25%; en este tipo de aleaciones coladas, diferentes investigaciones han evaluada corrosión y los efectos biológicos potenciales de la liberación de iones metálicos, en donde se tiene en cuenta

composición de la aleación, microestructura de la aleación y estado superficial del metal. Es importante debido a que es un factor predisponente a generar corrosión desgaste a la estructura dentaria (16) Cromo-Níquel son ejecutados para guías quirúrgicas y núcleos colados que tiene como ventaja un bajo costo para su fabricación, las características de su composición son aceptables mecánicamente. La posible liberación de iones metálicos tóxicos por la corrosión sigue siendo preocupante, aleaciones níquel-cromo muestra factores desfavorables en la proliferación celular; Al realizar núcleos colados en níquel-cromo son de influencia de producción de aleaciones donde el nivel de corrosión electroquímica depende principalmente de los niveles de cromo y molibdeno, con un rango de 11 a 25 % y de 0 a 10 %. Considerando que se encuentran diferentes fallas en el proceso de colado, se ha encontrado mejor resistencia a corrosión para Cromo-cobalto que para Níquel-cromo. (17)

4.3 Capítulo: corrosión

Se sabe que la permeabilidad de la dentina radicular es solo del 20% de la dentina coronal y el número de túbulos disminuye a lo largo de la dirección coronal-apical. En consecuencia, la dentina cervical probablemente podría ser la vía de penetración de los iones metálicos que por medio de la iontoforesis produce una reacción alérgica en la dentina. (3)

Las aleaciones de Ni-Cr de diferente composición es un proceso complejo, que depende no solo de la composición y estructura de la aleación, sino también de muchos otros factores como el tratamiento de la superficie, las condiciones ambientales alrededor de la aleación y la composición del electrolito circundante, por lo tanto, aumenta o disminuye la velocidad de corrosión, se puede mencionar que la resistencia a la corrosión es inversamente proporcional a la velocidad de corrosión; cuanto mayor sea el valor de la velocidad de corrosión, menor será su resistencia a la corrosión, los órganos dentarios con tratamiento endodóntico son más propensos a la fractura debido a la pérdida de humedad que es suministrada por la pulpa vital, por los defectos estructurales debido a caries, trauma anterior a la restauración con poste y corona o por el propio acceso endodóntico; en consecuencia la dentina por sí misma provee una base sólida para evitar el

fenómeno de la corrosión(15) razón por la cual es importante evaluar el comportamiento de la dentina simulando el paso del tiempo y con las condiciones más similares a las encontradas en cavidad oral.

4.4 Capítulo: termociclaje

Se usa comúnmente in vitro para simular el envejecimiento in vivo mediante el uso de baños fríos y calientes usando temperaturas 16°- 55°, simulando las alteraciones térmicas de lo que sucede en la cavidad bucal cuando las estructuras dentarias son sometidas a temperaturas por encima del rango anterior los cambios de temperatura traen consecuencias provocando estrés térmico en el esmalte y la dentina (18) envejecimiento térmico que oscilaba entre 1000 y 10 000 ciclos. Según la norma ISO 11405, el uso de 500 ciclos térmicos entre 5 °C y 55 °C se considera adecuado para simular el envejecimiento a corto plazo de los materiales dentales, la muestra debe de ser sometida a 10.000 ciclos, dando equivalencia a un año de envejecimiento (19)(20)(21) siendo el método ideal para simular las condiciones intraorales que induzcan la corrosión dentro de los cuerpos de muestra seleccionados en la investigación.

4.5 Capítulo: CIELAB

El color es una sensación psicofísica en que el sistema visual humano responde a la luz reflejada desde un objeto, nuestro campo visual interpreta las radiaciones electromagnéticas que el entorno emite o refleja, cuya longitud de onda está comprendida entre los 380 y 770 nanómetros, la percepción del color influyen tres factores: Observador, Fuente Luminosa y Objeto (7)Para entender mejor el color se debe conocer bien el mecanismo de la luz, energía electromagnética visible por el ojo humano, cuando está en el rango de 360-760 nanómetros (nm); las longitudes de onda más cortas corresponden a los colores azulados, las longitudes de onda más largas corresponden a los colores rojos, Los objetos absorben las ondas luminosas de otros colores y reflejan aquellas ondas que interpretamos como el color del objeto (22)

En 1931, la Commission Internationale de l'Éclairage, desarrolló un sistema para especificar los estímulos cromáticos basándose en valores triestímulos de tres colores primarios imaginarios, el sistema CIE estándar. Posteriormente en 1976 se elaboró otro sistema de color conocido como CIE L*a*b*. El valor de L* es una medida de la luminosidad de un objeto y se cuantifica en una escala en donde el negro tiene un valor L* de cero y el blanco un valor L* de 100. El valor de a* es una medida de enrojecimiento (a* positivo) o enverdeamiento (a* negativo). El valor de b* es una medida del amarillo (b* positivo) o de azul (b* negativo). Las coordenadas a* b* se aproximan a cero con los colores neutros (blanco, gris) y aumentan de magnitud con los colores más saturados (23)

La diferencia perceptible entre un color y otro se visualiza como la distancia entre las posiciones de ambos colores en el espacio cromático y se denomina ΔE . Se expresa con la fórmula matemática: $\Delta E = ((\Delta L)^2 + (\Delta a)^2 + (\Delta b)^2)^{1/2}$, ΔE indica la magnitud absoluta de la distancia cromática entre un color y otro, pero no expresa en qué dirección se orienta la desviación del color en la muestra (7) El instrumento preciso para evaluar el color el espectrofotómetro, es un instrumento que permite proyectar un haz de luz a través de una muestra y medir la absorbancia (la cantidad de luz absorbida por la muestra) o la transmitancia (la cantidad de luz que pasa a través de la muestra, es decir La cantidad de luz absorbida o transmitida a una determinada longitud de onda es proporcional a la concentración del material, (24) El espectrofotómetro dental es un aparato de medición que emite una luz definida y es capaz de medir la calidad y la cantidad de luz reflejada por un objeto y clasificarla en un grupo de colores son instrumentos que se encuentran entre los más precisos y útiles para la determinación del color, Estos estiman el color de los dientes mediante la medición de la cantidad y la composición espectral de la luz reflejada en la superficie dentaria, en todas las longitudes de onda visibles. Los resultados se expresan en la escala CIE L*a*b*, miden la cantidad de energía reflejada por un objeto en intervalos de 1 a 25 nm. a lo largo del espectro de luz visible.

4.6 Capítulo: captación de color

Paul y Cols encontraron que los espectrofotómetros ofrecen un aumento del 33% en la precisión y una coincidencia objetiva del color en un 93,3% de los casos.

En 2010, Chu y Cols. Declararon que los espectrofotómetros se han convertido en herramientas útiles y relevantes para la determinación, la comunicación, la reproducción y la verificación del color. Dozic y Cols. Reportaron que los espectrofotómetros y las cámaras digitales son más confiables que los colorímetros, y que el instrumento más confiable, en situaciones “in vivo” e “in vitro”, era el espectrofotómetro Vita Easyshade, y que en situaciones “in vivo” la cámara digital era la menos precisa. (7)

El Easyshade Advance de la casa Vita es un espectrofotómetro portátil e inalámbrico, con una especie de pistola de mano con fibra óptica, Es un espectrofotómetro digital integrado por una unidad inalámbrica con una fuente de luz de origen led, anteriormente de tungsteno y un lector, que compara tanto con los colores Vitapan Classical (A1-D4) y VITA 3D-Master, además del sistema CIE Lab, incorpora tres colores específicos para los dientes blanqueado. (18)

La principal desventaja de los nuevos dispositivos frente a los métodos visuales tradicionales sería el costo económico de los instrumentos, especialmente de los espectrofotómetros, siendo las cámaras digitales y el software de procesamiento de imágenes los más económicos Además, se ha mencionado que este método como cualquier otro método que utiliza fotografía digital, las condiciones de luminosidad ambiental pueden afectar las mediciones de color, sumado a que la reflexión del flash puede inducir algún error en la medición debido a que es imposible estandarizar perfectamente (25)

4.7 Capítulo: microdureza

La microdureza es una capacidad física propia y definida que tiene la superficie dental para soportar determinadas cargas.

Actualmente en el ámbito odontológico se priorizan los tratamientos mínimamente invasivos y conservadores, pero habrá excepciones donde lo que se

buscará ser la preservación un poco más de tiempo de los dientes en cavidad oral y para ello existen diferentes tratamientos, los dientes con pérdidas prematuras producen consecuencias indeseables tal como los movimientos que alteran su posición y función. (26)

En dichos procedimientos para la conservación dental están los tratamientos de conducto, colocación posterior a la endodoncia de postes metálicos y en algunos casos restauraciones a nivel coronal, cabe aclarar que los agentes químicos utilizados en la endodoncia pueden disminuir la dureza de los dientes en comparación con los dientes vitales, este fenómeno puede explicarse a tres factores que contribuyen: La pérdida de vitalidad pulpar o extirpación del tejido nervioso y por lo tanto resultando en una disminución de sensibilidad al momento de realizar fuerzas oclusales, la reducción de tejido dentinario, este tejido presenta túbulos dentinarios que contienen matriz extracelular, se disminuye por el acceso y preparación para el tratamiento endodóntico, y el debilitamiento químico de la dentina inducido por agentes químicos utilizados como el hipoclorito de sodio, la cual será sometida a agentes con diferente humectabilidad y tensiones superficiales. (27)

El hipoclorito de sodio puede causar cambios irreversibles en la matriz colágena presente en la dentina que dan como resultado el debilitamiento de las estructuras dentales y la reducción de las fuerzas de adhesión a la dentina, los agentes quelantes (es una sustancia que forma complejos con iones de metales pesados) utilizados en endodoncia pueden reaccionar con los iones de calcio alterando la microestructura de la dentina y la relación calcio/fosforo provocando reducciones en la dureza, esto puede amenazar la adhesión y el sellado de los materiales, el hipoclorito de sodio tiene efecto negativo sobre las propiedades mecánicas de la dentina dependiendo de su concentración y exposición, es por eso que se debe tener la precaución con la ficha técnica del material para no causar efectos secundarios en el tratamiento.(28)

El conocimiento de cómo son las propiedades mecánicas del esmalte y dentina son importantes para predecir el comportamiento de la interfaz dentina/restauración y comprender que los procedimientos endodónticos alteran la resistencia de esta

estructura. La micordureza depende de la composición y la misma estructura de la superficie, es por eso que la relación de restauración, odontología y endodoncia es clave para determinar disfuncionalidades que existen en los cambios estructurales asociados con la terapia de conducto y la aplicación de materiales en la raíz de los dientes, esta relación puede proporcionar información valiosa con la pérdida de minerales o ganancia del tejido duro dental. (29)

5. OBJETIVOS

5.1 OBJETIVO GENERAL

- Comparar los valores de dureza con respecto al cambio de color en dientes con tratamiento de conducto, dientes con retenedores intrarradiculares en níquel-cromo y dientes con retenedores intrarradiculares en oro.

