

**INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA  
COLEGIO ODONTOLÓGICO  
ÁREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUADA  
POSTGRADO DE PROSTODONCIA**



**COMPORTAMIENTO BIOMECÁNICO DE UN INCISIVO CENTRAL SUPERIOR  
TRATADO ENDODÓNTICAMENTE RESTAURADO CON RETENEDORES  
INTRARADICULARES DE FIBRA DE VIDRIO Y DISILICATO DE LITIO:  
ESTUDIO DE ELEMENTOS FINITOS.**

**AUTORES**

DEISY LEANDRA ANGARITA FLOREZ  
LADY NICOLLE SOSA GUERRERO  
YEIMY JOHANA VEGA CASAS

**INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA  
UNICOC**

**ÁREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUADA  
POSTGRADO EN PROSTODONCIA**

**BOGOTÁ DICIEMBRE DE 2020**

**COMPORTAMIENTO BIOMECÁNICO DE UN INCISIVO CENTRAL SUPERIOR  
TRATADO ENDODÓNTICAMENTE RESTAURADO CON RETENEDORES  
INTRARADICULARES DE FIBRA DE VIDRIO Y DISILICATO DE LITIO:  
ESTUDIO DE ELEMENTOS FINITOS.**

**AUTORES**

DEISY LEANDRA ANGARITA FLOREZ  
LADY NICOLLE SOSA GUERRERO  
YEIMY JOHANA VEGA CASAS

**ASESOR CIENTÍFICO:**

Dr. Andres Felipe Medina Fajardo  
Odontólogo Especialista en Rehabilitación oral  
Universidad Javeriana

**ASESOR METODOLÓGICO**

Dr. Luis Gabriel Ladino Montenegro  
Odontóloga Especialista en Rehabilitación oral  
Universidad El Bosque

**INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA UNICOC  
ÁREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUADA  
POSTGRADO EN PROSTODONCIA  
BOGOTA, DICIEMBRE DE 2020**

## **Dedicatoria**

Queremos dedicar este trabajo primero a Dios por habernos permitido llegar hasta tan importante momento de nuestra formación, también a nuestros padres por ser el pilar más importante en nuestras vidas, por su esfuerzo y dedicación en este proceso, por que sin ellos nada de esto hubiese sido posible.

## **Agradecimientos**

Queremos agradecer al Dr. Luis Gabriel Ladino por su apoyo y dedicación en este proyecto sin el nada de esto hubiese sido posible, también a nuestros padres y hermanos por ser un pilar fundamental en nuestra formación, a nuestro director y docentes quienes forjaron este proceso académico, gracias a ustedes este camino fue mucho mas sencillo y lleno de conocimientos.

## **TABLA DE CONTENIDO:**

**Páginas preliminares**

**Cuerpo del Trabajo:**

	<b>PÁGINA</b>
<b>1. Aspectos teórico-científicos</b>	
1.1 Objetivo general y específico	1
1.2 Planteamiento del problema	1
1.3 Justificación	2
1.4 Introducción	3
1.5 Marco teórico (legal, conceptual, teórico)	6
<b>2. Aspectos metodológicos</b>	
2.1 Materiales y métodos	66
<b>3. Resultados</b>	72
<b>4. Discusión</b>	77
<b>5. Conclusiones</b>	81
<b>6. Referencias bibliográficas</b>	83

**Comportamiento biomecánico de un incisivo central superior tratado endodónticamente restaurado con retenedores intraradicales de fibra de vidrio y disilicato de Litio: Estudio de elementos finitos.**

**1. Aspectos teórico-científicos**

**1.1 Objetivos:**

**Objetivo general:**

- Determinar el comportamiento biomecánico de un incisivo central superior tratado endodónticamente restaurado con retenedores intraradicales de fibra de vidrio y disilicato de litio.

**Objetivos específicos:**

- Construir a partir de las condiciones anatómicas y de la restauración el modelo CAD 3D del incisivo central superior rehabilitado con corona en disilicato de litio.
- Establecer el estado de esfuerzos y deformaciones en los dientes tratados endodónticamente restaurados con postes de fibra de vidrio y disilicato de litio.
- Evaluar y comparar el comportamiento mecánico de los postes en fibra de vidrio y disilicato de litio mediante cargas funcionales.

**1.2 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA:**

Cuando la vitalidad de un diente se ve comprometida por fracturas, caries, restauraciones profundas, trauma dentoalveolar, entre otras, será necesario hacer un tratamiento de conductos y evaluar el remanente dental para así poder determinar la mejor estrategia restaurativa que permita restituir el tejido dental coronal perdido. Si el diente ha perdido aproximadamente el 50% o más de su estructura coronal será necesario hacer un retenedor intraradicular antes de realizar la restauración definitiva. Existen variedad de materiales y técnicas de elaboración, los postes colados en metal se encuentran entre las opciones de tratamiento más utilizadas, después de esto se introdujeron los postes en fibra para lograr mejorar las características estéticas en el sector anterior, sin embargo, las fallas en estos tipos de postes siguen siendo de suma importancia, motivo por el cual estudiar y comparar otro tipo de material como la fibra de vidrio y el disilicato de litio que se adapten a la anatomía del conducto radicular es fundamental, ya que ha demostrado excelente comportamiento en restauraciones coronales completas y parciales, más no ha sido estudiado como material para retenedores intraradiculares.

En este estudio se evaluará el comportamiento biomecánico de los incisivos centrales superiores tratados endodónticamente y restaurados con dos tipos de retenedores intraradiculares (Fibra de vidrio y disilicato de litio) y coronas definitivas en disilicato de litio, al ser sometido a esfuerzos y deformaciones mediante cargas compresivas.

### **1.3 JUSTIFICACIÓN**

Queremos evaluar el comportamiento biomecánico de un incisivo central superior tratado endodónticamente y restaurado con 2 tipos de retenedores intra radiculares (uno en disilicato de litio y el otro en fibra de vidrio) y una corona en disilicato de litio al ser sometidos a cargas compresivas, para determinar qué material se comporta mejor. La estrategia para realizar esta investigación será la implementación de un estudio de elementos finitos que ya ha sido utilizado antes en diferentes investigaciones y nos permite evaluar el comportamiento de los materiales y de los tejidos, proporcionándonos una gran ventaja con respecto a los estudios in vitro, ya que se podría evaluar las zonas de presión y tensión durante las pruebas mecánicas.

Este estudio además de evaluar lo planteado anteriormente, nos genera nuevas hipótesis sobre futuras investigaciones que se pudieran realizar en nuestra comunidad UNICOC, al incluir nuevos y diferentes materiales para la fabricación de retenedores intra radiculares.

#### **1.4 INTRODUCCIÓN**

Cuando la vitalidad de un diente se ve comprometida por fracturas, caries, restauraciones profundas, trauma dentoalveolar o cambios térmicos y oclusales, será necesario hacer un tratamiento de conductos y evaluar el remanente dental para así poder determinar la mejor estrategia restaurativa que permita restituir el tejido dental coronal perdido<sup>1</sup>. El objetivo de realizar un tratamiento de conductos es eliminar la pulpa, limpiar y desinfectar el interior del conducto, eliminando todos los restos de bacterias mediante procesos químicos y mecánicos, para finalmente llenar

esta cavidad con un material que provea un adecuado selle en la porción apical de la raíz y prevenga la migración bacteriana hacia la zona periapical<sup>2</sup>. Por lo mencionado anteriormente y para mejorar el pronóstico del diente, se recomienda evaluar con cuidado el tejido coronal remanente para así determinar el tipo de restauración a utilizar. Si el diente ha perdido gran parte de su estructura coronal será necesario hacer un retenedor intra radicular antes de realizar la restauración definitiva. Para el éxito clínico del diente debemos tener en cuenta un adecuado efecto ferrule, el cual se traduce en tener al menos 2 mm de estructura dental por encima del margen gingival en toda su circunferencia (en sus 360°), con un grosor de al menos 1mm, con el fin de mejorar el comportamiento biomecánico y disminuir el riesgo a la fractura, logrando así mayor longevidad en las restauraciones al contrarrestar las fuerzas de palanca funcionales y las fuerzas laterales ejercidas durante la función masticatoria<sup>4 5</sup>.

Se han propuesto diferentes materiales y sistemas de fabricación para la rehabilitación de dientes tratados endodónticamente; aquellos que copian la anatomía del conducto radicular serán denominados de acá en adelante núcleos y aquellos que vienen prefabricados con diámetros preestablecidos serán llamados postes. Los núcleos pueden ser realizados en metal o en resina y dependiendo de su material podrán ser de manufactura directa o indirecta; mientras que los postes (sin importar el material en el que estén hechos) siempre serán de uso directo<sup>6</sup>. La ventaja que tienen los núcleos sobre los postes radica principalmente en su fidelidad con la anatomía individual de cada caso, lo cual mejora su comportamiento biomecánico ante la función masticatoria. Los postes por otro lado, al no copiar la

anatomía de cada caso, producirán un GAP entre el retenedor y el diente, el cual será llenado por el agente cementante y al entrar en función se producirán fallas adhesivas y cohesivas<sup>7</sup>. No obstante, a través de los años en los núcleos colados se ha visto una estrecha relación entre las fracturas radiculares y el material de elaboración de este, encontrando que a medida que el módulo de elasticidad de los retenedores era mayor, la tendencia a la fractura incrementaba. Por esta razón ha surgido la necesidad de evolucionar en los materiales en los cuales se fabrican este tipo de retenedores, para lograr una aproximación mayor al módulo de elasticidad de la dentina y con ello disminuir las fracturas radiculares<sup>8</sup>. Adicionalmente con el auge de las restauraciones modernas libres de metal, el uso de núcleos colados en dientes anteriores se ha convertido en un factor negativo que condiciona la estética de estos casos, razón por la cual ha surgido la necesidad de encontrar nuevos materiales para la elaboración de estos retenedores. Alternativas como el disilicato de litio y la fibra de vidrio en bloques o discos para el diseño y la manufactura asistida por computador, podría ser una opción que contribuiría a la mejora de las fallas mencionadas anteriormente, ya que son materiales que presentan módulos de elasticidad menores a los encontrados en los metales, además de tener alta resistencia a la compresión y propiedades ópticas similares a la de los tejidos dentales<sup>9</sup>.

Por lo mencionado anteriormente el objetivo de este estudio es determinar el comportamiento biomecánico de un incisivo central superior tratado endodónticamente y restaurado con retenedores intraradicales de fibra de vidrio y disilicato de litio al ser sometido a cargas compresivas.

## 1.5 MARCO TEÓRICO

### TRATAMIENTO DE CONDUCTOS

Es un procedimiento que se basa en la eliminación de la pulpa dental, retirando por completo el tejido que puede estar inflamado o necrótico, para finalmente rellenar o sellar la cavidad donde se alojaba, tras haber realizado un estricto proceso de desinfección y descontaminación para alcanzar o mantener un periapice sano y permitir preservar el diente en boca por un mayor periodo de tiempo<sup>10</sup>. La preparación e instrumentación de los conductos radiculares busca modificar la morfología, (respetando al máximo la anatomía interna original) de manera que los conductos adquieran una forma progresivamente cónica desde el ápice del diente hasta la cámara pulpar.<sup>11</sup>

#### **Paso a paso**

1. Efectuar una estimación aproximada de la longitud de trabajo sobre la radiografía preoperatoria.
2. Preparar la cavidad de acceso radicular en cada conducto.
3. Ajustar los topes de las limas según la longitud estimada. Es mejor restar unos 2 mm para compensar el efecto de magnificación de las radiografías y como margen de seguridad.
4. Se avanza con la lima hasta hallar la constricción apical. Si no se alcanza, se elige una lima de calibre inferior y se prueba de nuevo. En la mayoría de los conductos es aconsejable precurvar las limas para alcanzar la constricción. No se aconseja usar limas inferiores al calibre 15, para poder visualizarlas mejor en las

radiografías. Si se sobrepasa en exceso la longitud estimada, es mejor detenerse que sobre instrumentar.

5. Se toma una radiografía con la lima en posición. En los dientes multirradiculares hay que colocar un instrumento en cada conducto. Para evitar sobreposiciones es conveniente efectuar una proyección en ortorradial y otra como mínimo en disto o mesiorradial, desplazando el cono en uno u otro sentido unos 20-30°. El conducto que en la placa radiográfica se desplaza hacia el lugar desde donde se ha efectuado la proyección es el más alejado del cono, es decir, el lingual o palatino.

6. La valoración de la situación de la constricción apical se evalúa de forma cuidadosa, con la ayuda de una lupa de aumento. Por lo general, se considera apropiada una distancia del extremo de la lima hasta la superficie del ápice de 0,5 a 1 mm, incluso 2 mm para algunos autores<sup>12</sup>.

7. Habiendo establecido la medida de trabajo provisional, se introducen las limas con su respectivo tope en el interior de los conductos situando sus puntos de referencia y tomando una radiografía de conductometría, corroborando que se respete el margen de seguridad de 0.5 mm para luego registrar la medida de trabajo con su respectivo punto de referencia y así realizar el trabajo biomecánico, irrigando frecuentemente con hipoclorito de sodio entre lima y lima. Una de las técnicas a utilizar es la técnica "Step back", lo cual indica que la preparación del conducto se realizara desde la porción apical, lo que ayudara a dilatar de forma secuencial el conducto radicular con retrocesos escalonados progresivos de 1 mm, para atribuirle una conformación cónica de apical hacia cervical.

8. Al terminar la fase de preparación biomecánica se deben secar los conductos con puntas de papel, y luego introducir un cono principal verificando su correcto ajuste y retención mecánica, se toma la radiografía de cronometría.

9. Posteriormente verificado que el cono llegue a la longitud deseada se procede a realizar el sellado de los conductos con la técnica de condensación lateral, allí se procederá a llenar el cono principal con un cemento sellador y seguido a esto se colocaran más conos accesorios de gutapercha hasta llenar el conducto radicular.

10. Terminado este proceso se compactan los conos verticalmente con un condensador caliente en la entrada de los conductos con el objetivo de potenciar el sellado y se toma la radiografía final<sup>13</sup>.

Al realizar un tratamiento de conductos podemos enfrentarnos a tres escenarios clínicos diferentes, el primero sería la eliminación de una pulpa vital pero inflamada donde el objetivo es mantener la salud periapical existente y prevenir la enfermedad periapical; el segundo escenario sería la eliminación de una pulpa no vital asociada con la enfermedad periapical donde el objetivo es restaurar la salud de los tejidos perirradiculares, por lo tanto el objetivo general de este tratamiento es, prevenir o tratar la enfermedad periapical <sup>14</sup>. El tercer escenario sucede cuando se hace un retratamiento de conductos , al haber una persistencia de microorganismos en el periapice después de la obturación endodóntica<sup>15 16</sup>. El objetivo de este tratamiento no quirúrgico es aliviar los síntomas del paciente y restablecer los tejidos periapicales sanos después del fracaso de la terapia inicial mediante la eliminación del material del espacio del conducto radicular y la desinfección química de los conductos y su nueva obturación<sup>17</sup>.

En cuanto a la preparación quimio mecánica descrita anteriormente este es uno de los procesos más importantes para el éxito del tratamiento y su propósito es la eliminación los microorganismos del sistema del conducto radicular, eliminando el tejido pulpar que puede favorecer el crecimiento microbiano y evitar forzar los desechos más allá del foramen apical que pueden mantener la inflamación<sup>18</sup>. Byström y Sundqvist informaron que la instrumentación mecánica se ha considerado la fase más importante de la terapia del conducto radicular generando una reducción de 100 a 1000 veces en la carga bacteriana después de la instrumentación con limas manuales de acero inoxidable y el uso de irrigantes<sup>11</sup>.

Por lo tanto, la efectividad de la terapia endodóntica depende de la instrumentación y desinfección adecuada del conducto radicular, la eliminación sustancial de tejidos vitales y necróticos, y por último el sellado apropiado durante la obturación del canal. Los procedimientos de instrumentación y riego que utilizan técnicas quimiomecánicas son cruciales para la desinfección del conducto radicular<sup>19</sup>; ya que la dentina es un sustrato dinámico con una estructura orgánica compleja que está compuesto por 22% de una matriz orgánica, la mayoría de los cuales consiste en colágeno y una fase inorgánica de apatita carbonatada que contribuye considerablemente a las propiedades mecánicas de la dentina.<sup>20</sup>. La cual es un tejido permeable y esta propiedad es crucial porque permite el paso de sustancias o fluidos desde el interior a la superficie radicular y viceversa gracias a la estructura microscópica de los túbulos que permite la permeabilidad. Esta permeabilidad es fundamental en endodoncia porque admite también que el irrigante actúe dentro de las estructuras dentinarias, especialmente en casos de infecciones resistentes,

donde se ha encontrado que las bacterias pueden alojarse profundamente en los túbulos dentinarios donde varios factores pueden afectar la filtración de la dentina, como el grosor, la extensión de la dentina expuesta, el tamaño y el número de túbulos dentinarios. es importante tener en cuenta que, si un irrigante utilizado dentro del canal no se difunde a través de los túbulos, puede influir en su actividad antibacteriana, si están presentes microorganismos resistentes, es necesario combinar más de una solución para reducir al mínimo la infección y preparar el espacio pulpar para la fase de obturación. Hay varios irrigantes disponibles clasificados según su modo de uso los cuales se resumen en la tabla 1 <sup>21</sup>.

<b>Clasificación de los irrigantes</b>	
<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ <b>Agentes químicos / Disolución de tejidos:</b> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Hipoclorito de sodio</li> <li>• Dióxido de cloro</li> </ul> </li> <li>✓ <b>Antibacteriano:</b> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Clorhexidina</li> <li>• Fluoruro de plata diamina (SDF)</li> <li>• Triclosan y Gantrez</li> <li>• Peróxido de hidrógeno</li> <li>• Soluciones activadas electroquímicamente (ECA)</li> </ul> </li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Quelante:           <ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>ácido etilendiaminotetraacético (EDTA)</b></li> <li>• <b>Ácido cítrico</b></li> <li>• <b>Ácido maleico</b></li> </ul> </li> <li>✓ Quelante + Antibacteriano:           <ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>EDTAC</b></li> <li>• <b>MTAD</b></li> </ul> </li> <li>✓ Secado:           <ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>Alcohol</b></li> </ul> </li> </ul>

**Tabla 1:** Clasificación de los irrigantes.

Teniendo en cuenta la clasificación mencionada es importante considerar las cualidades deseables de un irrigante que incluyen la capacidad de disolver el tejido pulpar, eliminar la capa híbrida y una baja toxicidad al tiempo que proporciona un efecto bactericida y bacteriostático. Se han sugerido productos químicos diferentes como soluciones irrigantes eficientes para la desinfección del conducto

radicular. Entre ellos, El EDTA, este es un quelante, que se utiliza después de NaOCl como irrigante final. Esta solución es neutra y ligeramente alcalina, se usa generalmente como una solución al 17% o al 15%, aunque algunos estudios han sugerido que la solución al 5% e incluso al 1% es lo suficientemente fuerte para eliminar el smear layer. El EDTA solo afecta la porción inorgánica de la dentina y parte el smear layer (hidroxiapatita), para conseguir la eliminación completa del smear layer solo se puede lograr cuando se ha utilizado NaOCl antes del enjuague final con EDTA. Además este tiene poca o ninguna actividad antimicrobiana, aunque algunos estudios han indicado actividad antifúngica sin embargo, el EDTA debilita la membrana celular bacteriana sin destruir la célula, pero puede funcionar de manera sinérgica con otras sustancias químicas<sup>22</sup>.

El hipoclorito de sodio (NaOCl) es el irrigante más importante en el tratamiento del conducto radicular. Es la solución utilizada que puede disolver la materia orgánica en el canal. Por lo tanto, el uso de hipoclorito es de suma importancia para eliminar los restos de tejido necrótico y la biopelícula. Las excelentes propiedades solventes orgánicas de NaOCl le dan su efectividad antimicrobiana como agente irrigante, por otro lado es un irritante potencial de los tejidos periapicales, especialmente a altas concentraciones<sup>19</sup>. Se ha informado que algunos productos químicos utilizados para el riego endodóntico son capaces de causar alteraciones en la composición química de la dentina. Presentando efectos nefastos del NaOCl sobre la dentina mineralizada que se han relacionado con la pérdida de colágeno de la matriz de dentina rica en apatita que queda después del tratamiento con NaOCl, tales alteraciones son clínicamente relevantes para el éxito a largo plazo del tratamiento

del conducto radicular debido a que se ha asociado con una reducción del módulo elástico, la resistencia a la flexión de la dentina, afectando la capacidad de sellado de la raíz y la fuerza de unión de los materiales dentales<sup>20 23</sup>.

El hipoclorito de sodio se descompone en cloruro de sodio (NaCl) y oxígeno; la capa rica en oxígeno es un fuerte inhibidor de la unión de los cementos de resina a la dentina. Las burbujas de oxígeno en la superficie del cemento y la dentina interfieren con la penetración de los cementos de resina en los túbulos dentinarios. El hipoclorito de sodio causa la oxidación de varios compuestos en la matriz dentinaria, especialmente el colágeno. Los radicales derivados de las proteínas dentinales compiten con los radicales libres vinílicos producidos por la activación de la luz de las resinas, dejando incompleto el final de la cadena y sin terminar la polimerización, comprometiendo así la fuerza de unión del sistema adhesivo<sup>24</sup>.

Otro irrigante es el gluconato de clorhexidina (CHX) que se ha propuesto como un prometedor agente de irrigación para reemplazar el NaOCl durante la desinfección del conducto radicular y la instrumentación endodóntica, las propiedades antibacterianas de CHX se han demostrado ampliamente cuando se usa como tratamiento complementario a diferentes enfermedades orales. El CHX también tiene excelentes propiedades antisépticas, y su eficacia en el control químico de la biopelícula dental en pacientes con enfermedad periodontal ya ha sido probada<sup>19</sup>. Se usa en endodoncia como irrigante final después del EDTA, aunque CHX no disuelve la materia orgánica e inorgánica y, por lo tanto, no puede usarse como la única solución de riego, esta ataca la pared celular microbiana o la membrana externa dando como resultado la muerte del microbio. Sin embargo,

mata las bacterias mucho más lentamente que NaOCl; contra las bacterias del biofilm su efecto es igual o inferior a 1 y 2% de NaOCl y mucho más débil que 5 o 6% de NaOCl. Una de las ventajas como enjuague final después del EDTA es que no causa erosión de la dentina como lo hace NaOCl; por lo tanto, se puede considerar CHX al 2% para riego después de que se elimine la capa híbrida<sup>22</sup>.

Además, esta clorhexidina exhibe sustantividad a la dentina y, en consecuencia, puede presentar efectos antimicrobianos residuales durante días o semanas y ayudar a prevenir la reinfeción del conducto radicular, esto parece ser una ventaja importante sobre NaOCl, sin embargo, una desventaja importante de la clorhexidina es que carece de capacidad para disolver tejidos, que es uno de los beneficios obvios del NaOCl. Aunque CHX puede matar muchas bacterias, no puede disolver la biopelícula u otros desechos orgánicos. Es probable que el tejido orgánico residual debilite la calidad del sellado por el relleno permanente de la raíz, lo que requiere el uso de NaOCl como el principal irrigante durante la instrumentación. De hecho, un estudio demostró que la limpieza del conducto radicular con clorhexidina era inferior en comparación con la limpieza con NaOCl con y sin EDTA<sup>22 25</sup>.

### **Materiales de obturación del conducto:**

Los selladores de conductos radiculares deben ser capaces de producir una unión entre el material y la dentina radicular para prevenir fugas de manera efectiva, hay una amplia variedad de selladores de conductos radiculares disponibles comercialmente, sin embargo, no existe consenso sobre qué material sella con mayor eficacia<sup>26</sup>.

La obturación clásica del conducto radicular de un diente adulto maduro se basa en un sello hermético para evitar la recolonización microbiana del conducto radicular, esto se logra mediante una barrera compuesta de gutapercha y un sellador, que son impermeables al paso de fluidos<sup>27</sup>. Un sellador de endodoncia ideal debe tener actividad antimicrobiana para ayudar a eliminar los microorganismos que sobreviven dentro del sistema del conducto radicular después del modelado y limpieza quimiomecánicas y por lo tanto mejorar la tasa de éxito del tratamiento endodóntico<sup>28</sup>.

Actualmente el elemento de obturación más utilizado es la gutapercha, en sus diferentes variedades, con sus diferentes técnicas. Desde hace muchos años se ha utilizado este elemento de obturación por su gran adaptabilidad, fácil compresión, y alta capacidad fundente, cualidades que permiten desarrollar varias técnicas basadas en añadir a un cono principal de gutapercha, otros conos secundarios, así como también permitir que se puedan emplear conos únicos como elemento de relleno y también hacer posible su uso en forma semilíquida. La gutapercha se presenta de dos formas, la más utilizada es el tipo "beta", cuyo estado físico tiene la textura del caucho, y que se suministra en forma de conos estandarizados, esto permite a esta gutapercha adaptarse a la forma de los instrumentos de biomecánica. Según los diferentes proveedores, esta gutapercha se presenta comúnmente, dependiendo del diámetro, desde el número 15 al 140 y su color se puede observar en diferentes tonos de color rosa<sup>13</sup>.

Los selladores endodónticos han evolucionado y se han introducido nuevos materiales para el relleno del conducto radicular, Hwang J. y colaboradores en el

2015 evaluaron los diversos materiales y métodos de obturación del conducto radicular comparando la distribución del sellador con la pared del conducto y la resistencia a las fugas bacterianas, en este estudio se identificaron varios tipos de selladores como a base de resina epoxi, estos han demostrado ser superiores en cuanto a la capacidad de sellado del conducto radicular, y se informó que era gracias a su ligera expansión durante sus reacciones de fraguado, también se encontraron selladores a base de silicato de calcio que contiene MTA y se sabe que posee una biocompatibilidad favorable, actividad antimicrobiana y buena capacidad de sellado. Una última generación de materiales de obturación del conducto radicular reportada son a base de gutapercha termoplastificada como materiales centrales, en este estudio, el sistema de obturación exhibió la menor fuga bacteriana, la razón de este hallazgo es que se pudo haber mejorado la adaptación de la gutapercha a la pared del canal y el flujo del material fundido hacia los espacios irregulares del canal<sup>26</sup>.

Finalmente es importante mencionar los cementos selladores, los cuales tienen como objetivo sellar la interfase existente entre el material de la obturación y las paredes dentinarias del conducto radicular, con la finalidad de conseguir una obturación de este en las tres dimensiones del espacio, de forma hermética y estable. Los requisitos de un buen sellador incluyen ser pegajosos una vez mezclados para adherirse tanto al material como a las paredes de la dentina, que sea suficientemente radio opaco para poder visualizarse en las radiografías, no debe contraerse al endurecer o fraguar, debe ser bacteriostático, fraguar con suficiente lentitud para poder realizar la técnica de obturación con los ajustes

necesarios, insoluble a los fluidos, biocompatible y no debe ser mutagénico, ni carcinogénico<sup>13</sup>.

Estos se clasifican en función de su componente principal, entre ellos encontramos:

**Cementos basados en óxido de zinc y eugenol:** Estos son los más antiguos, la combinación de óxido de zinc con el eugenol ocasiona el endurecimiento de la mezcla por un proceso de quelación, formando eugenolato de zinc, el óxido de zinc se utiliza en la composición de numerosos preparados ya que presenta un ligero efecto de inhibición microbiana al mismo tiempo que un cierto efecto de protección celular.

**Cementos basados en resinas plásticas:** Son selladores creados con la finalidad de conseguir un preparado estable en el interior de los conductos radiculares.

**Cementos basados en hidróxido de calcio:** Se crearon con la intención de incorporar las buenas propiedades biológicas del hidróxido de calcio a los selladores evitando al mismo tiempo, la rápida reabsorción de esta sustancia, tanto en el peri-ápice como en el interior del conducto radicular.

**Cementos basados en ionómero de vidrio:** Su principal ventaja es su adherencia a la dentina, lo que determina un sellado del conducto de gran calidad. Sus principales inconvenientes son un tiempo de fraguado excesivamente rápido y la dificultad de retirarlo del conducto, ya que no se conoce ningún solvente para este.

**Cementos basados en silicatos y aluminatos cálcicos:** Son cementos basados en los componentes del agregado trióxido mineral (MTA), el polvo contiene silicato

tricálcico, aluminato tricálcico, silicato cálcico y aluminato tetracalcico en distintas proporciones, además de óxido de bismuto. El líquido es una solución de un polímero en agua o propilenglicol para facilitar su fluidez.

Definitivamente la elección del sellador depende de muchas variables y con frecuencia se basa en una preferencia del clínico, sin embargo es importante tener en cuenta algunos requisitos importantes para su elección como la biocompatibilidad y adecuado sellado corono radicular<sup>12</sup>.

## **REMANENTE DENTAL**

La restauración de dientes anteriores tratados endodónticamente puede representar un desafío clínico significativo dada la amplia variedad de opciones terapéuticas disponibles. El análisis preciso de la estructura dental remanente es fundamental en el proceso de diagnóstico, lo que lleva a la selección de la opción de tratamiento adecuada que permita restituir el tejido dental perdido<sup>29</sup>; ya que estos dientes tratados endodónticamente generalmente se debilitan como resultado de la pérdida de la estructura dental debido a caries, procedimientos restaurativos previos y preparación para el acceso endodóntico. La destrucción adicional de estos dientes se puede prevenir mediante una restauración protectora; los postes y núcleos son un tratamiento ampliamente utilizado para restaurar dientes estructuralmente debilitados, el objetivo principal del procedimiento es el reemplazo de la estructura dental perdida para facilitar el soporte y la retención de la corona<sup>30</sup>.

Como pauta clínica sugerida para la evaluación de los dientes pilares, el odontólogo debe utilizar la relación corona-raíz como uno de los factores clínicos relevantes

para determinar el pronóstico y posible rehabilitación definitiva ya que en la mayoría de los casos está directamente relacionada con la extensión de la pérdida de soporte periodontal esta idealmente, debería ser al menos 1: 1, una relación 2: 1 estaría contraindicada debido a que se generaría biomecánica desfavorable<sup>31</sup> Otra consideración a tener en cuenta al momento de la inserción de un retenedor intraradicular es la reconstrucción protésica, ya que el pronóstico de un diente tratado endodónticamente es mejor si se encuentra en un arco dental completo debido a la estabilización de los contactos proximales mesial y distal<sup>32</sup>. En el siguiente esquema se evidencia el pronóstico según las paredes presentes:

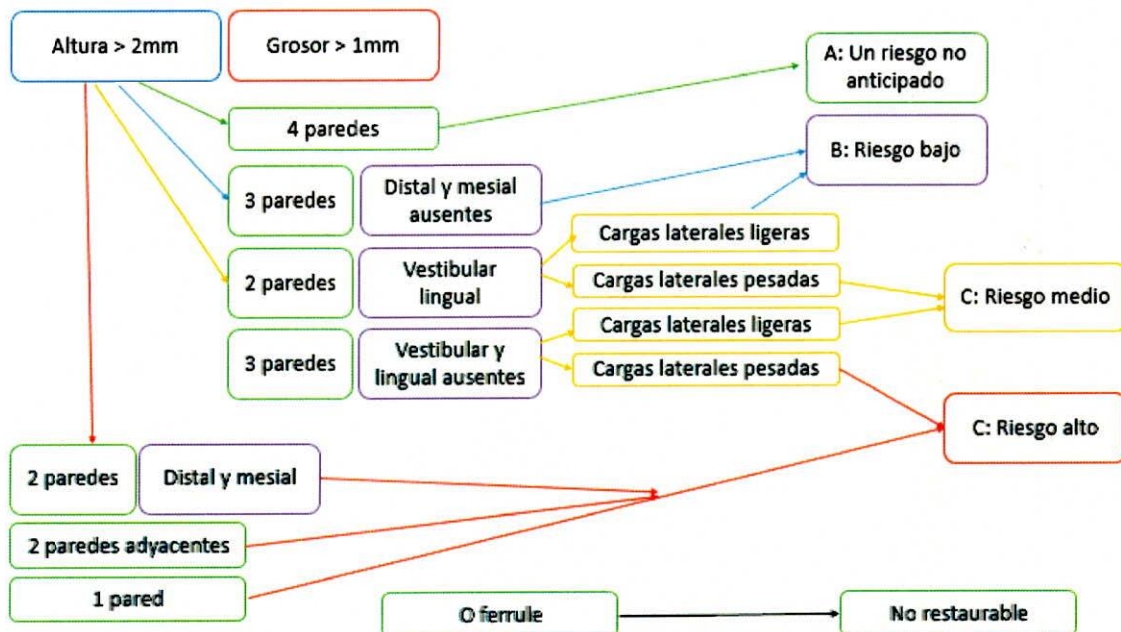


Figura 1: Análisis para evaluación de riesgos según las paredes presentes<sup>33</sup>.

Tener una altura de dentina suficiente es fundamental para un sistema restaurador estable, la altura del ferrule aumenta significativamente la resistencia a la fractura y el número de ciclos de carga antes del fallo. Se ha informado que la estructura dental vertical restante de 1.5 a 2.0 mm o incluso más proporciona un rendimiento superior a largo plazo, el grosor de la extensión coronal sobre el margen de la corona que se considera significativo, en la mayoría de los estudios consideran que una pared con un grosor  $\geq 1$  mm es aceptable desde el punto de vista terapéutico, aunque podría ser considerado demasiado delgado ya que tienden a fracturarse con mayor frecuencia con respecto a paredes de 2 o 3 mm de espesor, los autores proponen que se tomen y registren las mediciones de la estructura dental restante cuando se hayan completado todos los procedimientos de restauración y otros procedimientos de preparación dental, como el alargamiento de la corona<sup>29 34</sup>.

Por lo tanto, la preparación para los retenedores intraradiculares debe ser lo menos invasiva posible, se debe preservar al máximo las paredes de dentina con el objetivo de obtener un ferrule adecuado. El número de paredes y ubicación de la ferrule han demostrado un rendimiento superior de forma homogénea y circunferencialmente uniforme. Por lo tanto, es necesario proporcionar una ferrule de 2.0 mm al menos en las paredes vestibulares y linguales<sup>34</sup>.