5.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Identificar los valores de color según la guía CIELAB que se presentan en los grupos de dientes con tratamiento de conducto, dientes con retenedores intrarradiculares en níquel-cromo y dientes con retenedores intrarradiculares en oro.
- Contrastar los valores de dureza de dientes con tratamiento de conducto, dientes con retenedores intrarradiculares en níquel-cromo y dientes con retenedores intrarradiculares en oro.
- Evaluar la microdureza de los dientes con tratamiento de conducto y retenedores intrarradiculares colados en dos materiales diferentes, después de 4 años de envejecimiento simulado por termociclaje.

6. METODOLOGÍA

6.1 DISEÑO DEL ESTUDIO

Experimental in vitro descriptivo.

6.2 POBLACIÓN OBJETIVO

Dientes premolares unirradiculares sanos extraídos por motivos ortodónticos.

6.2.1 Criterios de selección

6.2.1.1 Criterios de inclusión.

- Premolares unirradiculares extraídos por motivos ortodónticos.
- Premolares con formación radicular completa.
- Premolares con longitud mínima de 20mm.

6.2.1.2 Criterios de exclusión.

- Dientes con presencia de caries dental.
- Dientes con reabsorción interna y externa.

6.3 TAMAÑO DE MUESTRA Y DISEÑO DE MUESTREO

6.3.1 Cálculo del tamaño de muestra.

6.4 DEFINICIÓN DE VARIABLES

6.4.1 Variables.

- Dependientes: color, microdureza.
- Independientes: tipo de material (metal noble, metal base).

6.4.2 Cuadro operacional de las variables

Tabla X. Definición operacional de las variables

Nombre	Definición	Tipo de variable / escala de medición	Valores posibles	Fuente
Color	Impresión que producen en la retina reflejados y absorbidos por un cuerpo.	Cualitativa		
Microdureza	Presión ejercida por un tiempo	Cuantitativa	Mpa	

	hasta su deformación.			
Tipo de material	Aleaciones metálicas utilizadas en odontología	Cualitativa	Metal noble y metal base.	

6.5 RECOLECCIÓN DE LA INFORMACIÓN

- Se firmó los consentimientos de donación de muestra.
- Se recolectó dientes sanos recién extraídos por motivos ortodónticos (Imagen A)
- Se limpió el tejido en la estructura dentaria con cureta.
- Se almacenaron dientes en suero fisiológico (cloruro de sodio 0.9%)

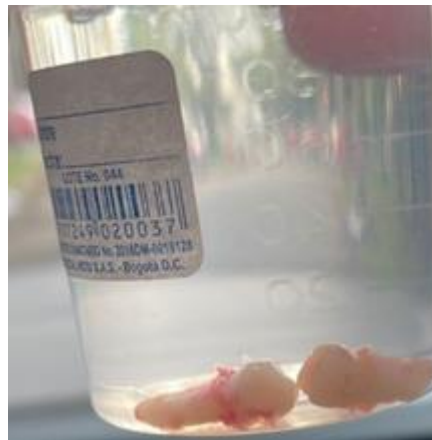


Imagen A



2. Protocolo para la realización de tratamiento endodóntico

- Se tomó radiografía periapical inicial (Imagen A)
- Se realizó apertura cameral (fresa redonda mediana) (Imagen B y C)
- Se determinó la longitud de Trabajo (lima apical de trabajo) (Imagen D1,2,3,4,5,6)
- Uso de Sistema Wave-One Gold, determinando longitud de trabajo de 1 a 23 mm, 2 a 22,5 mm, 3 a 22,5 mm, 4 a 23mm, 5 a 19mm y 6 a 19,5mm trabajadas con limas small y primary, uso de Rc-Prep, se irrigó con hipoclorito de sodio al 5,25% entre lima y lima. (Imagen E1,2,3,4, 5,7)
- (Imagen F1,2,3,4)
- Conometría con cono principal (previa radiografía periapical) (Imagen F1,2,3,4)
- Preparación de cemento consistencia de filamentos (Imagen G1)
- Obturación Cono único (Imagen G2)
- Radiografía final (Imagen G3,4)
- Desobturación de dientes 1,3,4, y 6 con peeso #1 y #2 a 13,14,14 y 10mm respectivamente, (Imagen H1,2,3,4)
- Selle de apertura cameral con teflón, adhesivo universal y resina (Imagen I1,2,3)