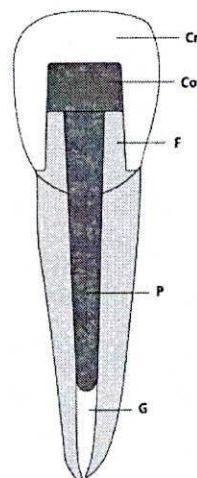
## **RETENEDOR INTRARRADICULAR**

Un retenedor intrarradicular es aquel elemento que se coloca dentro de la raíz de un diente para rellenar parte del conducto radicular y devolver parte de la estructura coronal perdida. Puede ser de diferentes materiales y está indicado para restaurar

dientes tratados endodónticamente que no tienen suficiente tejido dental remanente en la porción coronal<sup>35 36</sup>. Es muy importante entender que los retenedores no fortalecen ni refuerzan la estructura dental, simplemente complementa el tejido dentario perdido, ya que la cantidad de estructura dental residual y del hueso alveolar circundante, son los encargados de proveer al diente sus características de resistencia y fortaleza. Por lo tanto, un retenedor debe integrarse al diente para permitir una correcta distribución de cargas al momento de funcionar<sup>37</sup>.

Al momento de elaborar un retenedor intra radicular, primero que todo se debe evaluar su longitud, siendo esta importante para mejorar su retención dentro del conducto radicular, ya que, al haber mayor área de contacto con las paredes de dentina, menor probabilidad de descementación va a existir. Adicionalmente se debe garantizar que la porción apical del retenedor esté infra ósea, con el fin de mejorar el comportamiento biomecánico y disminuir el riesgo de fractura radicular. No obstante, siempre se debe garantizar un remanente apical de gutapercha de 4-5mm, para no comprometer el éxito del tratamiento. Otro factor crucial es el grosor del poste, ya que el tener retenedores demasiado anchos podría ser un factor coadyuvante para el fracaso de tratamiento por fractura dental, ya que, si las paredes remanentes son muy delgadas, aumentará la fragilidad y al ser sometido a cargas funcionales, posiblemente falle por tener un grosor excesivo. Sin embargo, este factor está muy ligado a la anatomía individual de cada conducto y a cómo se realizó el tratamiento de conductos y la respectiva desobturación <sup>35 38</sup>. Por lo tanto, el tamaño de la raíz y la morfología del conducto radicular son factores cruciales en la selección del diámetro de poste<sup>39</sup>.

Por último y no menos importante debemos tener en cuenta la estructura coronal, la cantidad de estructura dental presente es más importante que el material en el cual está hecho el retenedor intraradicular<sup>40</sup>. Por este motivo preservar la mayor cantidad de estructura intacta y mantener el tejido cervical para crear un efecto ferrule se consideran cruciales para optimizar el comportamiento biomecánico del diente restaurado. En el artículo de revisión de Jelena Juloski y colaboradores encontraron que a mayor altura del remanente dental, mejor era el comportamiento biomecánico ante cargas estáticas y menor era la probabilidad de fracturar la raíz, por lo que recomiendan contar con un efecto ferrule de 2 o 3mm<sup>41</sup>.



**Figura 2:** Dibujo esquemático de un diente tratado endodónticamente restaurado con un sistema de poste y núcleo y una corona. Co: núcleo; Cr: corona; F: dentina que se extiende coronal desde el margen de la corona proporcionando una férula; G: gutapercha restante; P: poste<sup>41</sup>.

El uso de estos retenedores intrarradiculares para restaurar un diente cuya corona natural está comprometida no es un tratamiento dental reciente, en la era Tokugawa (1603 a 1867), los japoneses usaron restauraciones dentales de madera al interior del conducto radicular pero estas fracasaron debido a la falta de resistencia y a la

absorción de humedad del medio bucal, aumentando el volumen del poste, posteriormente fracturando la raíz, seguido a esto Pierre Fauchard en su libro, *The Surgeon-Dentist*, publicado en 1728, describió una técnica mediante la cual se utilizó un poste de plata para retener una corona de diente natural o una corona de marfil en una raíz, en 1876, se introdujo la corona de collar de porcelana y oro de Richmond y se modificó a través de los años para convertirse en un retenedor y corona de una sola pieza<sup>7</sup>. En 1907, WH Taggart "Introdujo la técnica de cera perdida" por lo cual fue posible colar metales pudiendo así emplearlos en los postes que irían al interior de los conductos radiculares, creando de esta manera los núcleos colados<sup>42</sup>, que daban mayor resistencia y no sufría cambios a la humedad. Estos núcleos se empezaron a utilizar a partir de los años 50, posibilitando de esta manera colocar el poste como una restauración independiente de la corona<sup>43</sup>. Ya en 1966 se pusieron en uso postes prefabricados y núcleos de resina compuesta. usando postes compuestos a base de resina reforzada con fibra que se usan con la acumulación de compuesto a base de resina unida. Sin embargo, en respuesta a la solicitud de postes en zonas de alta demanda estética Duret y colaboradores, en 1990 describió un material no metálico para la fabricación de postes basado en el principio de refuerzo de fibra de carbono<sup>40</sup>. De manera general los retenedores pueden clasificarse de diferentes formas una de ellas es según su material de fabricación como se muestra en la tabla 1<sup>13</sup>:

<b>Clasificación de los materiales para fabricación de postes</b>	
<b>Aleaciones metálicas</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Acero inoxidable</li> <li>✓ Cromo níquel</li> <li>✓ Cromo-cobalto-níquel</li> <li>✓ Oro platinado</li> <li>✓ Platino-iridio</li> <li>✓ Titanio y aleaciones de titanio</li> </ul>
<b>Plásticos</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Calcinables</li> <li>✓ No calcinables</li> </ul>
<b>Plásticos reforzados con fibras</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Postes no estéticos (oscuros): Carbono</li> <li>✓ Postes estéticos:</li> <li>✓ Según el color y transmisión de luz</li> <li>✓ Según el tipo de fibras que contiene <ul style="list-style-type: none"> <li>• Sílice o cuarzo</li> <li>• Vidrio</li> </ul> </li> <li>✓ Postes y muñones de composites laminados (fibras de polietileno)</li> </ul>
<b>Postes y muñones de materiales cerámicos</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Muñones cerámicos prefabricados</li> <li>✓ Postes de zirconio</li> <li>✓ Muñones de cerámica indirectos (de laboratorio)</li> <li>✓ Reconstrucciones directas(clínica) con la técnica cad-cam.</li> </ul>

**Tabla 2:** Clasificación de los materiales para fabricación de postes<sup>13</sup>.

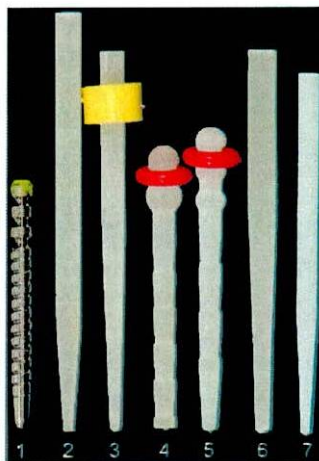
Los postes de óxido de zirconio se pueden usar para reconstruir el muñón con resina una vez cementado. Desde el punto de vista mecánico son tan rígidos como los metálicos por lo que no son tan recomendados en dientes que se someten a fuerzas de cizalla como los dientes anteriores<sup>35</sup>.

Teniendo en cuenta la clasificación mencionada anteriormente los núcleo se pueden elaborar con dos técnicas: Directa e indirecta, la técnica directa en la cual el conducto es copiado y la parte coronal tallada directamente en la boca y la técnica indirecta que exige el copiado de los conductos y la porción coronaria remanente

con material de impresión, obteniendo un modelo sobre el cual los muñones son realizados directamente en el laboratorio<sup>44</sup>. También se pueden clasificar según su fabricación en: anatómicos y prefabricados, los postes anatómicos han sido los más empleados a lo largo del tiempo, la fabricación de estos es de manera manual, el modelo base es obtenido de resina acrílica autopolimerizable y este es colado en una aleación metálica mediante el procedimiento de cera perdida, puede ser fabricado con aleación de oro, plata-paladio o una aleación de metal base como el níquel-cromo (Ni-Cr)<sup>45</sup>. Entre los postes no metálicos se pueden distinguir los postes de resina epoxi reforzados con fibras de carbono (constituidos 64% de fibra de carbono longitudinales y 36 % matriz epóxica), los postes de resina de epoxi o metacrilato reforzados con cuarzo o fibras de vidrio y los postes reforzados con fibra de polietileno<sup>46 47</sup>.

Como se observa en la tabla 1, los postes se pueden fabricar en diferentes materiales como lo son aleaciones metálicas, plásticos, plásticos reforzados con fibra y postes-muñones de materiales cerámicos. Además los postes se pueden encontrar en diferentes formas: paralelos con la superficie dentada, paralelos con la superficie lisa, paralelos con roscas, cónicos con la superficie dentado, cónicos con la superficie lisa y cónicos con roscas<sup>48</sup>. El comportamiento mecánico depende de la combinación de la forma y el material utilizado en el poste. Los postes paralelos dentados son los más retentivos de los postes metálicos prefabricados, el poste roscado entra en contacto de forma atornillada dentro del conducto radicular provocando mucho más estrés a las paredes de la raíz, lo cual unido al medio cementante generaba mayor tasa de fracturas verticales, por este motivo fue

descontinuado<sup>49 48</sup>. Seguido a esto se diseñaron los postes cilíndricos que daban como resultado un espacio del poste que no corresponde a la forma de la raíz, ya que estos generaban un ángulo agudo en la parte apical creando un efecto de palanca con riesgos de fractura en esta zona<sup>50</sup>. Posteriormente surgieron los postes cónicos que son más gruesos hacia cervical y más delgados hacia apical, tienen beneficios que incluyen una mínima preparación del canal radicular, estos buscan acompañar la forma del diente ahorrando tejido, aunque perdiendo algo en capacidad retentiva<sup>7</sup>. Los podemos encontrar comercialmente lisos o con estrías las cuales aumentan la retención no solo del cemento sino también del resina para muñones<sup>13</sup>. En cuanto a la superficie pueden ser activos o pasivos, los postes activos presentan fijación activa a la dentina a través del sistema de rosca o por la resiliencia de la dentina durante su inserción suelen ser metálicos induciendo al estrés en la instalación y la función estando los esfuerzos concentrados alrededor de las roscas que se fijan a la dentina. Los postes pasivos no presentan anclaje en la dentina, manteniéndose en posición a través de la cementación o adhesión<sup>47</sup>.



**Figura 3:** Ejemplos de postes prefabricados actualmente disponibles: 1. Tenax (Coltene); 2. Poste de fibra GC (GCCo.); 3. Poste de fibra RelyX (3M ESPE); 4.

Parapost Fiber Lux (Coltene); 5. Parapost Taper Lux (Coltene); 6. Poste blanco (FGM); 7. Rebuilda Post (VOCO GmbH)<sup>48</sup>.

Las ventajas de los núcleos colados son su retención intraradicular. Dentro de sus desventajas se encuentran el estrés concentrado en el área apical del núcleo en la raíz restaurada ya que los postes metálicos tienen altos módulos elásticos en comparación con los de la dentina, esto podría aumentar los riesgos de fractura radicular y falla catastrófica.<sup>51,52</sup>

Las ventajas de los postes prefabricados son su facilidad de uso, estética, disminución de costos y disminución de sesiones clínicas ya que permite realizar la restauración en una sola visita. Un objetivo principal en odontología al restaurar dientes tratados endodónticamente es utilizar materiales fisicoquímicamente homogéneos libres de metales que tengan propiedades físicas similares a las de la dentina, como los postes prefabricados.<sup>53,54</sup> Otra ventaja del poste es que este es capaz de transformar las fuerzas transversales (de oclusión y de traumatismos) peligrosas para el diente, en fuerzas axiales, siendo mejor soportadas. Así pues, en muchas situaciones clínicas, un poste intrarradicular puede ser de gran ayuda para evitar la fractura del diente<sup>13</sup>. Dentro de las desventajas de los postes prefabricados esta la preparación adicional requerida en el conducto radicular, eliminando la dentina dentro del conducto radicular, especialmente el extremo apical de la raíz; la unión a la dentina intrarradicular es un desafío debido a la complejidad y sensibilidad de la técnica.<sup>55</sup>

Estos postes prefabricados están compuestos por fibras dispuestas longitudinalmente a lo largo del poste. Las fibras tienen un diámetro que oscila entre

6 micras y 12 micras el cual no debe ser mayor que un tercio de la raíz en la unión cemento-esmalte ya que al aumentar el diámetro se producira mayor estrés; están silanizadas y rodeadas por una matriz de resina que rellena los espacios existentes entre las fibras (resina epoxi u otro polímero de resina como Bis-Gma o Udma) y constituyen el 40-60% del volumen del poste. Las fibras son las responsables de la resistencia a la flexión, mientras que la matriz de resina es la que aporta resistencia a la compresión y puede interactuar con los monómeros funcionales contenidos en los cementos adhesivos <sup>35 48</sup>.

Además de sus propiedades estéticas superiores, menor eliminación de la dentina y la capacidad de unirse a la dentina con resinas adhesivas. los postes de fibra de vidrio no provocan corrosión metálica o reacciones alérgicas, y pueden eliminarse fácilmente de los conductos radiculares en caso de falla endodóntica<sup>56</sup>. Aunque la mayoría de las fallas relacionadas con el enfoque de postes de fibra de vidrio es la descementación causada en aquellos conductos excesivamente amplios, donde la capa de cemento tendría un espesor mayor<sup>7 50</sup>. Por este motivo en el 2001 se introdujo la técnica de postes anatómicos, que consiste en personalizar el poste de fibra de vidrio prefabricado a través del moldeo del conducto radicular con la aplicación directa de resina compuesta, al aumentar la adaptación del poste a las paredes del conducto radicular permitiendo formar una capa delgada de cemento de resina y así proporcionar condiciones favorables para retener el poste mientras se reduce el riesgo de falla<sup>57</sup>. De esta forma la combinación del poste prefabricado y la resina compuesta servirá como sustituto de la estructura dental perdida<sup>58 59</sup>.

Según algunos autores, la incidencia de fracturas de postes de fibra es menor y las tasas de supervivencia y éxito son más altas en comparación con los dientes restaurados sin poste o con núcleo. Los postes y núcleos se han utilizado tradicionalmente debido a su alta resistencia mecánica y al ajuste deseable en el canal radicular. Sin embargo, los dientes restaurados por tales sistemas pueden mostrar fracturas oblicuas/horizontales más frecuentes en el tercio medio de la raíz, o fracturas de raíz vertical causadas por una mayor concentración de estrés en la región apical del poste y una diferencia en el módulo elástico entre dentina y metal<sup>60</sup>. Esta ventaja de los postes se debe a que la resina se une al poste conformando una sola restauración y por ello su comportamiento es mejor y para mejorar los valores de adhesión de los postes a la resina se debe realizar arenado a los postes evitando sobrearenar la superficie, no es necesario aplicar silano para mejorar la unión a las fibras o al relleno sin embargo, si es necesario aplicar adhesivo a la superficie del poste ya que es la única manera de poder aprovechar la microrretención superficial.<sup>61</sup>

Razón por la cual la elección del tipo de poste se hará siempre en función del tipo de carga a la que se va a estar sometido el diente a restaurar. Ya que existe una clara diferencia entre los dientes posteriores y los dientes anteriores. Los dientes posteriores reciben fuerzas principalmente de tipo axial, compresivo, mientras que los dientes anteriores reciben sobre todo fuerzas horizontales de tipo torsional. En un diente posterior el poste va a estar sometido a cargas compresivas y no deberá flexionar, en cambio en un diente anterior el poste sometido a fuerzas horizontales-torsionales deberá flexionar y acompañar al diente en la flexión<sup>35</sup>.

Por lo tanto, en las últimas décadas, los postes prefabricados de fibra de vidrio se han utilizado como una alternativa a los núcleos, debido a las mejoras en las técnicas adhesivas y su módulos de elasticidad más cercano al de la dentina, lo que resulta en una disminución de la concentración de estrés bajo las fuerzas oclusales y evita fracturas catastróficas de la raíz<sup>60</sup>. Teniendo en cuenta lo mencionado anteriormente el material ideal para poste y núcleo debe tener propiedades físicas similares a la dentina tales como el módulo de elasticidad, la resistencia a la compresión y el coeficiente de expansión térmica. Además, los postes prefabricados no deben ser corrosivos y deben adherirse fácil y fuertemente a la dentina dentro de la raíz utilizando cemento adecuado para que todo el conjunto de retenedor intraradicular se parezca al diente original<sup>45</sup>.

Garoushi S. y colaboradores en una revisión de la literatura en el 2020 mencionaron que la resina reforzada con fibra corta (Short FRC) es una alternativa a los postes prefabricados y que este material se han desarrollado para reforzar las restauraciones de resina en los dientes tratados endodónticamente funcionando este material como una subestructura con diferentes orientaciones para mejorar la resistencia y tenacidad de la resina, incluyendo resina reforzada con fibra y resina con relleno de partículas. Los diferentes estudios demostraron que la subestructura de resina reforzada con fibra soporta la restauración de resina y sirve como una capa de prevención de grietas y que el espesor de la subestructura es importante ya que influye en el modo de falla y el mecanismo de detención de grietas. Además, los diferentes estudios llegaron a la conclusión que el short-FRC se puede utilizar

como un material de retenedores directos que resiste eficazmente las fuerzas oclusales<sup>62</sup>.