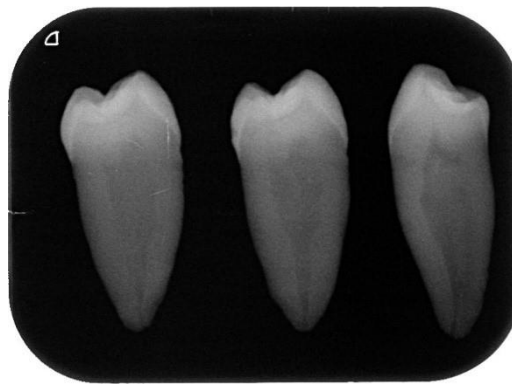


Imagen A

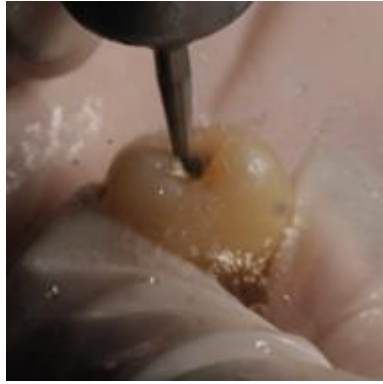


Imagen B



Imagen C

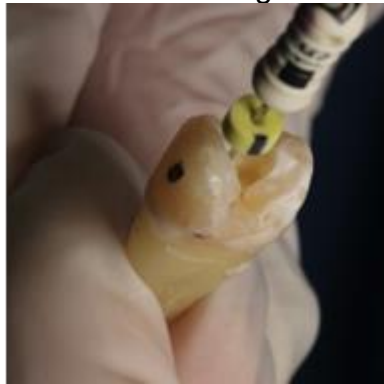


Imagen D.1

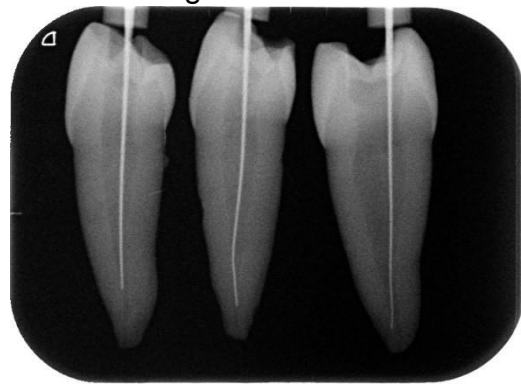


Imagen D.2



Imagen D.3



Imagen D.4

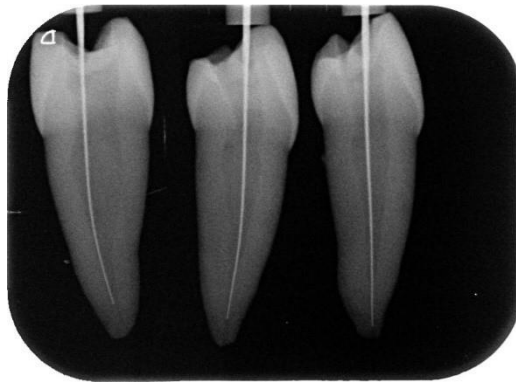


Imagen D.5

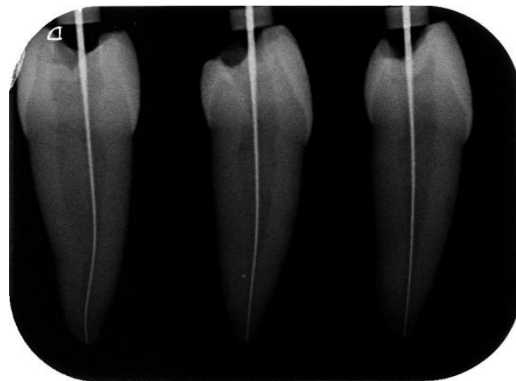


Imagen D.6



Imagen E.1



Imagen E.2

Imagen E.3



Imagen E.4



Imagen E.5

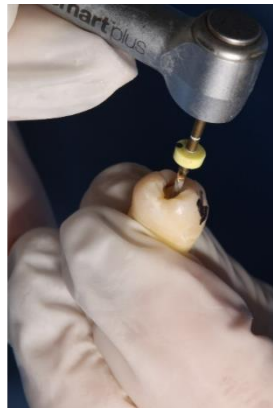


Imagen E.6

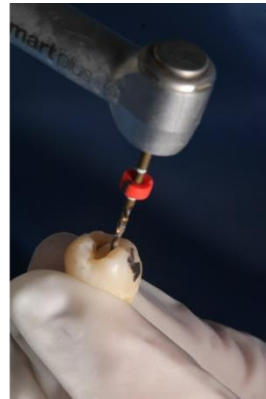


Imagen E.7



Imagen F.1



Imagen F.2

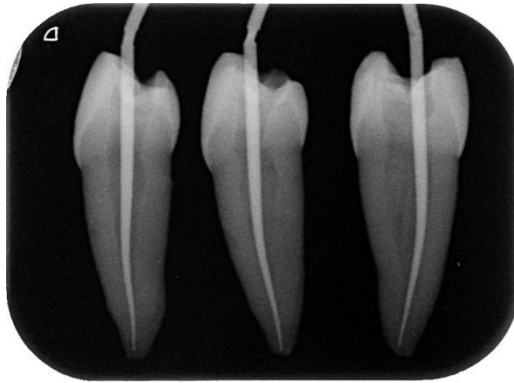


Imagen F.3

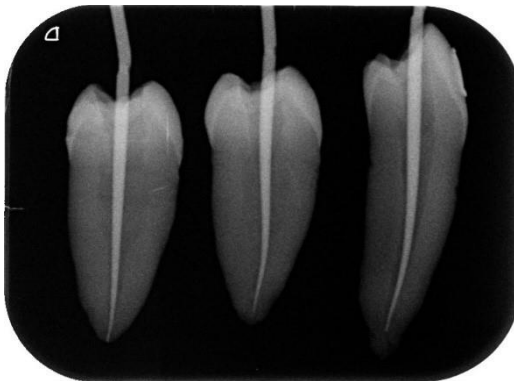


Imagen F.4



Imagen G.1



Imagen G.2

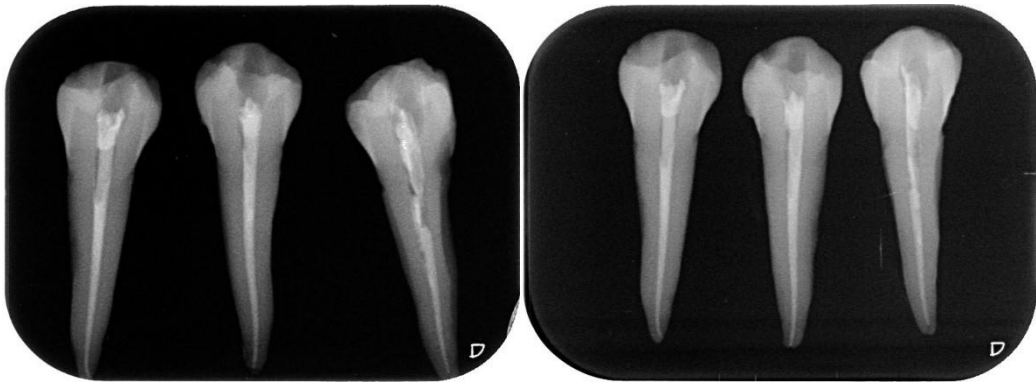


Imagen G.3

Imagen G.4

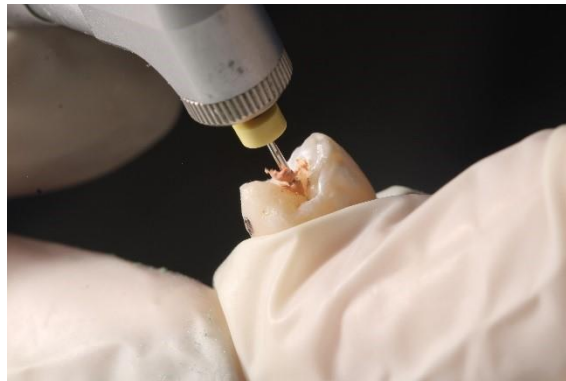


Imagen H.1

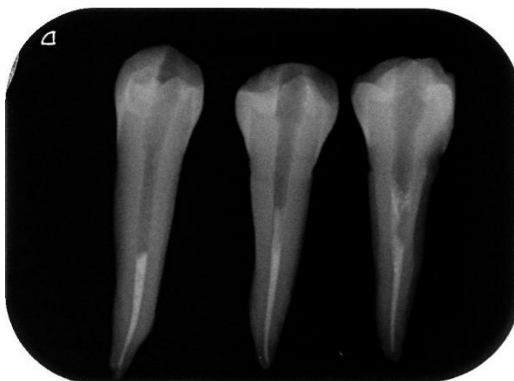


Imagen H.2

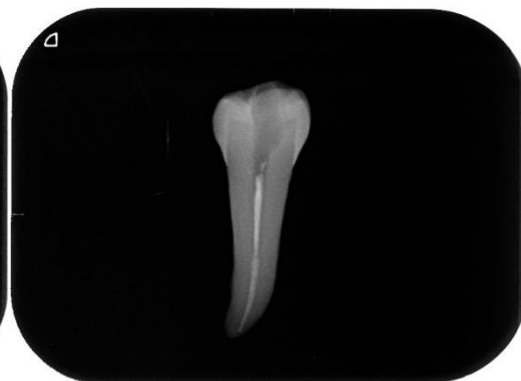


Imagen H.3



Imagen I1

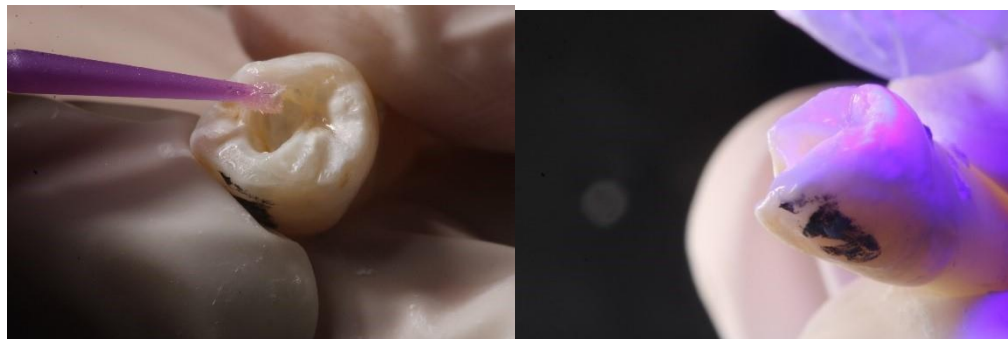


Imagen I2

Imagen I.3

3. Elaboración de patrón de núcleo

- Se realizó corte de corona a 1 mm coronal de UAC. (Imagen ABCD)
- Se verificó la longitud de trabajo para patrón de núcleo.
- Se aisló entrada de conducto con glicerina hidrosoluble
- Se verificó asentamiento de pin plástico para elaboración de patrón de núcleo.

- Se diseñó patrón de núcleo con acrílico autopolimizable de alta precisión Patter Resin mediante técnica de polvo líquido con pincel. (Imagen A-B)
- Morfología oclusal de muñón. (Imagen C)
- Se envió a laboratorio para colado. (Imagen D)

Corte de Coronal

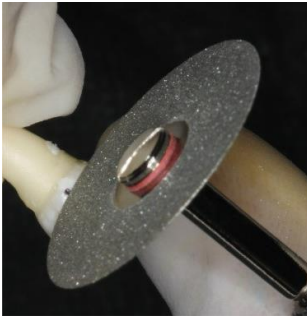


Imagen A

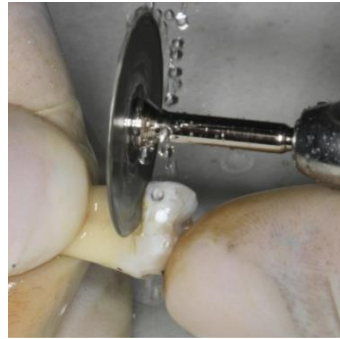


Imagen B



Imagen C

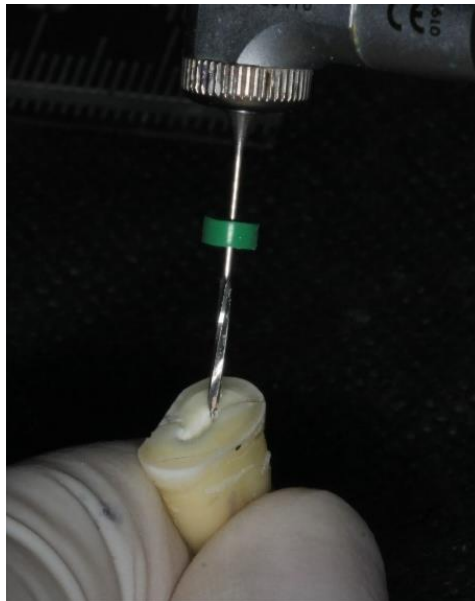
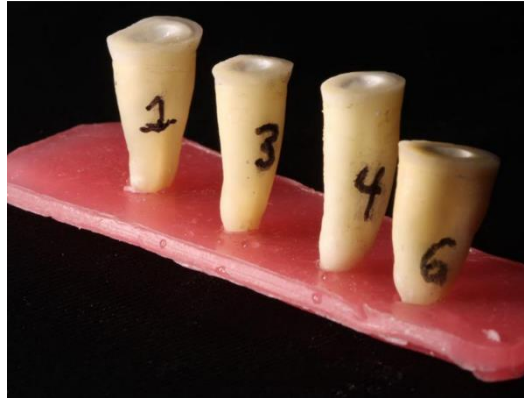


Imagen D
Imagen A-B-C Corte con Disco a 1mm de la línea amelocementaria.
Imagen D: Muestras sin coronas.
desobturación del conducto.



Se realiza desobturación del conducto con fresa peso#2 a las muestras.



Técnica Polvo Líquido

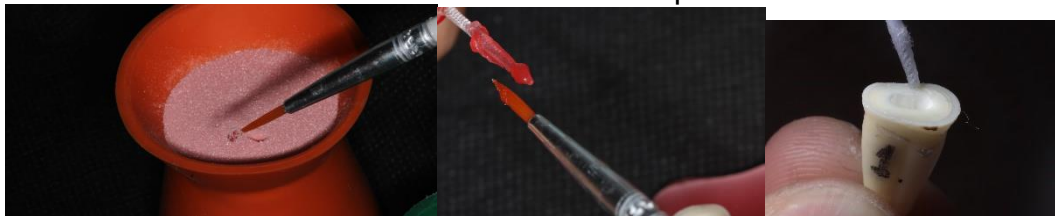


Imagen A

Imagen B

Morfología Oclusal



Imagen C

Se envió a el laboratorio Para colado



Imagen D

4. Colados de patrones de núcleo

- Para la selección del patrón de núcleo colado, se utilizaron Albacast tipo III con 40% de Oro, 46% plata, 4% de Plata como aleación noble con una densidad de 12,4 gramos y níquel cromo verabond 75% níquel, 11% cromo , 4,2% niobio, silicio 2,5%, como aleación base con una densidad 8,4 (Imagen A1,2)
- Se uso la técnica de bebederos para los cuales en el grupo oro fueron delgados y en grupo níquel cromo gruesos (Imagen B1,2)
- Se utilizó revestimiento posicionando patrón fuera del centro térmico para evitar burbujas en la restauración, aplicación de surfactant, preparación de revestimiento (Yeti EXPANSION PLUS) según recomendaciones de fabricante (Imagen C1,2,3,4,5,6,7,8,9)
- Se ingresó a la máquina de centrifugado y fundición (Imagen D1,2,3)
- Peso final, cortado y pulido de núcleos (Imagen E1,2,3,4)



Imagen A.1



Imagen A.2



Imagen B.1



Imagen B.2



Imagen C.1



Imagen C.2



Imagen C.3



Imagen C.4



Imagen C.5



Imagen C.6



Imagen C7

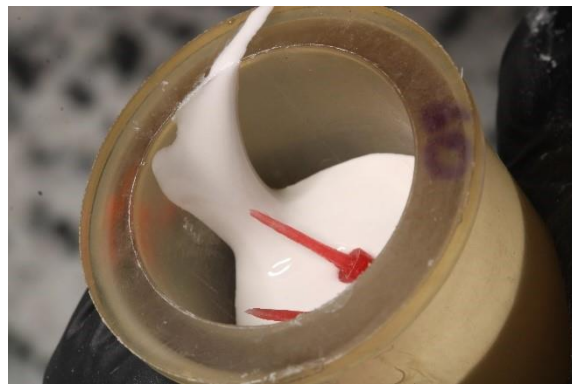


Imagen C.8



Imagene C9



Imagen D.1



Imagen D.2



Imagen D.3



Imagen E.1



Imagen E.2



Imagen E.1



Imagen E.3



Imagen E.4

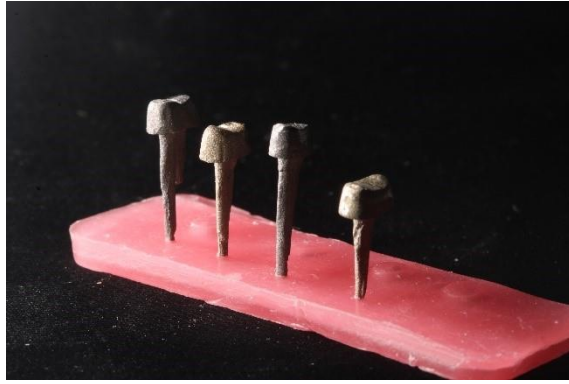


Imagen E.5[Salto de ajuste de texto]

5. Cementación de núcleo colado níquel-cromo y Oro

1. Toma de radiografía para determinar buena adaptación del núcleo colado níquel-cromo y Oro (Imagen A.1,2)
2. Se arenó los postes con óxido de aluminio de 50 μm a 2 var.
 - Se realizó desinfección del conducto con hipoclorito de sodio al 5% en jeringa de insulina de 5ml x 1 minuto y se inactivo con suero fisiológico en jeringa de insulina x 1 minuto. (Imagen B.1,2)
 - Se secó el conducto con puntas de papel de primera serie #40 y segunda serie #70. (Imagen C)
 - Se cementaron los postes intraradiculares colado tipo III Y IV, Gc Fuji plus siguiendo las recomendaciones del fabricante. (Imagen D.1,2,3)
 - Se elaboró las restauraciones para evitar degradación de cemento.

Adaptación del núcleo

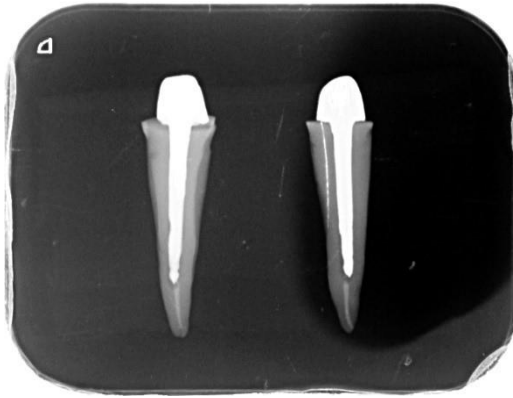


Imagen A.1



Imagen A.2



Imagen B.1

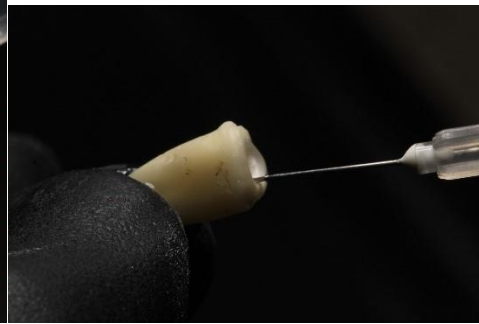


Imagen B.2

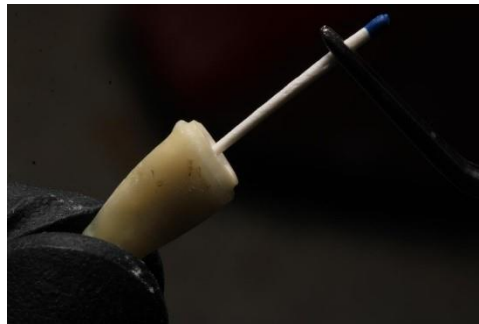


Imagen C



Imagen D.1



Imagen D.2



Imagen D.3

6. Fabricación de restauraciones que simulan coronas

- Se realizó encerado con anatomía de dientes premolares Inferiores (imagen A).
- Se realizó Matriz con silicona Silcona Silagum Putty Soft DMG (imagen B).
- Se aplicó silicona silagum Light Dmg al encerado y fueron sumergidas en la matriz (imagen C).
- Se capturó las muestras con acrílico Nova cryl Flow A2. (Imagen D)
- Se verificó que adaptaran y se procedió a pulir. (Imagen E1-E2-E3-E4).



(Imagen A)



(Imagen C)

Imagen E.1



Imagen E.2

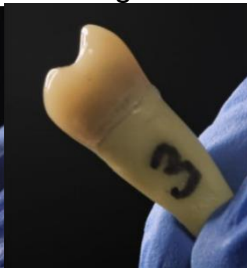


Imagen E.3

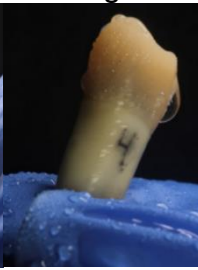
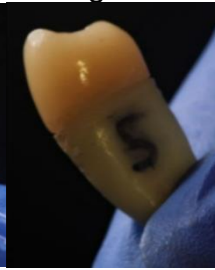


Imagen E.4



7. Cementación de coronas

1. Se limpió con alcohol de desinfección la superficie del diente.
2. Se arenó el perno metálico oxido de aluminio de 50 μm (Imagen A).
3. Se aplicó z-prime en el perno metálico (Imagen B).
4. Se arenó la corona acrílica con oxido de aluminio de 50 μm (Imagen C).
5. Se realizó la cementación con cemento resinoso duolink (Imagen D).
6. Se retiró los excesos con pincel de marta (Imagen E).

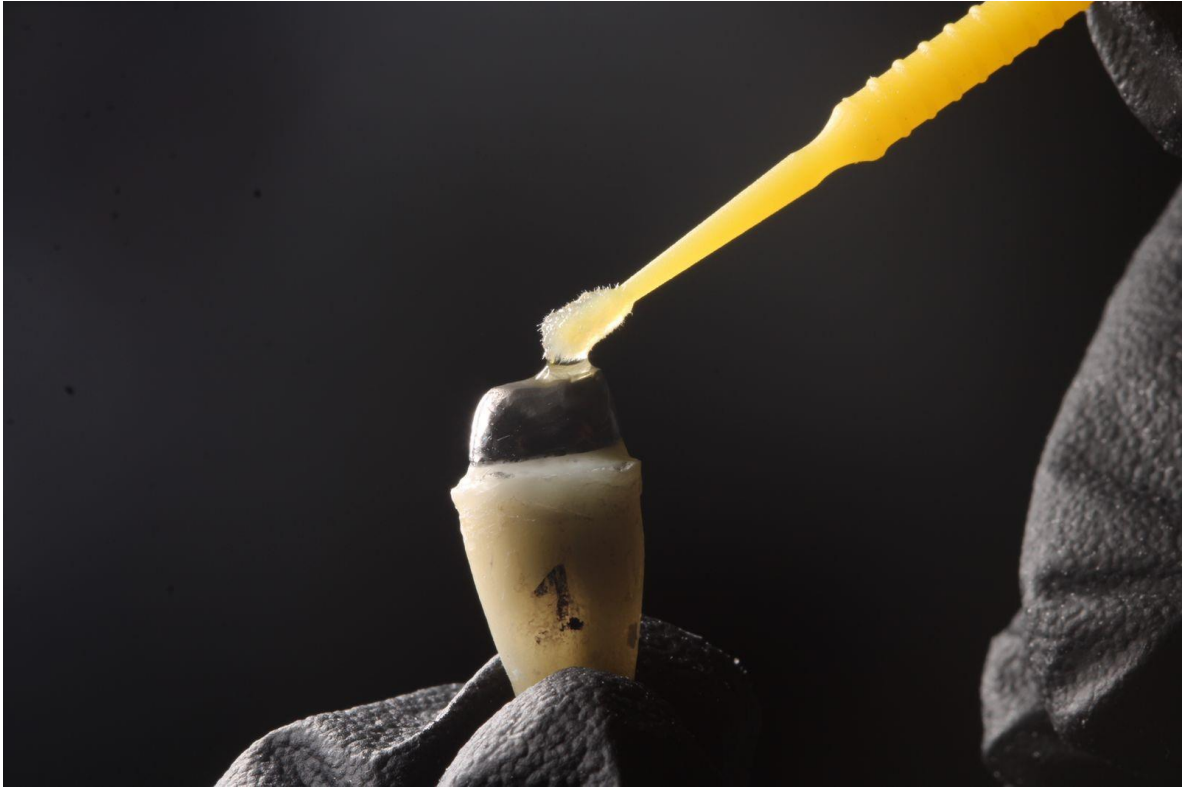


Imagen A



Imagen B



Imagen C



Imagen D



Imagen E

8. Distribución de muestras

Se envió de 6 dientes premolares inferiores unirradiculares, dividiendo de la siguiente manera.