Un factor importante a tener en cuenta cuando se realizan postes son las propiedades físicas de las resinas utilizadas para la complementación intraradicular y coronal de dientes tratados endodónticamente. Las resinas fluidas tienen una resistencia a la flexión de 70-120 MPa y un módulo de elasticidad de 2.6-5.6 GPa; las resinas bulk fill tienen una resistencia a la flexión de 85-110 MPa y un módulo de elasticidad de 9.0-12 GPa y las resinas nanohíbridas tienen una resistencia a la flexión de 180 MPa y un módulo de elasticidad de 8-12 GPa.<sup>63</sup> Las resinas reforzadas con fibra tienen una resistencia a la flexión de 124 MPa y un módulo de elasticidad de 9.5 GPa, lo que lo hace un material adecuado para la rehabilitación de dientes tratados endodónticamente. Es importante señalar que todas las propiedades de las resinas de fibra dependen en gran medida de los parámetros microestructurales, como el diámetro, la longitud, la orientación y la carga de la fibra. Forster y col. en el 2017, estudiaron diferentes diseños de restauración de premolares tratados endodónticamente, y encontraron que la aplicación de resina reforzada con fibra corta en capas directas como poste y muñón en premolares tratados endodónticamente se comportó estadísticamente de manera similar en las condiciones estudiadas como dientes naturales<sup>64</sup>.

Asimismo, podemos encontrar fibra bidireccional reforzada con resina (FRC-Net) este material se utiliza cada vez más como alternativa restauradora adhesiva para postes y endocoronas, sus ventajas son mínima invasividad, su preparación más simple y sellado coronal óptimo, sus desventajas encontramos el riesgo asociado

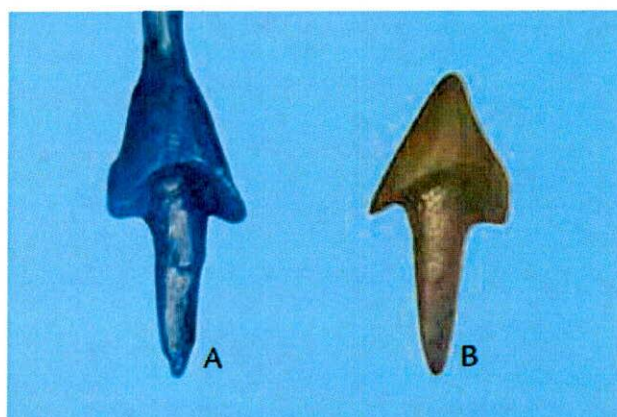
con estas restauraciones que puede resultar en una fractura vertical catastrófica, que a menudo conduce a la extracción del diente. Por último también podemos encontrar FRC formados individualmente, ya que como hemos mencionado anteriormente, a pesar del comportamiento biomecánico favorable de los postes de FRC prefabricados, también se ha debatido sobre los inconvenientes y sus deficiencias, uno de los autores de este artículo indicó que se deben usar postes prefabricados delgados en casos clínicos muy limitados porque no proporcionan soporte mecánico y capacidad de carga, aunque el material en sí mismo puede demostrar una resistencia adecuada en megapascales. En los diferentes artículos se demostró que los postes FRC formados individualmente tienen valores más altos de resistencia de adhesión a la dentina y menos microfiltraciones en comparación con los postes prefabricados, en resumen, parece que hasta la fecha un poste FRC grueso y corto hecho individualmente sería una alternativa biomecánicamente óptima<sup>62</sup>.

En consecuencia, por lo descrito anteriormente también podemos encontrar retenedores intraradicales cad-cam:

Con la introducción y el uso de las tecnologías cad/cam diseño y fabricación asistida por computador se pueden crear sistemas de postes y muñón coronal monolítico, que puede adaptarse de forma precisa a la morfología de la anatomía radicular, existe variedad de materiales que se puedan fabricar de manera cad/cam, sin embargo materiales que tengan un módulo de elasticidad similar al de la dentina, como la fibra de vidrio permite disipar mejor el estrés en el conducto radicular, estos

postes son mucho más gruesos comparados con el poste de fibra pre fabricados, lo cual se traduce en una mayor resistencia a las fuerzas masticatorias<sup>65</sup>.

Para la fabricación de los postes cad/cam existen métodos directos e indirectos, en el estudio de Liu y colaboradores, se realizó un patrón de cera preparado a partir de un modelo de yeso el cual presentaba espacio del poste, este se digitalizó para diseñar un modelo tridimensional del poste y el núcleo de fibra de vidrio<sup>66</sup>.

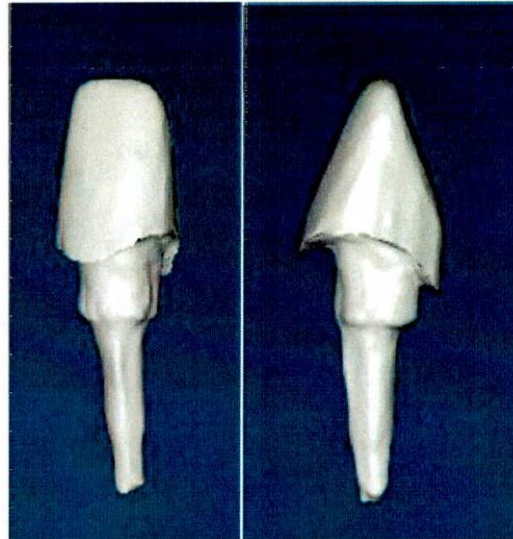


**Figura 4:** Poste y núcleo. A: patrón de cera. B: poste fresado y núcleo

Chen y colaboradores utilizaron impresiones de polivinilsiloxano con una técnica de impresión con siliconas de doble viscosidad de solo un paso, de acuerdo con las recomendaciones del fabricante, la silicona liviana se mezcló automáticamente mediante un sistema dispensador manual y se inyectó dentro y alrededor del conducto radicular, se insertó un pasador metálico para resistir la deformación cuando se retiró la impresión. Se realizaron moldes de yeso, los cuales se

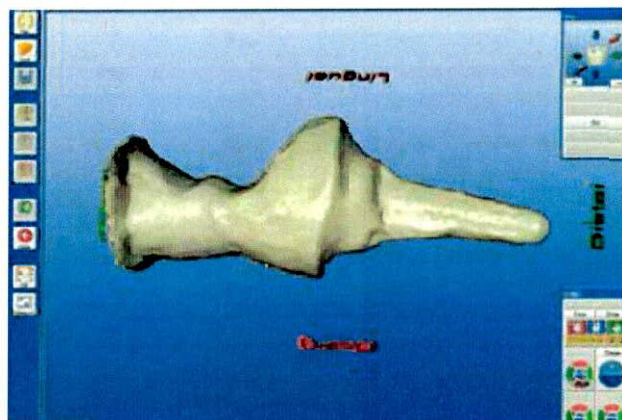
escanearon junto con las impresiones, los datos de múltiples vistas se alinearon y se dividieron utilizando el software del escáner para obtener el modelo virtual<sup>67</sup>.

**Figura 5:** Modelo virtual del núcleo personalizado (incisivo lateral) vista vestibular y



distal.

En un estudio de Bittner y colaboradores, se escanearon los patrones de resina acrílica para fabricar un poste y núcleo en zirconio cad/cam, los patrones se escanearon y se fresaron a partir de bloques de zirconio<sup>68</sup>.



**Figura 6:** Imagen del software después de escanear el patrón de resina acrílica.

La mayoría de los postes de fibra de vidrio son prefabricados, sin embargo, no se ajustan a los conductos radiculares, estos requieren la utilización de resina compuesta para anatomizarlos, sin embargo, con la ayuda de la tecnología cad/cam, se puede crear un sistema de núcleo y poste de fibra de vidrio como una estructura de una sola pieza que se ajusta a cualquier diente. Cuando se restaura una corona clínica severamente dañada con un amplio espacio para el poste, el poste de fibra de vidrio de una sola pieza se pueden adaptar bien y reducir el espesor de la capa de cemento, el módulo de elasticidad de la fibra de vidrio es similar al de la dentina, lo que limita el estrés, este es mucho más grueso en comparación con postes de fibra prefabricados, y se puede esperar que resista mucho más las fuerzas masticatorias, además la translucidez de este material es compatible con coronas de cerámica. Las principales desventajas del núcleo y poste de fibra de vidrio fabricados con cad/cam es su proceso de producción relativamente más complejo<sup>66</sup>.

La tecnología de fabricación cad/cam mejoró la retención del poste y los núcleos en el conducto radicular y permitió un flujo de trabajo digital completo en comparación con los postes prefabricados; Esta mejora se basa en que esta técnica genera una restauración sin interfaces a diferencia de los postes convencionales que presentan una interfaz con el cemento de resina. En un ensayo in vitro realizado por Rita y colaboradores en 2019 se evaluó el efecto de la técnica de fabricación CAD/CAM y el ciclo térmico en la fuerza de unión comparando materiales de resina reforzados con fibra y polímeros de alta densidad encontrando que los materiales de resina

reforzada con fibra se desempeñaron mejor que los polímeros de alta densidad en términos de resistencia a fallas adhesivas entre el poste y el cemento. La resistencia a la adhesión es significativamente mayor en los postes cad/cam en comparación con los postes prefabricados, destacando el hecho de que los postes adaptados anatómicamente aumentan significativamente la resistencia retentiva<sup>69</sup>.

En un estudio realizado por Pang y colaboradores en el 2018 se demostró que los postes de fibra de vidrio cad/cam ajustados al conducto radicular tienen mayor resistencia a la fractura y el modo de fractura es mucho más favorable y reparable para la restauración de canales radiculares que son excesivamente amplios, en cuanto al poste prefabricado con el conducto radicular hay una pobre adaptabilidad y se requiere una capa de cemento mucho mayor para llenar este espacio de separación, esto hace que se reduzca la resistencia a la fractura. Se pueden utilizar diferentes bloques de fibra de vidrio reforzados con resina Cam/Cam y su módulo de elasticidad es de aproximadamente 35 Gpa y su resistencia a la flexión de 1.100 Mpa<sup>56</sup>.

En otro estudio in vitro realizado por Dantas R y colaboradores en el 2020 que tuvo como objetivo comparar la resistencia a la fractura de los dientes tratados endodónticamente restaurados con postes de fibra de vidrio prefabricados y un poste experimental de fibra de vidrio mecanizado cad/cam en el cual se prepararon un total de 20 incisivos bovinos con coronas, se dividieron aleatoriamente en dos grupos y se sometieron a la prueba de resistencia a la fractura por compresión a una velocidad de 0.05 mm / min bajo un ángulo de 45° en una máquina de prueba universal hasta la fractura. Los resultados mostraron que la fuerza a la fractura fue

menor en el grupo de postes prefabricados (48.2 kgf) que en el grupo fresados por el sistema cad/cam (56.9 kgf). Este resultado está de acuerdo con otros estudios que han demostrado que los postes fresados por tecnología cad/cam tiene un futuro prometedor, sin embargo, se encontró que en el grupo de postes fresados existe una mayor incidencia de fractura radicular en comparación del grupo de prefabricados que tuvo mayor incidencia de fractura coronaria, se asume que el poste prefabricado tiene la capacidad de absorber el impacto y distribuir uniformemente la tensión a la dentina debido a la mayor flexibilidad del material, mientras que los postes experimentales debido a su mayor resistencia concentran mayores tensiones. Los postes de fibra desarrollados por tecnología cad/cam pueden aparecer como alternativa viable para restauraciones intrarradiculares de dientes tratados endodónticamente, no obstante, se deben realizar investigaciones futuras para definir la mejor disposición para la distribución de la fibra antes de la matriz en relación con el posicionamiento de la fresa, además de pruebas de resistencia que incluyen fatiga cíclica, ya que en la cavidad bucal las fallas ocurren por fatiga mecánica y no estática<sup>70</sup>.

Ruschel G y colaboradores en el 2018, evaluaron las propiedades de flexión de dos tipos de postes fresados cad/cam y establecieron que esta tecnología tiene un desarrollo prometedor, sin embargo, el método de fabricación y las variaciones en la pendiente de las fibras durante el fresado influyó en sus propiedades mecánicas, la falla de la superficie y la rugosidad, Los postes fresados verticalmente presentan pocas fibras incorporadas transversalmente en algunas regiones de la matriz de

resina, comprometiendo así la resistencia a la flexión, lo que requiere más estudios para corroborar su uso clínico<sup>71</sup>.

Bloques o discos de fibra de fibra de vidrio:

FIBER CAD- Post & core (Angelous): este es un compuesto de fibra de vidrio (70-80%) y resina epoxi (20-25%), está indicado para la fabricación de núcleos anatómicos y estéticos de fibra de vidrio por sistema cad/cam, su presentación es en discos y bloques. Este exhibe múltiples ventajas como una alta resistencia de 1000 Mpa, tres veces más que la carga de masticación normal, un aumento en la retención ya que su posición anatómica en el conducto asegura una alta adhesión del poste, módulo de elasticidad similar al de la dentina que disminuye los riesgos de fractura radicular, proceso de fabricación universal, muy similar al de un núcleo fundido y practicidad en el proceso de elaboración<sup>72</sup>.



**Figura 7:** Bloques y discos de fibra de vidrio FIBER CAD POST \$ CORE (Angelus)<sup>72</sup>.

Información técnica	
Densidad	2.15 g/cm <sup>3</sup>
Dureza Brinell	12-14 kg/mm <sup>2</sup>
Resistencia a la flexión	1100 MPa
Módulo de elasticidad	25 GPa
Coefficiente de expansión térmica (20-700°)	10x10 <sup>-6</sup> °C <sup>-1</sup>
Diámetro medio de las fibras	33 micras

**Tabla 3:** Información técnica de fiber cad post & core (Angelus).

TRILOR® BLANKS: Compuesto de fibra dental de alta tecnología, desarrollado por la compañía Bioloren este es un nuevo material compuesto de fibra de alta tecnología que consiste en una matriz de resina epoxi y un refuerzo de fibra de vidrio multidireccional. Las estructuras compuestas de fibra epoxi se han convertido en el material de elección en los autos de carrera, aviones y muchos otros campos donde una combinación de alta resistencia, bajo peso, y resistencia a la fatiga son requisitos clave. Este material es registrado por la FDA para el mercado de EE. UU. y tiene la marca CE para Europa, están disponibles como discos y bloques para una amplia gama de sistemas de fresado<sup>73</sup>.

Datos técnicos de TRILOR®	
Color	Blanco
Resistencia a la tracción	340 Mpa
Resistencia a la flexión	540 Mpa
Resistencia a la compresión	530 Mpa
Módulo de elasticidad	26 Gpa
Absorción de agua	No soluble en agua

**Tabla 4:** Datos técnicos de Trilor® <sup>73</sup>.

One core®: Es un disco de fibra de vidrio reforzado para la técnica cad/cam, que puede ser fresado en condiciones húmedas o secas para postes anatómicos <sup>74</sup>.

Datos técnicos ONE CORE®	
Descripción	Es un material compuesto de fibra reforzada idéntico a los postes de fibra de vidrio.

	El nivel de radiopacidad es 200% (ISO 4049: 2009) Disc Ø 98 mm, grosor 16 mm ONECORE® Ø 14 mm, altura 16 mm
<b>Indicación</b>	Es un material para incrustación de núcleo en caso de restauración de dientes desvitalizados.
<b>Contraindicación</b>	Cuando la estructura coronal del diente es inferior a 1,5 mm <sup>74</sup> .

**Tabla 5:** Datos técnicos de One core®<sup>74</sup>.

## DISILICATO DE LITIO

El disilicato de litio es “Una vitrocerámica de resistencia media caracterizada por una red de tetraedros de silicato ( $\text{SiO}_4$ ) que rodean principalmente cristales de disilicato de litio ( $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ )”<sup>75</sup>. Este se clasifica como vitrocerámica, en la clase de materiales de vidrio rellenos de partículas<sup>76</sup>. Las cerámicas de vidrio o vitrocerámicas son mucho más resistentes, pero también tienen una menor translucidez en comparación con la porcelana, el refuerzo y endurecimiento de estas se consigue mediante un proceso de ceramización, en el que los cristales se precipitan bajo tratamientos térmicos controlados a partir de vidrio homogéneo a través de los procesos de nucleación y crecimiento<sup>77</sup>.