Grupo A: 2 dientes con endodoncia.

Grupo B: 2 dientes con núcleo colado níquel- cromo.

Grupo C: 2 dientes con núcleo colado oro.

1. Se inició el ciclo de termociclado para las muestras a 5 mil ciclos

2. Se realizó cortes a partir de la unión amelocementaria hacia apical para obtener discos de dentina de 2mm de espesor y se enumeraron en tercios como: cervical, medio, apical. Las siglas fueron:

C: cervical.

M: medio.

A: apical.

Para obtener los discos con la siguiente nomenclatura:

Grupo A: A1C – A1M – A1A Y A2C – A2M – A2A

Grupo B: B1C – B1M – B1A Y B2C – B2M – B2A

Grupo C: C1C – C1M – C1A Y C2C – C2M – C2A



La toma de fotografías se realizó con las siguientes condiciones:

Iso:100

Velocidad 1/125

Diafragma: 22

Potencia de Rin Flash: 1/4

9. Termociclaje

1. Imagen 1. a y b. Distribución aleatoria de grupos de prueba y almacenamiento en saliva artificial para termociclado, c. Ubicación de muestras en canasta para termociclado: d, e y f. Termociclado de muestras 5000 ciclos, Thermocycler 1100/1200, SD-Mechatronik, Westerham, Alema, parámetros relevantes (Tiempo de exposición: 20 s, tiempo de transferencia: 10 s, temperaturas: 5° y 55°).

2. Imagen 2. termociclaje de muestras a 500 ciclos, tiempo exposición 0 s, tiempo de transferencia: 10 s, temperaturas: 5° y 55°.



Imagen 1



Imagen 2

10. Cortes con ISOMET

- Imagen 3.a. Ubicación de las muestras en porta muestras, b. Isomet; Buehler Ltd., Lake Bluff, IL, EE. UU. c. Cortes a partir de unión amelocementaria para obtener discos de dentina de 2 mm de espesor,

Imagen 3



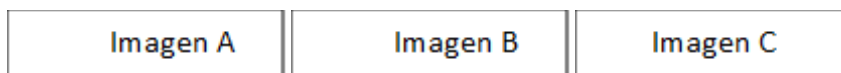
- d,e,f. Distribución aleatoria de grupos de prueba y almacenamiento-cortes de discos.

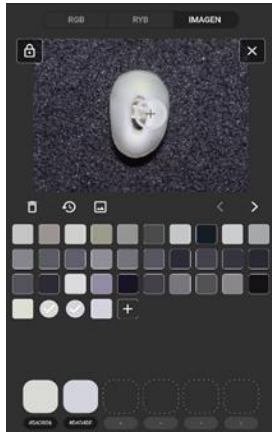


Imagen 4

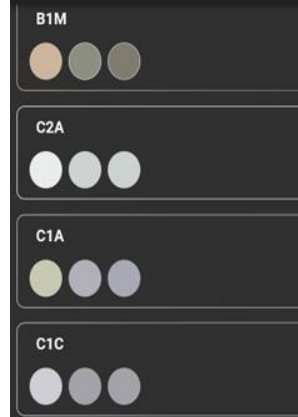
11. Aplicación de CIELAB

1. Imagen A. Elección de disco de dentina de 2mm al programa CIELAB, se selecciona la zona del color del diente.
2. Imagen B. Diferentes discos de dentina con su respectivo corte apical, medio, cervical.
3. Imagen C. valores de LAB con las zonas seleccionadas en la imagen A.



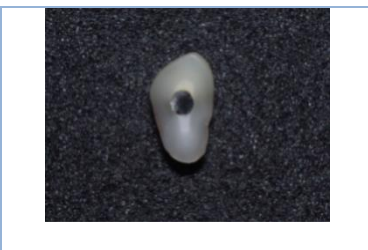


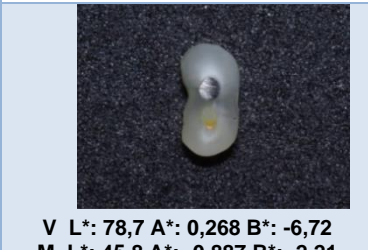


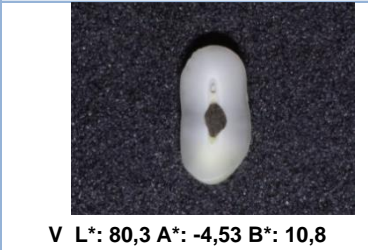

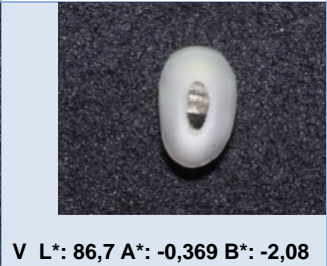





= Silver Chalice	
HEX: 848482	HVY: 60,0,111,70,6
RGB: 180,180,178	HSL: 60,0,132,70,2
LAB: 73,3,-0,368,1,01	CMYK: 0,0,111,29,4
= Light Gray	
HEX: D0D2D1	HVY: 150,0,992,82,4
RGB: 208,210,209	HSL: 150,0,217,82,0
LAB: 84,0,-0,859,0,246	CMYK: 0,992,0,0,476,17,6
= Dawn	
HEX: 9C988D	HVY: 44,0,9,62,61,2
RGB: 156,152,141	HSL: 44,0,7,04,58,2
LAB: 62,9,-0,545,6,30	CMYK: 0,2,56,9,62,38,8



	Discos	Cervical	Medio	Apical
Contro I				
	V L*: 73,3 A*: -0,368 B*: 1,01 M L*: 62,9 A*: -0,545 B*: -6,30 D L*: 84,0 A*: -0,859 B*: 0,246	V L*: 78,4 A*: 0,00428 B*: -0,00847 M L*: 70,8 A*: 3,59 B*: 2,43 D L*: 90,4 A*: -0,455 B*: -1,82	V L*: 81,7 A*: -1,36 B*: -0,488 M L*: 73,6 A*: -0,562 B*: 2,66 D L*: 94,2 A*: -1,11 B*: -2,04	
A				
	V L*: 69,5 A*: 3,26 B*: 12,7 M L*: 46,0 A*: 1,98 B*: -1,82 D L*: 47,0 A*: 1,98 B*: -1,83	V L*: 85,2 A*: -0,535 B*: 1,47 M L*: 80,3 A*: 0,167 B*: 0,612 D L*: 77,7 A*: 1,05 B*: 4,89	V L*: 84,7 A*: -0,798 B*: -1,96 M L*: 59,5 A*: 2,23 B*: -0,411 D L*: 64,7 A*: 3,10 B*: 0,513	
A				
	V L*: 87,4 A*: -0,152 B*: -0,618 M L*: 64,8 A*: 0,349 B*: 1,29 D L*: 64,8 A*: 0,349 B*: 1,29	V L*: 87,5 A*: 2,22 B*: 0,226 M L*: 71,6 A*: 0,515 B*: 1,90 D L*: 79,3 A*: -0,808 B*: -1,99	V L*: 79,0 A*: 3,10 B*: 12,4 M L*: 55,1 A*: -1,95 B*: -2,51 D L*: 56,7 A*: -0,822 B*: -8,17	

<p>B</p>	 <p>V L*: 68,0 A*: -1,78 B*: 8,66 M L*: 51,7 A*: -0,960 B*: -4,04 D L*: 51,7 A*: -2,75 B*: -4,65</p>	 <p>V L*: 75,4 A*: 4,45 B*: 15,2 M L*: 52,1 A*: -0,541 B*: 6,54 D L*: 59,0 A*: -2,81 B*: -6,79</p>	 <p>V L*: 73,1 A*: -0,573 B*: 11,2 M L*: 44,9 A*: 0,377 B*: 1,39 D L*: 51,2 A*: 0,00305 B*: -0,00603</p>
<p>B</p>	 <p>V L*: 66,5 A*: -0,237 B*: -3,61 M L*: 50,3 A*: -0,0819 B*: -3,13 D L*: 66,5 A*: -0,237 B*: -3,61</p>	 <p>V L*: 63,6 A*: -3,20 B*: -14,7 M L*: 48,1 A*: -0,557 B*: -7,08 D L*: 60,8 A*: -1,70 B*: -5,97</p>	 <p>V L*: 78,7 A*: 0,268 B*: -6,72 M L*: 45,8 A*: -0,887 B*: -2,21 D L*: 45,8 A*: -0,887 B*: -2,21</p>
<p>C</p>	 <p>V L*: 83,0 A*: 1,45 B*: -2,86 M L*: 67,2 A*: 1,51 B*: -2,98 D L*: 67,2 A*: 1,52 B*: -2,98</p>	 <p>V L*: 78,4 A*: -3,79 B*: 16,1 M L*: 67,2 A*: 0,934 B*: -1,43 D L*: 68,3 A*: 1,32 B*: -2,46</p>	 <p>V L*: 80,3 A*: -4,53 B*: 10,8 M L*: 69,8 A*: 1,66 B*: -6,40 D L*: 66,5 A*: 1,88 B*: -3,95</p>
<p>C</p>	 <p>V L*: 87,8 A*: -3,01 B*: -1,06 M L*: 84,1 A*: 1,30 B*: -8,29 D L*: 82,2 A*: 1,71 B*: -7,34</p>	 <p>V L*: 86,7 A*: -0,369 B*: -2,08 M L*: 84,8 A*: 1,48 B*: -3,95 D L*: 84,5 A*: 1,86 B*: -4,94</p>	 <p>V L*: 93,6 A*: -0,840 B*: -0,239 M L*: 84,1 A*: -2,40 B*: 0,268 D L*: 84,1 A*: -2,40 B*: 0,268</p>

Análisis con CIELAB

Utilizando la aplicación móvil color gear lite que utilizan la teoría del color y su base: Circulo Cromático (Color Wheel) y armonía de colores se logró determinar y caracterizar numéricamente el color en diferentes zonas del disco de dentina.

Complemento Color tools – Excel

Esta aplicación permite integrar el Delta E para poder eliminar la diferencia de imperceptibilidad del operador

$$\Delta E = \text{RAIZ}((L1-L2)^2+(a1-a2)^2+(b1-b2)^2)$$

$$\Delta E_{2000}(L1; a1; b1; L2; a2; b2)$$

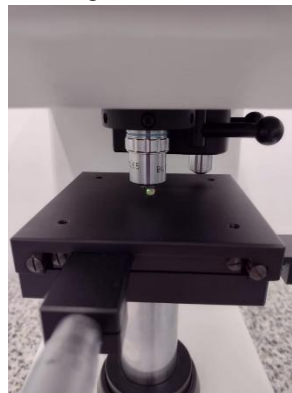
Cálculo de ΔE utilizando el método Delta E CIE 2000

12. Aplicación de microdureza

a.



b.



c.



Metodología: a. Durímetro Indenta Met, modelo 1104; serial 674MIT 1104-00124 (Buehler Ltda, Chicago, Illinois, EE.UU.), b,c. Indentación con la punta de diamante Vickers, parámetros de la indentación (200 g x 10 segundos), d. Medición de las diagonales de la indentación de la punta Vickers, longitud de la indentación inversamente proporcional al número de dureza Vickers (VHN), 3 indentaciones por muestra.

		V	M	D
GRUPO A	A1C	55.9	51.4	50.1
	A1M	63.5	59.8	61.9
	A1A	60.3	61.1	56.2
	A2C	54.4	51.0	50.0
	A2M	48.2	50.2	49.3
	A2A	63.1	55.1	62.8
GRUPO B	B1C	53.3	54.4	54.8
	B1M	51.6	51.0	53.1
	B1A	50.7	49.9	56.0
	B2C	54.6	56.7	58.1
	B2M	56.0	55.0	51.8
	B2A	52.0	56.5	50.9
GRUPO C	C1C	56.5	59.0	58.2
	C1M	60.1	60.6	62.1
	C1A	59.8	61.2	50.6
	C2C	54.2	56.1	53.0
	C2M	58.6	60.0	59.3
	C2A	55.2	58.2	60.2

Resultados: Prueba de microdureza Vickers, 3 indentaciones por muestra (vestibular, mesial y distal), Durómetro Indenta Met, modelo 1104; serial 674MIT 1104-00124 (Buehler Ltda, Chicago, Illinois), parámetros de la indentación (200 g x 10 segundos).

6.6 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Enumere los análisis estadísticos utilizados para alcanzar cada uno de los objetivos específicos.






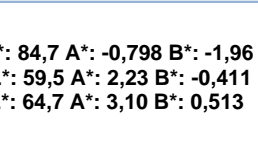






6.7 CONSIDERACIONES ÉTICAS


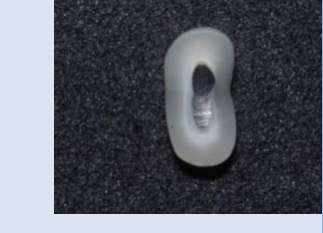
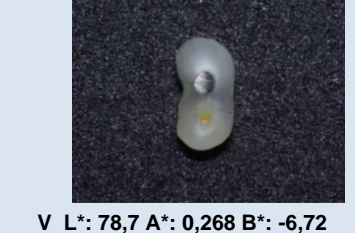

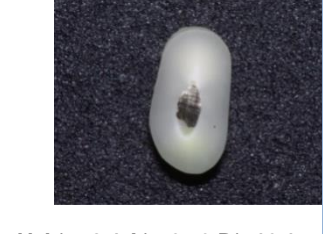


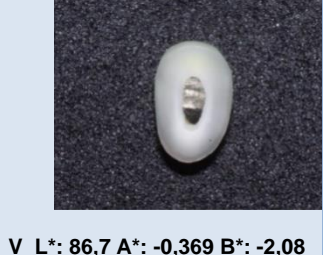

Se presentó al comité de ética institucional y se obtuvo el aval para la realización del presente estudio. Adicionalmente, se contó con el consentimiento de los donantes de los dientes utilizados en la fase experimental.

Se mantuvo la anonimidad de los datos personales de los donantes del estudio. Por parte de comité de ética institucional de UNICOC, se obtuvo aval pra la realización del presente estudio como consta en el acta 19102022-08 con valoración sin riesgo y todos los participantes firmaron un formato de donación de órganos y tejidos dentarios.

7. RESULTADOS

Tabla 1 Cortes transversales evaluadas con la escala SIELAB de grupo control, níquel-cromo y oro.

Discos	Cervical	Medio	Apical
Control I			
	V L*: 73,3 A*: -0,368 B*: 1,01 M L*: 62,9 A*: -0,545 B*: -6,30 D L*: 84,0 A*: -0,859 B*: 0,246	V L*: 78,4 A*: 0,00428 B*: -0,00847 M L*: 70,8 A*: 3,59 B*: 2,43 D L*: 90,4 A*: -0,455 B*: -1,82	V L*: 81,7 A*: -1,36 B*: -0,488 M L*: 73,6 A*: -0,562 B*: 2,66 D L*: 94,2 A*: -1,11 B*: -2,04
A			
	V L*: 69,5 A*: 3,26 B*: 12,7 M L*: 46,0 A*: 1,98 B*: -1,82 D L*: 47,0 A*: 1,98 B*: -1,83	V L*: 85,2 A*: -0,535 B*: 1,47 M L*: 80,3 A*: 0,167 B*: 0,612 D L*: 77,7 A*: 1,05 B*: 4,89	V L*: 84,7 A*: -0,798 B*: -1,96 M L*: 59,5 A*: 2,23 B*: -0,411 D L*: 64,7 A*: 3,10 B*: 0,513
A			
	V L*: 87,4 A*: -0,152 B*: -0,618 M L*: 64,8 A*: 0,349 B*: 1,29 D L*: 64,8 A*: 0,349 B*: 1,29	V L*: 87,5 A*: 2,22 B*: 0,226 M L*: 71,6 A*: 0,515 B*: 1,90 D L*: 79,3 A*: -0,808 B*: -1,99	V L*: 79,0 A*: 3,10 B*: 12,4 M L*: 55,1 A*: -1,95 B*: -2,51 D L*: 56,7 A*: -0,822 B*: -8,17
B			
	V L*: 68,0 A*: -1,78 B*: 8,66 M L*: 51,7 A*: -0,960 B*: -4,04 D L*: 51,7 A*: -2,75 B*: -4,65	V L*: 75,4 A*: 4,45 B*: 15,2 M L*: 52,1 A*: -0,541 B*: 6,54 D L*: 59,0 A*: -2,81 B*: -6,79	V L*: 73,1 A*: -0,573 B*: 11,2 M L*: 44,9 A*: 0,377 B*: 1,39 D L*: 51,2 A*: 0,00305 B*: -0,00603

B	 <p>V L*: 66,5 A*: -0,237 B*: -3,61 M L*: 50,3 A*: -0,0819 B*: -3,13 D L*: 66,5 A*: -0,237 B*: -3,61</p>	 <p>V L*: 63,6 A*: -3,20 B*: -14,7 M L*: 48,1 A*: -0,557 B*: -7,08 D L*: 60,8 A*: -1,70 B*: -5,97</p>	 <p>V L*: 78,7 A*: 0,268 B*: -6,72 M L*: 45,8 A*: -0,887 B*: -2,21 D L*: 45,8 A*: -0,887 B*: -2,21</p>
C	 <p>V L*: 83,0 A*: 1,45 B*: -2,86 M L*: 67,2 A*: 1,51 B*: -2,98 D L*: 67,2 A*: 1,52 B*: -2,98</p>	 <p>V L*: 78,4 A*: -3,79 B*: 16,1 M L*: 67,2 A*: 0,934 B*: -1,43 D L*: 68,3 A*: 1,32 B*: -2,46</p>	 <p>V L*: 80,3 A*: -4,53 B*: 10,8 M L*: 69,8 A*: 1,66 B*: -6,40 D L*: 66,5 A*: 1,88 B*: -3,95</p>
C	 <p>V L*: 87,8 A*: -3,01 B*: -1,06 M L*: 84,1 A*: 1,30 B*: -8,29 D L*: 82,2 A*: 1,71 B*: -7,34</p>	 <p>V L*: 86,7 A*: -0,369 B*: -2,08 M L*: 84,8 A*: 1,48 B*: -3,95 D L*: 84,5 A*: 1,86 B*: -4,94</p>	 <p>V L*: 93,6 A*: -0,840 B*: -0,239 M L*: 84,1 A*: -2,40 B*: 0,268 D L*: 84,1 A*: -2,40 B*: 0,268</p>

Para responder al primero objetivo, se identificó el cambio de color de los tres grupos de Endodoncia, Niquel-Cromo y Oro los cuales se conformaron por 2 dientes por cada grupo de los cuales se obtuvieron 3 porciones por diente, para un total de cortes por grupo de los cuales se encontró los siguientes resultados.

El color en discos de dientes en grupos con endodoncia(A) y metal base(B) y aleación noble(C) en donde se encontró de acuerdo CIELAB una media de L, de 70,014, 58,51 y 78,82 para A de 0,823, -0,67 y -0,04 y para B de 0,69, -0,96 y -1,25 lo cual indica una variación de color en el grupo B que podrían atribuirse a procesos oxidativos o corrosivos. Se sabe que la cantidad de túbulos dentinales varía a lo largo de la raíz y se encontró que para el grupo A los valores de media en tercios cervical, medio y apical fueron de L 63,25, 80,27 y 66,62, para A de 1,23, 0,43 y

0,81 y para B de 0,91, 1,18, -0,02 respectivamente, siendo el tercio medio en donde se encontró una variación de color.