Estas se introdujeron en el mercado en los años 90 con la formulación comercial denominada “IPS Empress 2” (Ivoclar Vivadent), estaba compuesto de disilicato de litio al 65% en volumen, pequeños cristales ( $3\text{-}6\ \mu\text{m} \times 0,8\ \mu\text{m}$ ) insertado en una matriz de vidrio, con una porosidad del 1 % en volumen, representando valiosas características mecánicas (resistencia a la flexión: 350 MPa; tenacidad a la fractura (KIC):  $3,3\ \text{MPa}\sqrt{\text{m}}$ ; temperatura de extrusión por calor:  $920^\circ\ \text{C}$ ; coeficiente de expansión térmica (CTE):  $10,6 + 0,25\ \text{ppm} / ^\circ\ \text{C}$ ). En 2005 se comercializó una nueva

formulación de disilicato de litio (LS<sub>2</sub>) como "IPS e.max Press" (Ivoclar Vivadent), que presenta propiedades mecánicas y ópticas mejoradas, resistencia a la flexión: 370–460 MPa; tenacidad a la fractura (KIC): 2,8–3,5 MPa√m), mucho mayor que las cerámicas de vidrio más antiguas, el alto rendimiento mecánico de este material se debe, por un lado, a una distribución estratificada y estrechamente entrelazada de los cristales de disilicato alargados, lo que dificulta la propagación de grietas a través de los planos y, por otro lado, a un desajuste entre los coeficientes de expansión térmica de los cristales de LS<sub>2</sub> y la matriz vítrea, de modo que esta última induce un esfuerzo compresivo tangencial alrededor de los cristales. Además de una excelente biocompatibilidad y altas propiedades mecánicas, el LS<sub>2</sub> presenta muy buenas características estéticas, especialmente en lo que respecta a la translucidez, que es aproximadamente un 30% más alta que la zirconia convencional. Además, para la presencia de sílice, este es una cerámica sensible a los ácidos, por lo que se espera una alta fuerza de adhesión al sustrato, debido a los mecanismos de unión tanto micromecánicos como químicos<sup>76</sup>.

Estas cerámicas de vidrio IPS e.max vienen en 2 formas, Press y CAD, lo que refleja las diferencias en las condiciones de procesamiento, las pastillas de IPS e.max Press se presan con calor a 920° centígrados durante 20 minutos, los lingotes de IPS e.max CAD se tratan primero térmicamente para formar las vitrocerámicas intermedias de metasilicato de litio, que son más fáciles de mecanizar, estas vitrocerámicas se calientan luego a 840° centígrados durante 7 minutos, durante los cuales la vitrocerámica de metasilicato de litio se transforma en una vitrocerámica de disilicato de litio químicamente más estable y estéticamente agradable, el

disilicato de litio prensado y CAD tienen una matriz de vidrio que contiene 70% de cristales alargados en forma de aguja, en el prensado, los cristallitos tienen un tamaño de 4  $\mu\text{m}$  de largo y 0,6  $\mu\text{m}$  de ancho y están alineados perpendicularmente a las superficies externas, mientras que en el grado CAD los cristallitos tienen 1  $\mu\text{m}$  de largo y 0,4  $\mu\text{m}$  de ancho y están orientados de manera más aleatoria. Este disilicato prensado tiene una tenacidad ligeramente más alta debido a la mayor resistencia a la propagación de grietas por parte de los cristales más grandes. Sin embargo, también tiene una resistencia ligeramente menor porque estos mismos granos introducen fallas iniciales más grandes en la estructura<sup>77</sup>.

Indicaciones: Actualmente se utilizan para fabricar restauraciones dentales de unidades únicas y múltiples, que incluyen: carillas delgadas 0.3 mm, carillas oclusales, inlays, onlays, incrustaciones, coronas anteriores/posteriores y prótesis parcial fija de 3 unidades<sup>78</sup>.

Métodos de fabricación: Hay dos protocolos completamente distintos recomendados con respecto a las técnicas de procesamiento disponibles para su fabricación: La técnica de inyección donde se realiza la fundición a través de la técnica de cera perdida; y otro basado en los principios actuales de la odontología digital utilizando sistemas cad/cam (Diseño asistido por computador/Mecanizado asistido por computador), que presenta ventajas de alta precisión, eficiencia y precisión que han reducido el tiempo de procesamiento<sup>79</sup>.

El disilicato de litio tienen buena capacidad de prensado y su proceso es por medio de calor o por inyección en moldes refractarios utilizando la técnica de cera perdida. Su alta resistencia mecánica en estas vitrocerámicas se debe a la microestructura

entrelazada y en la forma de los cristales. Se caracterizan por granos de alta cristalinidad y relación de aspecto, que promueven la formación de puentes y dificultan la propagación de grietas. La cristalinidad de estos materiales depende de factores, como el historial térmico, los aditivos, los agentes nucleantes y la composición química. Las desventajas de esta cerámica se relacionan principalmente con su fabricación. En el caso de utilizar el método de cera perdida para producir una restauración dental, la viscosidad no se ajusta fácilmente, lo que complica el flujo de disilicato de litio. Además, como reacciona con materiales de inversión, la fundición es un problema. Ocasionalmente, la temperatura de sinterización aumenta, lo que dificulta la homogeneidad cuando se agregan pigmentos u otros aditivos. Con esta falta de homogeneidad la microestructural puede afectar la translucidez de las restauraciones dentales. Las vitrocerámicas de disilicato de litio maquinadas exhiben propiedades diferentes a las cerámicas de vidrio prensadas en caliente debido a que los materiales de alta resistencia requerían equipos específicos para darles forma. Se necesitan tratamientos térmicos en dos etapas para producir estas vitrocerámicas<sup>80</sup>.

**Abrasividad y desgaste:** presenta propiedades bastante favorables que dependen en gran medida de las características superficiales de la restauración, cuando se pule con precisión, el material exhibe un conveniente comportamiento tribológico in vitro, siendo la abrasividad bastante cercana al esmalte.

**Biocompatibilidad:** Este material presenta una excelente calidad de respuesta de los tejidos blandos, este material exhibe altos niveles de biocompatibilidad, no solo debido a la baja retención de placa, sino también a la adhesión y proliferación de

células epiteliales humanas y fibroblastos gingivales humanos, particularmente cuando la superficie esta pulida.

Para adecuar el material a las necesidades de los procesos de producción CAD / CAM en el consultorio, se ha introducido otra técnica, basada en el uso de bloques parcialmente precristalizados (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent), que contienen tanto metasilicato de litio al 40% ( $\text{Li}_2\text{SiO}_3$ ) cristales y núcleos cristalinos de disilicato de litio ( $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ ); está disponible en diferentes tonalidades y grados de translucidez, según el tamaño y la densidad de los cristales. En la condición inicial, estos bloques azulados mecanizables muestran una dureza y resistencia moderadas (alrededor de 130 MPa); en consecuencia, son más fáciles de fresar, reduciendo al mismo tiempo el desgaste de los dispositivos de mecanizado, con evidentes ventajas durante los procedimientos en consulta. Después del fresado, el tratamiento térmico (840–850 ° durante 10 min) determina la cristalización completa del material: los metasilicatos de litio tienden a evolucionar para formar disilicatos de litio (70%), aumentando la resistencia a la flexión hasta  $262 \pm 88$  MPa con una tenacidad a la fractura de 2,5 MPa/m. En comparación con el e.max CAD, el disilicato de litio prensado en caliente presenta mejores propiedades mecánicas, como mayor resistencia a la flexión (440 MPa) y resistencia a la fractura (2,75 MPa/m - IPS e.max Press, Ivoclar Vivadent)<sup>79</sup>.

Varios estudios evaluaron la adaptación de restauraciones de disilicato de litio, fabricadas tanto en flujo de trabajo convencional como digital. Según la literatura más reciente, no existe una diferencia significativa en términos de precisión marginal

entre los procedimientos convencionales y totalmente digitales para la fabricación de coronas monolíticas de disilicato de litio. Además, algunos autores informaron que las coronas LS<sub>2</sub> prensadas en caliente realizadas a partir de impresiones convencionales con polivinilsiloxanos muestran un mejor ajuste que las coronas CAD-CAM producidas digitalmente<sup>81</sup>.

Material	Fase cristalina (% en volumen)	Módulo de elasticidad (Gpa)	Dureza (Gpa)	Tenacidad (Mpa*m <sup>1/2</sup> )	Fuerza
(IPS Empress 2)	65	96	5.5-6.3	2.9-3.2	306-420
(IPS e.max Press)	70	95	5.8	2.3	480
(IPS e.max CAD)	70	95	5.8	2.8	420

**Tabla 6:** Propiedades del disilicato de litio<sup>77</sup>.

Cerámicas de silicato de litio reforzadas con zirconio:

En los últimos años la continua investigación y el progreso en el campo de los materiales protésicos para aplicaciones dentales cad-cam han llevado a la introducción en el mercado de materiales prometedores como la cerámica de silicato de litio reforzada con zirconio, gracias a una estrategia alternativa para mejorar la translucidez: Una matriz vítrea que contiene una estructura cristalina homogénea hecha de cristales de silicato de litio, reforzada con cargas de circonio tetragonales ( Alrededor del 10% en peso) que permiten valores de resistencia superiores al disilicato de litio. la translucidez media más alta, junto con los valores adecuados de resistencia a la flexión biaxial, hacen que este material sea una opción adecuada para restauraciones estéticas de un solo diente mínimamente invasivas. Las

restauraciones muestran mayor translucidez y facilidad de pulido intraoral que los bloques feldespáticos y de disilicato, pero al mismo tiempo, exhiben una alta fragilidad. Hasta la fecha en lo que respecta a las propiedades mecánicas y el rendimiento clínico, los datos todavía son limitados, a menudo controvertidos, y de corto plazo, estas cerámicas altamente prometedoras necesitan más estudios, tanto in vitro como in vivo, para definir con precisión las propiedades físico mecánicas, las indicaciones clínicas, los límites y el rendimiento a largo plazo de dichas restauraciones<sup>76</sup>.

## **MODULO DE ELASTICIDAD**

El módulo elástico se define como la relación de la curva de tensión-deformación dentro del límite elástico, este valor medirá la rigidez de dicho material, sin embargo, cuando la carga aplicada supera este punto, se produce una deformación irreversible, que da como resultado una deformación permanente o plástica<sup>82</sup> Este describe la rigidez relativa de un material y por lo tanto, para lograr resultados óptimos, los materiales que se utilizan para restaurar los dientes tratados endodónticamente deben tener propiedades físicas y mecánicas similares a las de la dentina, deben poder unirse a la estructura dental y ser biocompatibles en el entorno oral<sup>83</sup>.

Es importante entender que la dentina es el tejido mineralizado más abundante en el diente humano, por lo tanto, el conocimiento de sus propiedades mecánicas es esencial para predecir los efectos de las alteraciones microestructurales debidas a la caries, la esclerosis y el envejecimiento en la resistencia dental. En odontología

clínica, el conocimiento de las propiedades de la dentina es importante para comprender los efectos de la amplia variedad de procedimientos de restauración dental que van desde el diseño de preparaciones hasta la elección de métodos de unión a través de los diferentes sistemas de retención dentro del canal radicular<sup>84</sup>.

La dentina mineralizada es relativamente rígida (10- 20 GPa). La elasticidad propia de esta tiene gran importancia funcional, ya que permite compensar la rigidez del esmalte, amortiguando los impactos masticatorios que varían de acuerdo con el porcentaje de sustancia orgánica y al agua que contiene. Teniendo en cuenta que la interfaz del poste y la dentina es el área crítica para la concentración de estrés, cualquier intervención dental que pueda conducir a una eliminación excesiva de la estructura dental sana puede aumentar el riesgo de fractura de la raíz. Los postes de fibra de vidrio han demostrado tasas de supervivencia satisfactorias a largo plazo debido a su módulo de elasticidad de 40 Gpa similar al de la dentina. no ocurre lo mismo con las opciones tradicionales (Postes colados y postes metálicos prefabricados), que presentan propiedades isotrópicas (Que no flexionarán, concentrando tensiones (estrés) en áreas determinadas) lo que se traduce en elevados índices de fractura radicular<sup>34</sup>.

La relación de Poisson se determina cuando un material está bajo carga axial como pruebas de tracción o compresión, se afirma que la tensión provoca deformación en una dirección axial. Sin embargo, la tensión lateral también ocurre. Luego, la fuerza de tensión da como resultado el alargamiento del material en la dirección axial y una reducción de la sección transversal. Por otro lado, la fuerza de compresión hace que el material aumente en la sección transversal y reduzca la longitud original. Si

estas reacciones ocurren en el límite elástico, la relación entre la tensión lateral y axial se denomina relación de Poisson. La relación de Poisson indica que la alteración en la sección transversal es proporcional a la deformación durante el rango elástico. Los materiales frágiles muestran poca reducción permanente en la sección transversal durante las situaciones de prueba de tracción que los materiales más dúctiles, este está comprendido entre 0 y 0.5, siendo su valor alrededor de 0.3 para gran parte de materiales, como el acero<sup>82</sup>.

Las propiedades mecánicas de los materiales fueron obtenidas de la literatura para la realización del estudio:

<b>Materiales</b>	<b>Módulo de elasticidad (Gpa)</b>	<b>Relación de Poisson</b>	<b>Referencia bibliográfica</b>
Dentina	18.6	0.31	85 30
Ligamento periodontal	0.0689	0.45	85 30
Hueso cortical	13.7	0.30	85 30
Hueso esponjoso	1.37	0.30	30
Gutapercha	0.00069	0.45	85 30
Fibra de vidrio	25	0.26	72 73
Cemento resinoso autoadhesivo (RelyX™ U200 Automix, 3M)	11.54	0.24	86
Disilicato de litio (IPS e.max CAD)	95	0.30	6 87
Disilicato de litio (IPS e. Max Press)	95	0,30	88

**Tabla 7:** Propiedades mecánicas de los materiales

## **CEMENTACIÓN**

Los cementos en odontología son aquellos materiales que mantienen unidos los materiales restaurativos al diente. Tienen dos objetivos importantes, los cuales son mantener en posición las restauraciones y evitar la microfiltración entre el material

cementante y el diente. Los mecanismos de retención de estos cementos se pueden dar por medio de tres formas diferentes; unión química, mecánica (fricción) y micromecánica, la retención de la restauración generalmente se logra mediante una combinación de dos o tres mecanismos, dependiendo de la naturaleza del cemento y el sustrato<sup>89</sup>.

El éxito clínico de las restauraciones se ve influenciado por el material cementante utilizado y estos han tenido un amplio desarrollo, uno de los cementos más antiguos y que se ha utilizado por más de 100 años es el cemento de fosfato de zinc, este tiene una amplia gama de aplicaciones que incluye la cementación de alecciones de fundición y de porcelana, la retención de las restauraciones se logra mediante enclavamiento mecánico y esta retención primaria está influenciada y depende en gran medida de la configuración de la preparación del diente, que limita las trayectorias de desplazamiento (No adherente). Este cemento es una mezcla de óxido de zinc en polvo y líquido de ácido fosfórico, tiene una acidez inicial de fraguado en su pH de menos de 2.0, lo cual puede causar sensibilidad durante y después de la cementación, el pH lentamente aumenta a 5.9 en 24 horas y a 7.0 a las 48 horas, su acidez es capaz de desmineralizar la superficie de la dentina y exponer las fibrillas de colágeno, sin embargo, no se puede producir una capa híbrida tradicional, porque el líquido ácido se segrega de las partículas que no son capaces de infiltrar los espacios interfibrilares. Este posee ventajas como su fácil manipulación, durabilidad clínica y bajo espesor de película que varía de 25 a 40 micras, sin embargo, sus desventajas incluyen baja dureza, falta de adherencia y una alta solubilidad a los líquidos bucales, lo que provoca la pérdida del cemento

necesario para una adecuada retención, estos cementos tienen una incapacidad de adherirse al diente, ya que su retención es de tipo mecánica<sup>89 90 91</sup>.

En 1968 se introdujeron los cementos de policarboxilato, estos utilizan el mismo polvo de óxido de zinc, pero el líquido es remplazado por un poliacrílico que es una solución ácida, para así mejorar la resistencia a la solubilidad en fluidos orales. Estos forman un enlace iónico con el esmalte y la dentina y tienen una mayor fuerza adhesiva que los cementos de fosfato de zinc, la adición de fluoruro a este cemento da como resultado un aumento de la resistencia y las propiedades anticariógenas, también tienen una resistencia a la compresión algo menor que la de los cementos de fosfato de zinc y son relativamente no tóxicos para los tejidos vitales<sup>92</sup>. Estos fueron los primeros cementos que mostraron adhesión química al diente, sin embargo, entre sus desventajas incluye su difícil manejo ya que es bastante pegajoso y viscoso, lo que dificulta el asentamiento de la restauración, la principal aplicación en la actualidad es la cementación de restauraciones provisionales a largo plazo<sup>93</sup>.

Seguido a esto se desarrollaron los cementos de ionómeros de vidrio que fueron reportados en la literatura científica a inicios de la década de los 70 por Wilson y Kent, estos cementos tienen una reacción química y su fraguado es por medio de una reacción ácido-base; estos cementos se adhieren al diente por la formación de enlaces iónicos dando como resultado la quelación del grupo carboxilo en el ácido con los iones de calcio y fosfato del esmalte y la dentina, estos cementos están compuestos en su polvo por vidrios de fluoraluminosilicato de calcio, polvo de plata y óxido de zinc y el líquido por ácido poliacrílico, presentan ventajas importantes

como lo es su cierto grado de adhesión química gracias a su componente de ácido poliacrílico, además de su liberación de fluoruro y buena resistencia a la compresión, pero presenta desventajas como sensibilidad pulpar por resecamiento del diente vital, es sensible a la humedad y a pesar de su propiedad adhesiva es mucho más débil que los cementos de resina <sup>90 91 93</sup>.

Consecutivamente en 1993 se introdujeron los cementos de ionómero de vidrio modificados con resina, estos realizan su proceso de endurecimiento estableciendo reacciones que conducen a la formación de una sal de poliacrilato metálico y un polímero, mediante una reacción ácido-base entre el polvo de vidrio de fluoraluminosilicato y una solución acuosa de ácidos polialquenoicos modificados con grupos metacrilatos, fueron desarrollados para mejorar las debilidades de los ionómeros de vidrio convencionales. Las mejoras realizadas incluyen la sustitución de parte del líquido de ácido poliacrílico con monómeros de metacrilato hidrófilos dando como resultado una mayor resistencia a la compresión, a la tracción y menos solubilidad a los fluidos orales. Las propiedades adhesivas y la liberación de flúor del ionómero de vidrio modificado con resina son similares a los ionómeros convencionales. Estos tienen un grosor de película que varía de 40 a 50 micras, y a pesar de sus beneficios siguen exhibiendo algunas desventajas como su expansión higroscópica tras la absorción de fluido y, por lo tanto, no es ideal utilizarlo para cementación de coronas y carillas totalmente cerámicas de baja resistencia ya que esto puede causar fracturas clínicas<sup>93</sup>.

Además, entre las particularidades deseadas de un material de fijación para una restauración sin metal se encuentran características ópticas similares a la dentición

natural, propiedades mecánicas mejoradas para fortalecer la restauración y la capacidad de adherirse a múltiples sustratos. Por lo tanto, los cementos convencionales utilizados habitualmente, como el fosfato de zinc y el ionómero de vidrio, no cumplen con estas expectativas<sup>94</sup>.

Por este motivo apareció un nuevo grupo; los cementos de resina, estos tienen unión adhesiva tres veces mayor que la del cemento de ionómero de vidrio, su mecanismo de adhesión es micromecánica con la formación de una capa híbrida más profunda, entrelazando la resina con los cristales de hidroxiapatita y varillas del esmalte grabado, la adhesión a la dentina es más compleja y se obtiene por infiltración de la resina en la dentina grabada mediante penetración de monómeros hidrofílicos a través de la capa de colágeno que recubre la apatita parcialmente desmineralizada. Esto produce un enclavamiento micromecánico con la dentina parcialmente desmineralizada, que subyace la capa híbrida de la zona de interdifusión de resina<sup>95</sup>.

Estos cementos presentan ventajas como la capacidad de adherirse a múltiples sustratos, alta resistencia, la combinación de colores que ha hecho a este cemento la primera elección para restauraciones de tipo estético, además presentan propiedades mecánicas mejoradas, menor solubilidad y refuerzo de restauraciones totalmente cerámicas en comparación con los cementos tradicionales. Estos cementos se clasifican según su característica adhesiva en tres categorías: Cementos de resina de grabado total, de autograbado y autoadhesivos<sup>93</sup>.

Los cementos de grabado total son aquellos que necesitan un acondicionamiento

previo del esmalte y la dentina antes de utilizar el agente cementante, usan adhesivos de grabado y enjuague o de grabado total, el esmalte y la superficie de la dentina se graba con ácido fosfórico al 37%, seguido de la aplicación de una sola capa del adhesivo antes de la cementación. Estos requieren un sustrato húmedo para una unión óptima, lo que lo hace altamente sensible, lo que significa que el colapso del colágeno expuesto y resecado actúa como un sustrato difícil para la infiltración del monómero. Sin embargo, esto también indica que, en el caso de una mayor humedad de la dentina más profunda, se puede crear una condición demasiado húmeda. Esto hace que los adhesivos de "grabado y enjuague" de tres pasos sean más sensibles a la técnica en comparación con los adhesivos de autograbado<sup>96</sup>.

Estos cementos están indicados en preparaciones dentales y prótesis fija con características de retención cuestionable, además en restauraciones indirectas que requieren más retención mecánica o química, por ejemplo en inlays y onlays que se desalojan constantemente, ya que la unión con los cementos auto grabadores a la dentina es relativamente más débil, para aumentar la retención de estas restauraciones es necesario utilizar un cemento de resina con una imprimación aplicada por separado<sup>97</sup>.

Los cementos de resina auto grabadores son más simples de usar ya que se elimina el grabado con ácido fosfórico. En cambio, el grabador es compuesto de monómeros ácidos y ésteres de fosfato y se combina con el primer. Los monómeros ácidos comunes incluyen 10-MDP, cuya estructura química permite un comportamiento polar que favorece la adherencia, también protege las fibras de

colágeno a través de la formación de sales de calcio, promoviendo así la interacción química con los sustratos dentales. Estos producen un enlace de dentina comparable a los cementos de resina de grabado total, una ventaja de estos es que, durante el procedimiento adhesivo, el smear layer no se elimina, evitando el flujo de entrada y salida en los túbulos dentinarios. Además, hay menos riesgo de sobregrabar la dentina ya que el ácido es más débil por lo tanto la descalcificación de la dentina es mucho menor, y se forma una capa híbrida más delgada pero bien infundida, estos cementos se deben almacenar bajo refrigeración y lejos de la luz solar ya que el calor degrada los monómeros ácidos<sup>93</sup>.

Consecuentemente para lograr disminuir estos pasos y mejorar la técnica en el año 2002 aparecen los cementos de resina autoadhesivos, estos simplifican todos los pasos, es decir que, a diferencia de los cementos de resina hasta entonces conocidos, estos no necesitan grabar la superficie dental, sino que contienen dentro de sus componentes monómeros ácidos los cuales facilitan la adhesión del material, además su mecanismo de fraguado dual y rellenos son capaces de neutralizar el bajo pH inicial del cemento que son elementos esenciales y clínicamente relevantes para seleccionar el material de fijación ideal para cada situación clínica<sup>90 94 98</sup>.

En términos generales, un cemento de resina autoadhesivo permite la formación de reacciones secundarias entre la resina autoadhesiva y la hidroxiapatita, formando enlaces químicos, obteniendo una característica importante como lo es su naturaleza micromecánica. Durante las etapas iniciales de su reacción química, su bajo pH y alta hidrofilia en las primeras etapas después de la mezcla produce una buena humectación de la estructura dental y promueve la desmineralización de la

superficie, similar a lo que ocurre con los adhesivos autograbantes. Paralelamente, a medida que los monómeros hidrófilos y ácidos son consumidos por las reacciones químicas in situ, el cemento se vuelve más hidrófobo, lo cual es altamente deseable en un cemento de resina completamente fraguado para minimizar la sorción de agua, la expansión higroscópica y la degradación hidrolítica<sup>94</sup>.

Estos tres tipos de cemento se clasifican también según su reacción de polimerización en autocurado, fotocurado y dual. Los cementos de autocurado; estos se fijan por reacción química y son especialmente útiles en áreas que son difíciles de alcanzar con la luz, contiene aminas terciarias como lo es el peróxido de benzoilo que inicia la polimerización, estas moléculas son las responsables del cambio de color durante el envejecimiento. Los cementos fotopolimerizables se fijan exclusivamente mediante polimerización ligera, el fotoiniciador más común es la canforoquinona, aunque algunos cementos pueden contener un fotoiniciador diferente, es importante que el clínico conozca el tipo de fotoiniciador presente en el cemento de resina ya que algunas luces de curado pueden no coincidir con el espectro de absorción del fotoiniciador. La profundidad de curado y el grado de polimerización es un factor muy importante para considerar ya que una insuficiente polimerización puede conducir a una mayor solubilidad especialmente en los márgenes que conducen a brechas marginales, también si hay un polimerizado insuficiente se disminuye la dureza, la tenacidad a la fractura, la resistencia al desgaste y también puede conducir a menor fuerza de unión. Los factores relacionados con la fuente de luz incluyen la distancia, la duración de la exposición,

la intensidad de la luz y longitud de onda que coincide con el espectro de absorción del fotoiniciador del cemento<sup>93</sup>.

Por último, los cementos de curado dual son de fotopolimerización como de curado químico, contienen un iniciador de autocurado (peróxido de benzoilo) y uno de fotocurado (canforoquinona). El conjunto inicial generalmente se logra con fotopolimerización para sellar rápidamente los márgenes gingivales, el componente de autocurado asegura que el cemento se curará debajo de restauraciones que son demasiado gruesas u opacas para permitir la transmisión de luz a través de él. Estos aunque pueden polimerizar por reacción química todavía requieren fotopolimerización para lograr un alto grado de polimerización <sup>93 94</sup>.

En este escenario en particular para postes y núcleos, los cementos de resina cumplen con dos requisitos indispensables que contribuyen a la retención y son las buenas propiedades mecánicas y la capacidad de adherirse a la dentina. En diferentes estudios los postes de fibra eran cementados con cementos adhesivos de grabado y enjuague debido al aumento de la retención micromecánica por el paso de grabado por separado, no obstante, diferentes estudios sugieren el uso de cementos de resina autoadhesivos para mejorar la retención en los conductos radiculares, ya que los pasos de grabado y unión no son necesarios, lo que hace que la técnica sea menos sensible, por el contrario en los cementos de resina regulares está más influenciado por las diferentes variables <sup>99</sup>.

En una revisión sistemática y metaanálisis realizada en 2014 por Sarkis R. y colaboradores donde quisieron determinar si existe diferencia en la fuerza de

adhesión a la dentina entre los cementos de resina convencionales y autoadhesivos al cementar postes de fibra de vidrio, los análisis favorecieron el uso de cemento de resina autoadhesivo; la posible explicación de estos resultados es por la aplicación de soluciones de autograbado en los conductos radiculares es mucho más compleja que los cementos autoadhesivos, particularmente con respecto a la evaporación adecuada del solvente, la eliminación del exceso de adhesivo y la fotopolimerización en las áreas apicales, en comparación con el uso de cementos de resina regulares asociados con adhesivos convencionales o de autograbado, el potencial de autoadhesión y el mecanismo de curado dual de los cementos de resina autoadhesivos parece mejorar la unión de los postes de fibra de vidrio en los confines del conducto radicular. Sin embargo la desunión del poste ha sido descrita como el modo más común de falla in vitro, y este tipo de falla puede estar más relacionado con técnicas de unión inapropiadas que con problemas inherentes a los propios materiales<sup>100</sup>.

Finalmente, el sistema de fijación de los postes afecta significativamente el desempeño clínico a largo plazo, los cementos duales y autopolimerizantes suelen ser la opción para este tipo de procedimiento, porque la penetración de la luz es limitada en las regiones profundas del conducto radicular<sup>101</sup>. Sin embargo, en un estudio donde se prepararon 30 caninos maxilares para recibir postas de fibra, estos se dividieron en dos grupos según el sistema de cementación utilizado, un cemento de resina convencional y un cemento de resina autoadhesivo, estas muestras se seccionaron (en regiones cervical y apical) para evaluar la fuerza de unión con una prueba de expulsión y el grado de conversión, estos cementos utilizados en el

estudio exhibieron polimerización dual: química y física, que es directamente proporcional a la intensidad de la fuente de luz; si la intensidad de la luz disminuye, la polimerización se verá comprometida, incluso con el uso de postes de fibra de vidrio translúcido, la transmisión de luz a través del conducto radicular disminuyó significativamente en la región apical y esa reacción química no alcanzó las propiedades adecuadas, lo que a su vez promovió una baja polimerización, esto puede explicar los valores de contracción de polimerización más bajos obtenidos en la región apical: la distancia más alta desde la unidad de luz, la polimerización más baja. Como consecuencia, también se produjo la contracción de polimerización más baja <sup>102</sup>.

Otro estudio donde se trataron incisivos bovinos para la cementación de postes para determinar la micro dureza de dos cementos de resina de curado dual, reportaron que estos tienen dos rutas de polimerización, y aunque estas dos rutas están presentes en el cemento, la polimerización química no activará la parte fotosensible del cemento si la exposición a la luz es insuficiente, como puede ocurrir en la parte apical de los postes intrarradiculares, esta se ha planteado como una preocupación importante dado que la activación por luz promueve el endurecimiento rápido de las cadenas de polímero, el desarrollo de la reacción química se ve afectado, alterando así las propiedades físicas del material, los resultados obtenidos en las pruebas de dureza están de acuerdo con los conceptos generalmente aceptados en la literatura, que es que todos los cementos de curado dual deben ser fotoactivados para alcanzar sus propiedades máximas y los profesionales deben ser conscientes de que estos cementos no alcanzan un grado de polimerización máxima en zonas

alejadas de la fuente de luz<sup>103</sup>, y estos son factores fundamentales que se deben tener en cuenta para escoger el cemento a utilizar.

Finalmente no solo el tipo de cemento influye en el comportamiento biomecánico de estos retenedores, el espesor de película juega un papel fundamental, diferentes estudios han encontrado que la retención es menor con una capa de película mucho más gruesa en comparación con una delgada y ajustada con precisión al espacio intraradicular, en general, un cemento más grueso puede conducir a un mayor estrés de polimerización, a una menor resistencia a la flexión y es más susceptible a la formación de burbujas, lo que aumentaría la posibilidad de falla y desplazamiento del poste. Se ha aceptado un espesor uniforme de película para cementos resinosos entre 25 y 50 micras que ayudan al éxito clínico de los retenedores intraradicales.<sup>104 105 106</sup> Otro enfoque para reducir las irregularidades durante la cementación es usar puntas de mezcla automática, estas pueden ayudar a reducir la formación de burbujas y mejorar el llenado del conducto radicular<sup>101</sup>.

Cemento	Casa comercial	Polimerización	Tipo de cemento
Panavia 2.0	Kuraray	Dual	Adhesivo
Variolink II	Ivoclar Vivadent	Dual	Adhesivo
Relyx unicem	3M	Dual	Autoadhesivo
Relyx ARC	3M	Dual	Adhesivo
Multilink N	Ivoclar Vivadent	Dual	Adhesivo
Maxcem Elite	Kerr	Dual	Autoadhesivo
BisCem	Bisco	Dual	Autoadhesivo
Relyx U200	3M	Dual	Autoadhesivo
Paracore	Coltene	Dual	Adhesivo

**Tabla 8:** Cementos de resina reportados en la literatura para cementación de retenedores intraradicales.

## **Endodoncia y adhesión:**

La retención de los postes y núcleos como lo hemos descrito anteriormente es un factor fundamental para tener en cuenta, sin embargo, las soluciones irrigantes con diferentes concentraciones juegan un papel importante al influir en la fuerza de unión de los postes de fibra independientemente del cemento utilizado, por lo tanto, la selección cuidadosa del irrigante es un paso fundamental<sup>107</sup>.

El objetivo principal del tratamiento de endodoncia es desinfectar el conducto radicular utilizando instrumentos y soluciones químicas como el hipoclorito de sodio (NaOCl), el ácido etilendiaminotetraacético (EDTA) y la clorhexidina (CHX). El NaOCl ha sido la solución más utilizada en el tratamiento de endodoncia debido a sus actividades proteolíticas y antibacterianas y su capacidad para disolver los restos pulpares.

Sin embargo, a pesar de sus múltiples ventajas una revisión sistemática que tuvo como objetivo proporcionar una descripción general sobre la influencia de los irrigantes endodónticos en la resistencia de los postes de fibra de vidrio, encontraron que la unión a la dentina se ve afectada negativamente por el NaOCl al 5,25%, a pesar de la heterogeneidad de los protocolos de irrigación. Cuando el NaOCl entra en contacto con el tejido orgánico, actúa como disolvente y libera cloro, que se combina con los grupos amino para formar cloraminas, las cloraminas, a su vez, reducen la difusión de la resina adhesiva en el tejido subyacente. Además, el NaOCl actúa como un agente prooxidante, limitando la polimerización del cemento de resina en la interfaz adhesiva. Los efectos sobre la dentina mineralizada se han relacionado con la pérdida de colágeno de la matriz de dentina rica en apatita que

queda después del tratamiento con NaOCl, que se ha asociado con una reducción del módulo elástico, la resistencia a la flexión de la dentina y la fuerza de unión<sup>23</sup>.

Otro estudio en el 2018 que tuvo como objetivo estudiar el efecto de las soluciones de irrigación del conducto radicular sobre la fuerza de unión de los postes reportó que el NaOCl reduce la fuerza de unión de los postes de fibra, ya que este reacciona con la dentina y se descompone en cloro y oxígeno, se cree que la liberación de oxígeno inhibe el proceso de polimerización del cemento e interfiere con la infiltración de resina en los túbulos dentinarios, dado que este es la principal solución irrigante endodóntica, se recomienda el uso de un agente antioxidante antes de la cementación<sup>108</sup>.

Se han propuesto agentes antioxidantes para mejorar el grado de conversión de monómeros de resinas a base de metacrilato cuando se usa NaOCl como irrigante, el EDTA es un agente quelante de aminoácidos que reacciona con los iones de calcio de la dentina y forma quelatos de calcio solubles, y su acción alcanza una profundidad de 20-30 micras en 5 min y 150  $\mu$ m en 2 horas<sup>23</sup>. Elnaghy en el 2013 informó que el 17% de EDTA mejoró la fuerza de unión en la dentina de la raíz usando cemento de resina autoadhesivo de curado dual, y se obtuvieron resultados similares usando 17% de EDTA y 2% de CHX<sup>109</sup>.