En el punto vestibular de la porción cervical se observa que el grupo níquel cromo presenta un valor de L de 67,25 en contraste con los valores de Endodoncia y Oro que presentan 78,45 y 85,40 respectivamente, lo que indica que el grupo níquel cromo tendría un color más oscuro.

En el punto mesial de la porción cervical se observa que los grupos endodoncia y níquel cromo presenta un valor de L de 55,40 y 51 en contraste con el valor de Oro que presenta 75,65 respectivamente, lo que indica que los grupos endodoncia y níquel cromo tendría un color más oscuro.

En el grupo de endodoncia se observó que los valores de L son irregulares teniendo como valor máximo 86,35 y valor mínimo 55,40, lo cual indica rangos muy irregulares.

En el grupo de Oro se observó que los valores de L son regulares teniendo como valor máximo 86,95 y valor mínimo 74,70, lo cual indica rangos estables.

Grupo A: dientes con endodoncia, grupo B: núcleos en níquel-cromo y grupo C: núcleos en oro.

Tabla 2. Valores de la escala CIELAB en los grupos control, níquel-cromo y oro.

	G1 Control		G2 Cr-Co		G3 Oro	
	Media±DE	Me (IQR)	Media±DE	Me (IQR)	Media±DE	Me (IQR)
MD	55,8±5,5	55,5 (50,2 ; 61,1)	53,7±2,4	53,9 (51,6 ; 56,0)	57,9±3,1	58,8 (56,1 ; 60,1)
L*	63,1±9,5	60,7 (55,6 ; 69,0)	61,6±12,5	63,9 (51,2 ; 71,8)	77,5±9,8	80,4 (67,9 ; 85,4)
a*	0,4±1,1	0,3 (-0,5 ; 1,0)	0,3±1,1	0,2 (-0,5 ; 1,1)	0,0±1,5	0,4 (-1,2 ; 1,3)
b*	-2,4±3,1	-2,3 (-3,5 ; -0,8)	-1,9±3,9	-1,8 (-5,0 ; -0,4)	-3,1±2,9	-2,7 (-5,1 ; -2,1)

Tabla 3. Diferencia de medidas en unidades Vickers en grupo control, níquel-cromo y oro.

	Vickers*			L	a*	b*		
G	2	3	2	3	2	3	2	3

Intra	0.0102		0.0001		0.7081		0.5544	
1	0.0794	0.0531	0.904	0.001	0.976	0.702	0.912	0.781
2	-	0.0012	-	0.000	-	0.825	-	0.529
3	-	-	-	-	-	-	-	-

Por otra parte, como se encuentra en la tabla 2, tenemos los 3 grupos, Grupo Control: dientes con endodoncia, Grupo 2: dientes con postes intraradicales en cromo-cobalto y Grupo 3: dientes con postes intraradicales en Oro, encontramos en la tabla los 4 componentes evaluados que fueron: Microdureza, luminosidad, componente del color a* (Tonalidades positivas rojas y tonalidades negativas verdes) y componente b* (Tonalidades positivas amarillas y tonalidades negativas azules) los resultados obtenidos indican algunas diferencias. Con respecto a la microdureza (MD) se logró identificar que el grupo 3 con postes intraradicales en Oro obtuvo un promedio de 57,9 vickers \pm 3.1 superando por 4 vickers al grupo 2 cromo-cobalto y por 2 vickers al grupo 1 de dientes endodonciados, al hacer el contraste a través de la prueba kruskall wallis se identificó que las diferencias fueron estadísticamente significativas, con la post prueba de Dunne se identificó que las diferencias existían entre el grupo 2 y grupo 3.

Con respecto al componente de Luminosidad se identificó que la mayor luminosidad la presentó el grupo 3 (Oro) con una luminosidad promedio de 77,5 y una mediana de 80,4; Realizando la prueba Anova las diferencias fueron estadísticamente significativas entre los grupos, con el post prueba Dukey nos permitió identificar que las diferencias se encontraban en el grupo 1 y grupo 3 y entre el grupo 2 y grupo 3.

Con respecto al componente a* y b* no se lograron identificar diferencias estadísticamente significativas y el comportamiento de la variable del componente a* es bastante similar entre los grupos, mientras que en el componente b* el valor mayor hacia los valores negativos se identificó en el grupo 3 (Oro)

Grupo correlación

Imagen 1

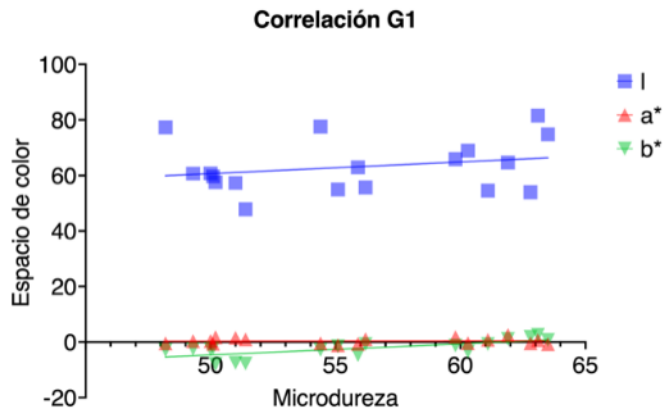


Imagen 2

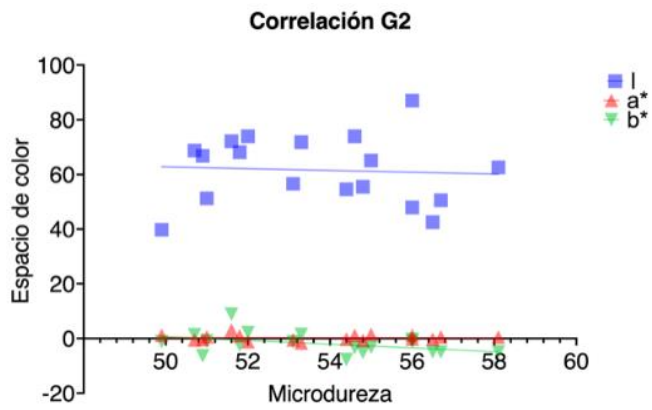
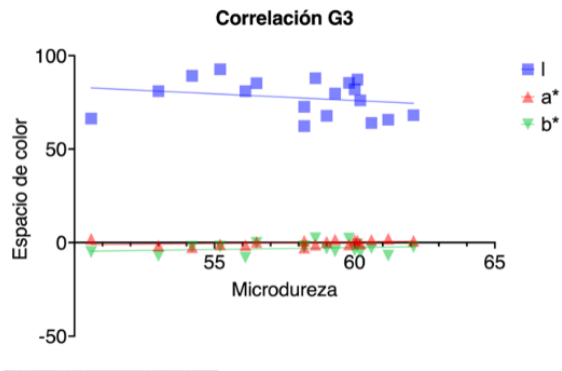


Imagen 3



Correlación grupo 1

Al analizar el coeficiente de Spearman se observa que para el componente de luminosidad arroja 0.1125, a mayor luminosidad aumenta la microdureza, para el componente a^* (0.0423) hay correlaciones bajas ya que la línea se mantiene casi paralela al eje x, y para el componente b^* tenemos resultado del coeficiente de Spearman de 0.6842, que sigue siendo baja, casi nula.

Correlación grupo 2

Al analizar el coeficiente de Pearson se observa que para el componente de luminosidad tenemos valores de -0.06322 lo que se interpreta que a medida que disminuye la luminosidad aumenta la microdureza, para el componente a^* tenemos resultados de -0.02342 que son correlaciones bajas, y para el componente b^* tenemos resultados de -0.4287, a medida que disminuyen las tonalidades amarillo/azul aumenta la microdureza, para los tres componentes las correlaciones son bajas.

Correlación grupo 3

Al analizar el coeficiente de Pearson de analiza que para el componente de luminosidad con datos de -0.2252 a medida que disminuye la luminosidad aumenta la microdureza, para el componente a^* con datos de 0.32 a medida que aumentan las tonalidades rojas/verdes aumenta la microdureza, y para el componente b^* con datos de 0.2255 aumenta la microdureza pero con correlaciones muy bajas.

8. DISCUSIÓN

En este estudio, se describen métodos para evaluar si el cambio de color en los dientes tratados endodónticamente afecta su microdureza. Se observa una correlación muy baja entre el cambio de color y la microdureza, lo que sugiere la necesidad de estudiar este fenómeno en dientes con mayor tiempo de envejecimiento.

La presente investigación logró comparar la dureza de la dentina con respecto al cambio de color en los dientes con tratamiento de conducto y retenedores intrarradiculares colados, fabricados con diferentes aleaciones. Se logró identificar que en los dientes con núcleos colados, especialmente en aleaciones Ni-Cr hubo mayor cambio de color, por lo tanto mayor corrosión y menor microdureza de la dentina.

La corrosión de las aleaciones se presenta cuando hay microfiltraciones entre la restauración y el diente; un factor importante que influye en la corrosión es la composición de la aleación. Según autores en otras investigaciones aseguran que cuando se utilizan aleaciones como la plata y el níquel-cromo son más propensos a presentar corrosión debido a que son más sensibles al ataque electroquímico que se presenta en el medio oral. (8)

En un estudio realizado en el 2014 por Gholami et al. evaluaron la resistencia a la fractura en dientes con postes colados en aleaciones Ni-Cr y Oro no precioso. Ésta pudo evidenciar que la aleación de Oro no precioso presentaba mayor resistencia a la fractura que el Ni-Cr. Con respecto al presente trabajo de investigación, se encontró una mayor microdureza de la dentina en los dientes que fueron restaurados con postes colados fabricados en Oro (30). Se cree que se obtuvo ese resultado debido a que el Oro es un material que no tiene otras combinaciones de aleaciones.