Estos resultados se han atribuido a la disolución selectiva de la matriz inorgánica de la dentina y el smear layer, lo que da como resultado una mejor interacción entre la resina adhesiva y los cementos resinosos y la dentina radicular<sup>23</sup>.

Alkudhairy F en el 2018 reportó que el EDTA es más eficaz para eliminar la capa de smear layer que el NaOCl, este eliminó la mayor parte de la capa del smear layer, especialmente en la región cervical, y abrió los túbulos dentinarios. Sin embargo, NaOCl fue menos eficaz para eliminar la capa de smear layer y abrió parcialmente los túbulos dentinarios<sup>108</sup>.

Sin embargo, en otro estudio de Barreto M en el 2016 que tenía como objetivo evaluar el efecto de cinco irrigantes intracanal sobre la fuerza de unión de los postes de fibra cementados con cemento de resina autoadhesivo, reportaron que el EDTA se trata de una sal obtenida de un ácido débil que favorece la quelación de los iones calcio de la dentina, este elimina selectivamente la hidroxiapatita y la proteína no colágena. En este estudio encontraron que los valores de resistencia de unión logrado por el grupo EDTA fue intermedio, en contraste con otros autores que afirman que el EDTA eliminó eficazmente la capa de smear layer y aumentó la fuerza de unión en comparación con NaOCl. En el estudio actual, el uso de soluciones quelantes durante el tratamiento del conducto radicular asociado con la activación ultrasónica como pretratamiento de la dentina puede conducir a la erosión de la dentina y puede explicar la reducción de la fuerza de unión<sup>110</sup>.

Por tanto, también se reportó que la CHX al 2% aumenta significativamente la fuerza de unión a la dentina radicular en comparación con el NaOCl al 5,25% en protocolos de cementación de grabado total. Esto podría explicarse porque la adsorción de CHX por la dentina puede favorecer la infiltración de la resina en los túbulos dentinarios y además es un agente no oxidante, además, contiene surfactante de superficie en su composición, lo que aumenta la energía de la superficie de la

dentina y, por lo tanto, su humectabilidad, lo que podría mejorar la adhesión posterior a la dentina radicular con cementos de resina<sup>109</sup>. Además, esta inhibe la actividad de las metaloproteinasas y favorecer el mantenimiento de la fuerza de unión a lo largo del tiempo sin disminuir la fuerza de unión inmediata<sup>23</sup>.

Conjuntamente a las sustancias irrigantes utilizadas con frecuencia durante el tratamiento endodóntico que pueden interferir con la fuerza de unión de los materiales adhesivos a la dentina, debemos también tener en cuenta los tipos de selladores utilizados en el conducto radicular. La adhesión del cemento de resina a la dentina radicular y la retención posterior puede verse afectada por el tipo de sellador endodóntico utilizado, los selladores a base de resina y los sistemas adhesivos se han recomendado para la cementación de postes de fibra de vidrio debido a sus propiedades físicas favorables y su rendimiento biológico adecuado en las pruebas que evalúan la adhesión, la resistencia a la eliminación por tracción y la disminución de la fuga coronal. Los selladores que contienen eugenol son los más utilizados por los endodoncistas en todo el mundo debido a la larga historia de éxito clínico <sup>111</sup>.

Sin embargo, en una revisión sistemática de Altmann A. en el 2015 se mostró una influencia estadísticamente significativa del eugenol presente en los selladores endodónticos en la fuerza de unión de los postes de fibra cementados con cementos de resina, la menor reactividad de los radicales libres de monómeros cuando se unen a los grupos hidroxilo de eugenol puede explicar los resultados del análisis. Las moléculas de eugenol están atrapadas en la capa de smear layer y, por su capacidad de captador de radicales, protoniza el radical libre. Los diferentes

artículos en la revisión argumentan que los restos de materiales pueden quedarse en la superficie de la dentina incluso después de la limpieza, y pueden cambiar la humectabilidad, permeabilidad y reactividad de la dentina, comprometiendo así la fuerza de unión resina-dentina, y a pesar de los procedimientos realizados durante la preparación del espacio posterior, como el uso de fresas y limpieza con alcohol, que aparentemente eliminan los restos del sellador, estos no eliminan las moléculas de eugenol de la dentina, comprometiendo así la fuerza de unión<sup>112</sup>.

En otro estudio de Ruiz L. en el 2018 donde evaluaron los selladores de conductos radiculares una semana y seis meses después de la obturación y cementación de los postes de fibra de vidrio a la dentina radicular, utilizando sistemas de cementación convencionales y autoadhesivos encontraron que la interacción entre el material resinoso y los selladores basados en eugenol puede explicarse por su reacción de fraguado, el manejo del sellador en polvo (óxido de zinc) y líquido (eugenol) genera una matriz de eugenolato de zinc formada por una reacción quelante, sin embargo, en presencia de líquido dentinario, esta reacción puede volverse reversible y el eugenol se libera de la matriz, lo que influye en la reacción de polimerización de los cementos de resina, que a su vez, puede disminuir los valores de la fuerza de unión entre la dentina radicular y el poste de fibra de vidrio<sup>113</sup>.

Ozcan en el 2012 confirmó también que el uso de un sellador que contiene eugenol condujo a una reducción significativa en la fuerza de unión de los postes de fibra, debido a que los residuos de eugenol pueden permanecer en la dentina a pesar del procedimiento posterior a la colocación, pueden filtrarse pequeñas cantidades de eugenol hacia la dentina en el momento de la inserción posterior. Estos restos de

eugenol en la dentina pueden inhibir la reacción de fraguado de las resinas compuestas, los componentes fenólicos del eugenol son colectores de radicales libres que pueden interferir con la reacción de polimerización cuando interactúan con materiales de resina<sup>114</sup>.

Por lo tanto, comprender la interacción de las interfaces es importante para aumentar la tasa de éxito del tratamiento endodóntico y restaurador, los selladores a base de eugenol reducen la fuerza de adhesión inmediata de los postes de fibra cementado en el conducto radicular con cemento de resina, independientemente del tipo de sistema adhesivo utilizado, por lo tanto, se deben evitar los selladores a base de eugenol cuando se planifique la cementación de postes intraradiculare<sup>112</sup>.

#### **Estrategia de adhesión según el material:**

El disilicato de litio además de presentar una excelente biocompatibilidad y altas propiedades mecánicas, es una cerámica sensible a los ácidos, por lo que se espera una alta fuerza de adhesión al sustrato, debido a los mecanismos de unión tanto micromecánicos como químicos<sup>76</sup>. En cuanto a la estrategia de adhesión a utilizar se han observado resistencias de adhesión más bajas cuando la superficie del disilicato de litio no fue tratada, el grabado con ácido fluorhídrico disuelve el vidrio, las fases cristalinas y estas redes quedan expuestas. Por lo tanto, el área de contacto aumenta, al igual que la rugosidad y humectabilidad de la superficie cerámica. El cemento puede por lo tanto penetrar en la microestructura cristalina y, una vez polimerizado, se puede retener. La resistencia de unión se obtuvo con un tiempo de grabado de 20 segundos con ácido fluorhídrico al 5% lo cual debe tomarse como referencia<sup>115</sup>.

Se ha demostrado que concentraciones más altas de ácido fluorhídrico (9-10%) y tiempos de grabado más largos son demasiado agresivos y pueden introducir daños importantes no solo en la superficie sino también en la microestructura interna del material, lo que influye negativamente en el rendimiento mecánico (reducción de la resistencia a la flexión), el potencial de adhesión y el éxito a largo plazo de las restauraciones cerámicas especialmente cuando el grosor es bajo<sup>76</sup>.

Además con el objetivo de eliminar los residuos y sus posibles efectos adversos sobre la unión cerámica / composite, se han sugerido técnicas de limpieza posterior al grabado mediante la pulverización de aire y agua, seguido de la silanización por 60 segundos que mejora la humectación y promueve la formación de un puente químico entre la fase de vidrio de la cerámica y la matriz de resina del cemento resinoso<sup>116</sup>. Este uso de silano combinado con un monómero con función fosfato, el 10 MDP ( Metacrililoiloxidocil dihidrogeno fosfato) creando un ambiente ácido que mejorara aún más la fuerza de unión del cemento de fijación a base de resina al disilicato de litio<sup>76</sup>.

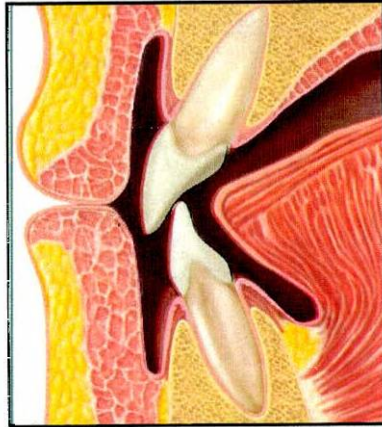
En cuanto a los postes de fibra de vidrio cad/cam un enfoque para proporcionar una mejor retención es el tratamiento de la superficie, el principal objetivo de los diferentes tratamientos superficiales de los postes es aumentar la fuerza de unión al cemento resinoso, estos están compuestos por fibras de vidrio unidireccionales incrustadas en una matriz de resina epoxi, la matriz epoxi es sustancialmente incapaz de reaccionar con los monómeros del cemento de resina. Así, el tratamiento posterior a la superficie se vuelve fundamental, ya que eliminará parcialmente la matriz de resina epoxi, exponiendo las fibras de vidrio para que puedan recibir la

silanización, la literatura reporta varios tratamientos superficiales, a saber, químicos, mecánicos o químico-mecánicos, lo que se debe tener en cuenta es que muchas sustancias utilizadas en el tratamiento superficial pueden dañar las fibras del poste, como el ácido fosfórico y el ácido fluorhídrico a altas concentraciones y los tratamientos micromecánicos con partículas abrasivas, lo que dificulta la resistencia de la unión, por lo descrito anteriormente no existe un protocolo ideal para el tratamiento de superficies de postes de fibra, especialmente para nuevos materiales como el bloque de fibra de vidrio cad/cam, en estos casos se indican procedimientos simples, que requieren menos tiempo clínico y tienen mayor practicidad técnica, como la limpieza con alcohol al 70% y la aplicación de un adhesivo universal<sup>117</sup>.

## **2. Aspectos metodológicos**

### **2.1 MATERIALES Y MÉTODOS**

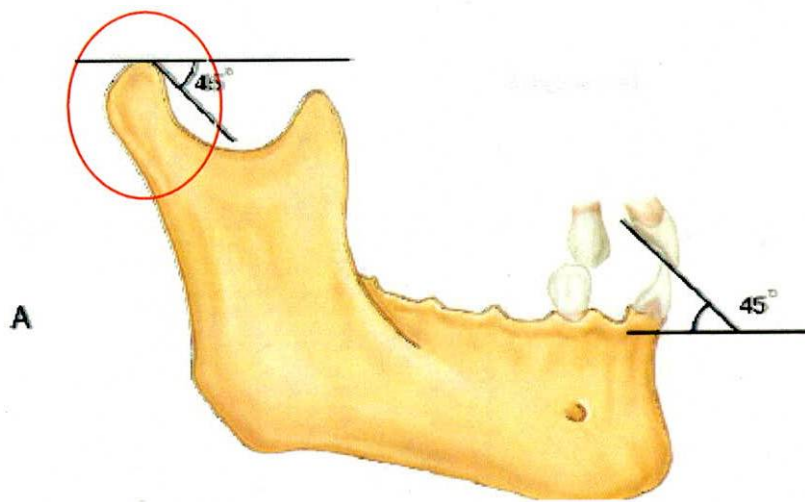
La posición de los dientes está determinada por numerosos factores que lo controlan, como la anchura de la arcada y el tamaño de las piezas dentarias, también influyen en ello diversas fuerzas de control, como las que crean los tejidos blandos circundantes, las principales fuerzas antagonistas que influyen en la posición de un diente proceden de la musculatura circundante como se ilustra en la figura ocho<sup>118</sup>.



**Figura 8:** Posición neutra-espacio neutro. Ésta es la posición del diente cuando las fuerzas linguales están en equilibrio con las fuerzas labiales (labios y mejillas). Existe tanto en los dientes anteriores como en los posteriores<sup>118</sup>.

En una persona sana los dientes actúan de manera armónica con las estructuras que controlan los patrones de movimiento mandibular, estas estructuras son la articulación temporomandibular y los dientes anteriores, durante cualquier movimiento las relaciones anatómicas de estas estructuras se combinan para determinar trayectos precisos y repetibles.

Los dientes anteriores determinan cómo se mueve la porción anterior, cuando la mandíbula efectúa una protrusión o un movimiento lateral, los bordes de los incisivos de los dientes mandibulares ocluyen con las superficies linguales de los dientes anteriores maxilares. La inclinación de estas superficies linguales determina el grado de movimiento vertical de la mandíbula. La guía condílea (El cóndilo sale de la posición de relación céntrica desciende a lo largo de la eminencia articular de la fosa mandibular) y la guía anterior se combinan para realizar un movimiento de 45 grados de un diente mandibular en relación con el plano de referencia horizontal, para así realizar una oclusión céntrica, contacto con el diente antagonista<sup>118</sup>.



**Figura 9:** Los factores de control anteriores y posteriores crean un movimiento mandibular de 45 grados respecto del plano de referencia horizontal- Guía condílea (Círculo rojo).

Teniendo en cuenta lo mencionado con anterioridad al momento masticatorio las cargas que recibirán los dientes van a depender de la ubicación de ellos en la cavidad oral, ya que los dientes anteriores son sometidos a cargas horizontales u oblicuas y los dientes posteriores son sometidos a cargas verticales<sup>119</sup>.

Los niveles máximos de fuerza de mordida se han utilizado ampliamente en odontología para comprender factores biológicos como la anatomía cráneo-mandibular, los mecanismos de retroalimentación neuromuscular y la fuerza muscular, estos valores de fuerza masticatoria máxima registrados va depender en gran parte del método de medición empleado, en este sentido el diseño y confortabilidad del instrumento de medición es de particularidad relevancia para obtener mediciones consistentes de la fuerza mandibular. Varios de estos instrumentos presentan una superficie fabricada en base a un material rígido, y por lo tanto da sensación dura al contacto dentario, lo cual podría interferir en la obtención de datos fidedignos, ya que se podría activar con mayor facilidad y

prontitud mecanismos nerviosos reflejos de protección inhibitorios de la musculatura elevadora mandibular<sup>120</sup>.

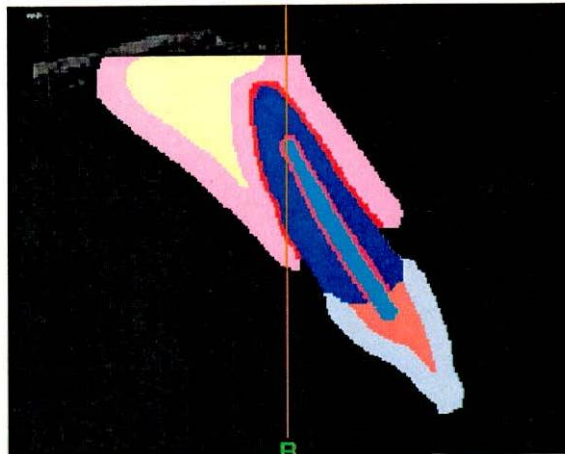
En un estudio que comprendió una muestra de 35 sujetos adultos jóvenes sanos (14 hombres y 21 mujeres; promedio de edad 22.8 años), se midió la fuerza masticatoria máxima entre diferentes pares dentarios mediante un gnatodinamómetro con diferentes superficies de mordida: dura y blanda. Se encontraron diferencias significativas en los valores de fuerza masticatoria máxima entre ambas superficies de mordida, observándose valores mayores en la superficie blanda<sup>120</sup>.

<b>Diferencias de fuerza masticatoria maxima (expresada en Newtons) entre superficie de mordida blanda y dura</b>				
	Superficie blanda	Superficie dura	Diferencia estadística	Significancia estadística
Grupo dentario	$\bar{X}$ Ds	$\bar{X}$ Ds		
Incisivo	225.5 ± 83.0	181.2 ± 78.4	44.2	0.0000
Canino- Premolar	501.8 ± 127.7	447.0 ± 147.5	54.8	0.0001
Molar	686.5 ± 157.2	646.9 ± 145.0	39.6	0.0003
$\bar{X}$ = Promedio; Ds= Desviación estandar				

**Tabla 9:** Diferencias de fuerza masticatoria maxima (expresadas en Newtons) entre superficie de mordida blanda y dura<sup>120</sup>.