En relación a la resistencia con referencia a la corrosión, se ha encontrado que las diferentes aleaciones presentan mejor desempeño, por ejemplo en el estudio de Goel et al. en el 2016 refiere que las aleaciones altamente nobles como Ni-Cr son altamente biocompatibles y presentan alta resistencia a la corrosión, tienen buenas propiedades físicas, mayor dureza a comparación de otras aleaciones, alta

resistencia a la tracción y bajo costo, esta aleación (Ni-Cr) se ve favorecida por su menor peso y propiedades más aceptables. Las aleaciones Ni-Cr previamente fundidas los laboratoristas la utilizan para reducir costos y mezclarlas nuevamente con metales nuevos para fabricar restauraciones para prótesis fija. Sin embargo, las aleaciones previamente refundidas pueden llegar a presentar impurezas y contaminaciones que llegan a cambiar la microestructura, composición química, citotoxicidad de las aleaciones, dimensiones del grano y pueden provocar mayor índice de corrosión. (31) Por otra parte, Shen en el 2022 refiere que las aleaciones refundidas son defectuosas y se encuentra la disminución de microdureza de la dentina y aumento de la rugosidad de la superficie y pueden inhibir el asentamiento adecuado de la pieza fundida y afectar las características físicas. Otro factor que puede influir en la corrosión es el hecho de utilizar aleaciones refundidas, no fue el caso de la presente investigación. Sin embargo, clínicamente puede producir mayor corrosión y puede ser abordado en un nuevo estudio. (31)

9. RECOMENDACIONES

A partir de los resultados, se sugiere estudiar la corrosión del remanente dental posterior al desalojo de los núcleos colados, También, se sugiere que para el nuevo estudio se puede realizar modificaciones en la desadaptación de las coronas cementadas simulando las condiciones que se presentan en consulta. Por otra parte, se puede tener en cuenta el aumento de ciclos de termociclaje en los dientes para simular más años en boca. Por último, se puede tener en cuenta según la fisiología del diente para evaluar la resistencia del material.

10. CONCLUSIONES

Se concluye que es posible caracterizar el color en dentina en dientes tratados endodónticamente, restaurados con aleaciones metal base y noble, el grupo B presento una reducción en el valor de L y el tercio medio del grupo de A presento un aumento en el valor de L, siendo un punto de partida para futuros estudios en donde se pueda aumentar el número de muestras o comparar 10.000 ciclos pudiendo entrelazar esta información incluso con variables microestructurales.

Se obtuvo mayor cambio de color para el grupo de níquel-cromo lo que indica mayor corrosión para éste. También, que el oro es el material más indicado si se requiere un núcleo colado debido a que presenta un mejor comportamiento de los cambios térmicos en cavidad oral por sus propiedades, lo que indica un mayor microdureza y menor corrosión.

11. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

1. Murgueitio R, Avila-Ortiz G. A novel diagnostic and prognostic classification for the clinical management of endodontically treated single anterior teeth. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2012 Dec;32(6):713-20. PMID: 23057060.
2. Montoya C, Arango S. Effect of aging on the microstructure, hardness and chemical composition of dentin. 2015;1811-20.
3. Grippo JO, Simring M, Coleman TA. Abfraction, abrasion, biocorrosion, and the enigma of noncarious cervical lesions: A 20-year perspective. *J Esthet Restor Dent*. 2012;24(1):10–23.
4. Gnjata S. Addition to the methodology of research into permanent teeth hardness. *Arch Biol Sci*. 2010;62(3):739–46.
5. Montoya Mesa C, Alexander E, Henao O. Composición Química Y Microestructura De La Dentina De Pacientes Colombianos. *Rev Colomb Mater N*. 2013;5:73–8.
6. Fuentes Fuentes M^a V.. Propiedades mecánicas de la dentina humana. *Av Odontoestomatol [Internet]*. 2004 Abr [citado 2024 Mayo 06] ; 20(2): 79-83. Disponible en: http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0213-12852004000200003&lng=es
7. Bersezio C, Oliveira Junior OB, Vildósola P, Martín J, Fernández E, Angel P, et al. Instrumentación para el registro del color en odontología. *Rev Dent Chile*. 2013;105(July):8–12.
8. Breschi L, Mazzoni A, De Stefano Dorigo E, Ferrari M. Adhesion to intraradicular dentin: A review. *J Adhes Sci Technol*. 2009;23(7–8):1053–83.
9. Murgueitio R. Classification Proposal to measure extension defects of endodontically treated anterior teeth. *Rev Estomatol*. 2007;15(2):32–6.
10. KISHEN A. Mechanisms and risk factors for fracture predilection in endodontically treated teeth. *Endod Top*. 2006;13(1):57–83.

11. Ekambaram M, Yiu CKY, Matinlinna JP. Bonding of adhesive resin to intraradicular dentine: A review of the literature. *Int J Adhes Adhes* [Internet]. 2015;60:92–103. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ijadhadh.2015.04.003>
12. Ruiz-Matorel M, Pardo-Betancourt MF, Jaimes-Monroy G, Muñoz-Martínez E P-MJ. Resistencia a la fractura de postes de fibra de vidrio vs postes colados en dientes anteriores. Revisión sistemática (Fracture Resistance of fiberglass post vs cast post in anterior teeth. Systematic review). *CES Odontol* [Internet]. 2019;29(1):45–56. Available from: http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0120-971X2016000100006
13. Heydecke G, Peters MC. The restoration of endodontically treated, single-rooted teeth with cast or direct posts and cores: A systematic review. *J Prosthet Dent*. 2002;87(4):380–6.
14. Giraldo OL. Metales y aleaciones en odontología . *Rev la Fac Odontol la Univ Antioquía*. 2004;15(2):53–63.
15. Rao SB, Chowdhary R. Evaluation on the Corrosion of the Three Ni-Cr Alloys with Different Composition. *Int J Dent*. 2011;2011:1–5.
16. Shimizu H, Takeuchi Y. Bonding behavior and chemical and mechanical properties of silver-based dental alloys. *Jpn Dent Sci Rev* [Internet]. 2021;57:97–100. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.jdsr.2021.05.005>
17. Ansarifard E, Farzin M, Zohour Parlack A, Taghva M, Zare R. Comparing Castability of Nickel-Chromium, Cobalt-Chromium, and Non-Precious Gold Color Alloys, Using two Different Casting Techniques. *J Dent (Shiraz, Iran)* [Internet]. 2022;23(1):7–12. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/35291681> <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=PMC8918635>
18. Schmid-Schwab M, Graf A, Preinerstorfer A, Watts DC, Piehslinger E, Schedle A. Microleakage after thermocycling of cemented crowns - A meta-analysis.

Dent Mater [Internet]. 2011;27(9):855–69. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2011.05.002>

19. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent*. 1999;27(2):89–99.
20. Ernst CP, Canbek K, Euler T, Willershausen B. In vivo validation of the historical in vitro thermocycling temperature range for dental materials testing. *Clin Oral Investig*. 2004;8(3):130–8.
21. Teixeira GS, Pereira GKR, Susin AH. Aging Methods-An Evaluation of Their Influence on Bond Strength. *Eur J Dent*. 2021;15(3):448–53.
22. Consideración C, Odontología EN, Para EI, Registro EL. Caso Clínico color: consideración en odontología e instrumentos para el registro. 2016;10–5.
23. Dydyk N, Hrynyshyn O. Prevalence of root filled teeth in an adult population (Iviv, ukraine) found on digital panoramic radiographs. *Wiad Lek*. 2020;73(4):691–5.
24. García RD. Instrumentos que revolucionaron la química: la historia del espectrofotómetro. *Av en química [Internet]*. 2018;3(13):79–82. Available from: www.saber.ula.ve/avancesenquimicaAvancesenQuímica,13.
25. Tejada-Casado M, Ghinea R, Martínez-Domingo MÁ, Pérez MM, Cardona JC, Ruiz-López J, et al. Validation of a Hyperspectral Imaging System for Color Measurement of In-Vivo Dental Structures. *Micromachines*. 2022;13(11):13–5.
26. Marending M, Zehnder M. Influence of mechanical dentine preparation on chemical root canal treatment. *Endod Pract Today*. 2008;2(1):21–32.
27. Miori Pascon F, Rosamilia Kantovitz K, Franciele Gaspar J, De Paula AB, Puppim-Rontani RM. Effects of chemical agents on physical properties and

structure of primary pulp chamber dentin. *Microsc Res Tech.* 2014;77(1):52–6.

28. Amaral CCF, Ormiga F, Boldrini LC, Miranda PG, Mendonça TA, Granjeiro JM, et al. Evaluation of the effects of the solution used for electrochemical dissolution of nickel–titanium endodontic files on dentine structure, microhardness and cell viability. *Int Endod J.* 2018;51(12):1434–45.
29. Lewinstein I, Grajower R. Root dentin hardness of endodontically treated teeth. *J Endod.* 1981;7(9):421–2.
30. Haghighi ZB, Jahromy PAMF. Comparison of Fracture Strength of Endodontically Treated Teeth Restored with Two Different Cast Metallic Post Systems. *J Dent Biomater.* 2014;1(2):45–9.
31. Das G, chaturvedi S, Naqash TA, Hussain MW, Saquib S, Suleman G, et al. Comparative in-vitro microscopic evaluation of vertical marginal discrepancy, microhardness, and surface roughness of nickel–chromium in new and recast alloy. *Sci Rep.* 2023;13(1):1–22.

ANEXOS

Tabla 2. Resultado en Vickers según su corte y cara de los dientes control, níquel-cromo y oro.

	Muestra	V	M	D
Grupo A	A1C	55,9	51,4	50,1
	A1M	63,5	59,8	61,9
	A1A	60,3	61,1	56,2
	A2C	54,4	51,0	50,0
	A2M	48,2	50,2	49,3
	A2A	63,1	55,1	62,8
Grupo B	B1C	53,3	54,4	54,8
	B1M	51,6	51,0	53,1
	B1A	50,7	49,9	56,0
	B2C	54,6	56,7	58,1
	B2M	56,0	55,0	51,8
	B2A	52,0	56,5	50,9
Grupo C	C1C	56,5	59,0	58,2
	C1M	60,1	60,6	62,1
	C1A	59,8	61,2	50,6
	C2C	54,2	56,1	53,0
	C2M	58,6	60,0	59,3
	C2A	55,2	58,2	60,2

Grupo A: dientes con endodoncia, grupo B: núcleos en níquel-cromo y grupo C: núcleos en oro.