Por lo descrito anteriormente se realizó un estudio de elementos finitos para comparar la resistencia compresiva de un incisivo central superior con dos tipos diferentes de postes en fibra de vidrio y disilicato de litio. En el cual a partir de la imagen tomográfica del incisivo central superior se creó un modelo tridimensional con dos retenedores intraradiculares anatómicos de materiales diferentes en los cuales se representó la estructura dentaria con sus tejidos de soporte. El modelo

está compuesto por hueso esponjoso, hueso cortical, ligamento periodontal, raíz, gutapercha, cemento y corona de los mismos espesores. Los retenedores fueron asignados de la siguiente manera: Retenedor 1 (R1) Incisivo central superior tratado endodónticamente y restaurado con un poste de fibra de vidrio anatómico; Retenedor 2 (R2) Incisivo central superior tratado endodónticamente y restaurado con un poste cerámico anatómico de disilicato de litio, los cuales fueron exportados al software CAD Space Claim (ANSYS 2020 R1) como formato STEP donde se verifican las condiciones anatómicas de cada uno de los componentes de la unidad dentó alveolar, además se realizó un ajuste en las superficies de contacto entre cada uno de los componentes, y posterior a ello se generó la superficie de contacto donde se aplicó la carga compresiva.

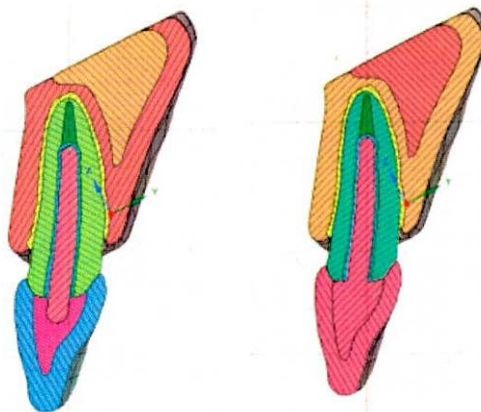


**Figura 10:** Vista sagital de la tomografía del incisivo central superior restaurado con el poste en fibra de vidrio

### **Geometría**

Se seleccionó el incisivo central superior porque es un diente de raíz única con una anatomía relativamente simple y muy susceptible a la fractura, este fue modelado con su anatomía y morfología interna, las medidas se compararon con los datos

dados en la literatura, este modelo simulaba el diente natural, tenía 25.7 mm de largo con un diámetro de 5.7 mm al nivel del margen de la corona, la raíz tenía una longitud de 14.5 mm, el hueso cortical tenía 2 mm de espesor, el hueso restante fue modelado como hueso esponjoso, el ligamento periodontal midió 0.4 mm, además se modeló con una férula de dentina coronal de 2 mm en 360°. Los retenedores R1 y R2 siguieron la geometría del conducto radicular con una longitud total de 18 mm. Finalmente los dos modelos se restauraron con una corona cerámica de disilicato de litio de 1.5 mm de espesor (IPS e.max CAD), se utilizó cemento de resina autoadhesivo (RelyX™ U200 Automix, 3M) entre el retenedor intraradicular y el diente, se determinó que el espesor del cemento era de 0,1 mm.



**Figura 11:** Modelo R1 y R2 en software CAD Space Claim

Se aplicó una carga de compresión con una intensidad constante de 100 N a un área de carga de 1 mm<sup>2</sup> en la superficie lingual del diente en un ángulo de 45 grados con respecto al eje longitudinal del diente para simular una oclusión céntrica, contacto con el diente opuesto, finalmente, se analizaron los modelos con respecto a la distribución del estrés en la dentina.

Las propiedades mecánicas de los materiales (Modulo de Young y relación de Poisson) fueron obtenidas de la literatura y se resumen en la siguiente tabla:

<b>Materiales</b>	<b>Módulo de elasticidad (Gpa)</b>	<b>Relación de Poisson</b>	<b>Referencia bibliográfica</b>
Dentina	18.6	0.31	85 30
Ligamento periodontal	0.0689	0.45	85 30
Hueso cortical	13.7	0.30	85 30
Hueso esponjoso	1.37	0.30	30
Gutapercha	0.00069	0.45	85 30
Fibra de vidrio	25	0.26	72 73
Cemento resinoso autoadhesivo (RelyX™ U200 Automix, 3M)	11.54	0.24	86
Disilicato de litio (IPS e.max CAD)	95	0.30	6 87
Disilicato de litio (IPS e. Max Press)	95	0,30	88

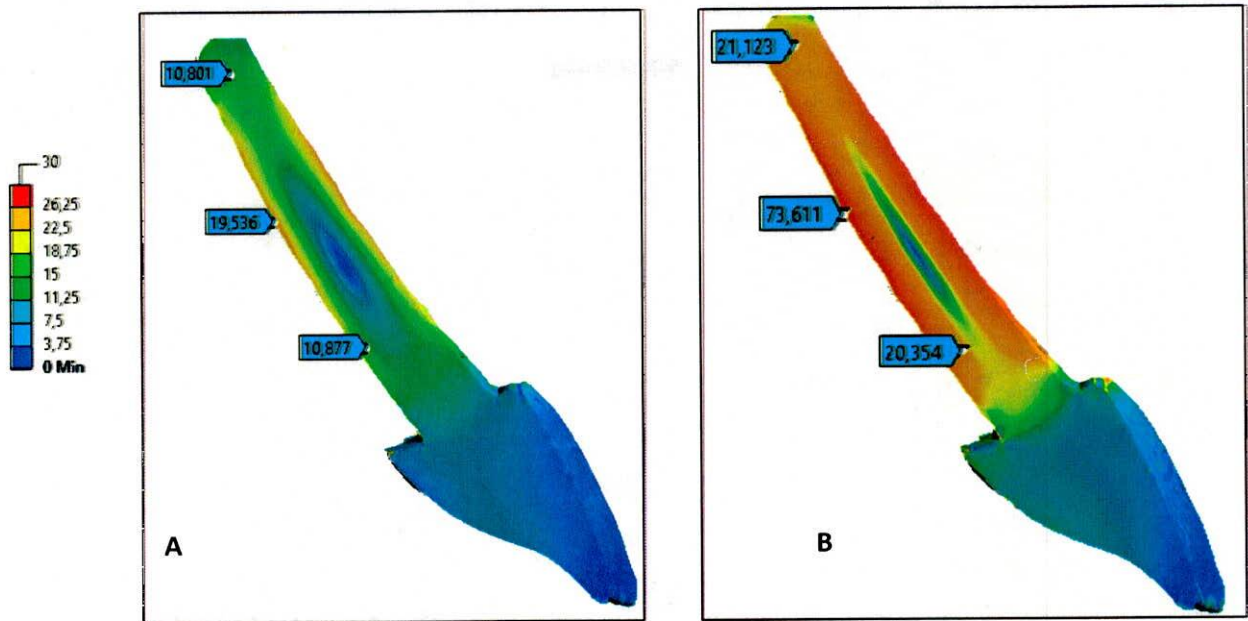
**Tabla 7:** Propiedades de los materiales utilizados para los modelos

### 3. RESULTADOS

Según los modelos computacionales y de acuerdo con las condiciones de cargas a las que fueron sometidos los modelos, se obtuvo la distribución de esfuerzos bajo el criterio de falla relacionado con la máxima energía de distorsión (Von Misses), para los cuales se aplicaron cargas palatinas a 45° con una magnitud de 100 N. Para el análisis de los resultados se tuvo en cuenta la interfaz del retenedor intraradicular, raíz, ligamento periodontal y cemento. En las figuras 4, 5, 6 y 7 se muestran la distribución del esfuerzo máximo en términos de patrones de color, donde el color rojo representa los mayores esfuerzos y el color azul las de menor esfuerzo.

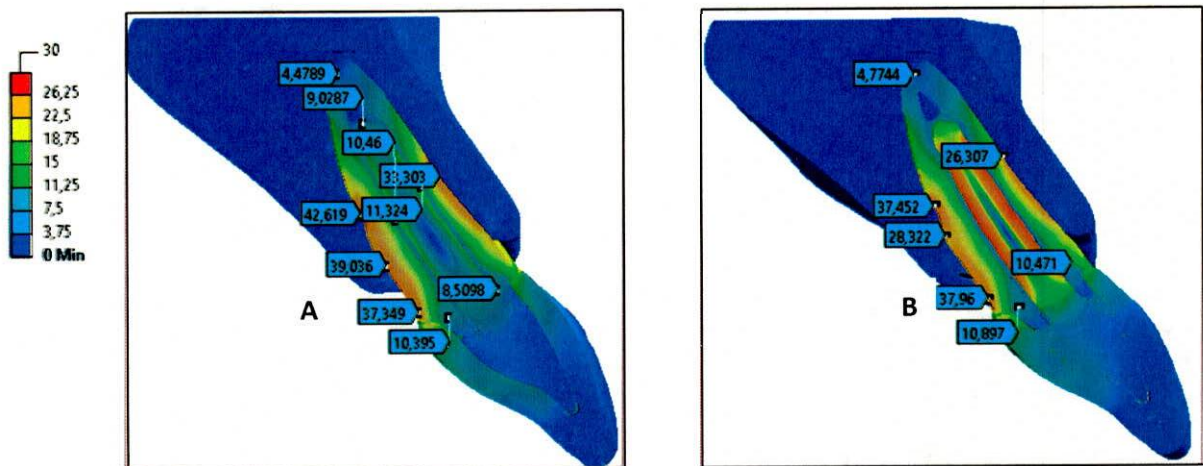
En la figura 4A se observa la distribución de esfuerzos máximo del poste en fibra de vidrio en carga palatina a 45°. El esfuerzo máximo (19,536 MPa) se presentó en el tercio medio en la periferia del poste y el mínimo (1,74 MPa) en el tercio medio en la zona medial del poste. La distribución de esfuerzos de la raíz, en el diente rehabilitado con poste en fibra de vidrio en carga palatina a 45° se observa en la figura 5A. El esfuerzo máximo (42,61 MPa) se presentó en el tercio medio en la periferia de la raíz y el mínimo (2,28 MPa) en el tercio apical de la raíz. En la figura 4B se observa la distribución de esfuerzos del poste en disilicato de litio monolítico en carga palatina a 45°. El esfuerzo máximo (73,611 MPa) se presentó en el tercio medio en la periferia del poste y el mínimo (2,827 MPa) en el tercio medio en la zona medial del poste. La distribución de esfuerzos del diente rehabilitado con poste en disilicato de litio monolítico en carga palatina a 45° se observa en la figura 5B. El esfuerzo máximo (37,45 MPa) se presentó en el tercio medio en la periferia de la raíz y el mínimo (2,349 MPa) en el tercio apical de la raíz.

### **Poste en fibra de vidrio y disilicato de litio monolítico**



**Figura 4.** Distribución de esfuerzos [MPa] del poste en fibra de vidrio y disilicato de litio monolíticos en carga palatina a 45°. **A.** Fibra de vidrio; **B.** Disilicato de Litio

**Diente rehabilitado con poste en fibra de vidrio y disilicato de litio monolítico**

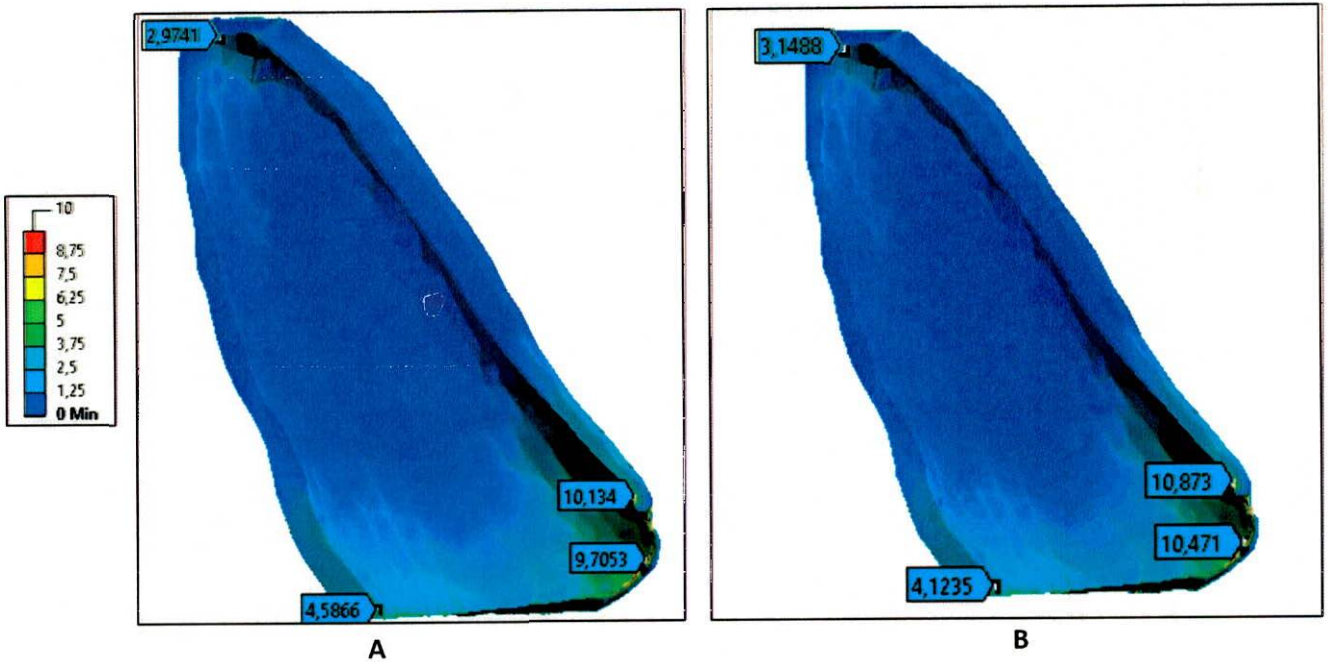


**Figura 5.** Distribución de esfuerzos [MPa] del diente rehabilitado con poste en fibra de vidrio y disilicato de litio monolítico en carga palatina a 45°. **A.** Fibra de Vidrio; **B.** Disilicato de Litio.

La distribución de esfuerzos del ligamento, en el diente rehabilitado con poste en fibra de vidrio en carga palatina a  $45^\circ$  se observa en la figura 6A. El esfuerzo máximo (10,134 MPa) se presentó en el tercio cervical del ligamento y el mínimo (2,9741 MPa) en el tercio apical del ligamento. La distribución de esfuerzos del cemento, en el diente rehabilitado con poste en fibra de vidrio en carga palatina a  $45^\circ$  se observa en la figura 7A. El esfuerzo máximo (11,324 MPa) se presentó en el tercio medio del cemento y el mínimo (8,5098 MPa) en el tercio cervical del cemento.

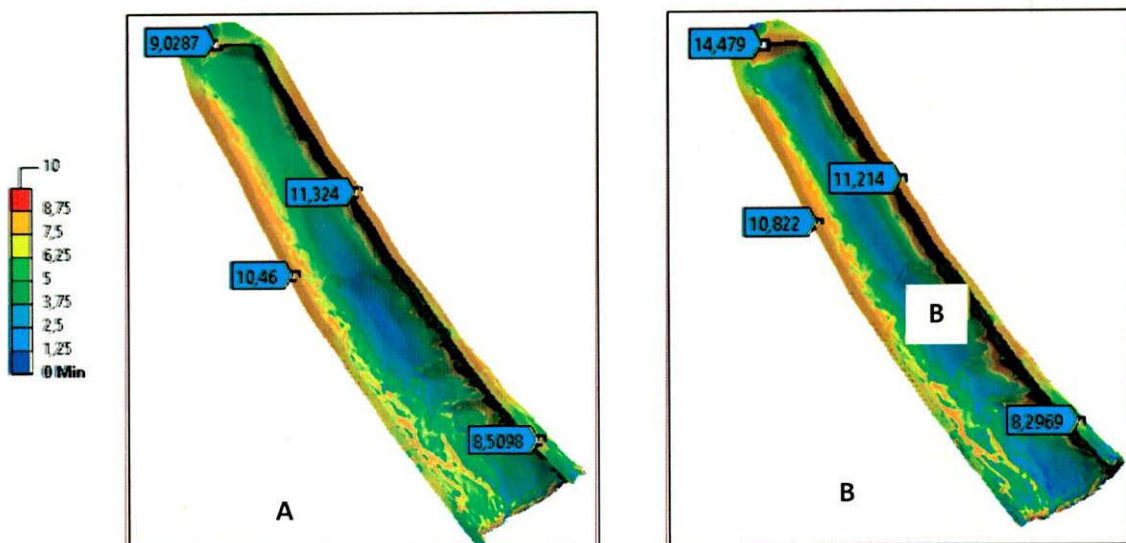
La distribución de esfuerzos del cemento, en el diente rehabilitado con poste de disilicato de litio en carga palatina a  $45^\circ$  se observa en la figura 7B. El esfuerzo máximo (14,479 MPa) se presentó en el tercio apical del cemento y el mínimo (8,2969 MPa) en el tercio cervical del cemento. La distribución de esfuerzos del ligamento, en el diente rehabilitado con poste de disilicato de litio en carga palatina a  $45^\circ$  se observa en la figura 6B. El esfuerzo máximo (10,873 MPa) se presentó en el tercio cervical del ligamento y el mínimo (3,1488 MPa) en el tercio apical del ligamento.

### Ligamento periodontal



**Figura 6.** Distribución de esfuerzos [MPa] del ligamento periodontal en carga palatina a 45°. **A.** Fibra de Vidrio; **B.** Disilicato de Litio.

### Cemento



**Figura 7.** Distribución de esfuerzos [MPa] del cemento en carga oclusal a 45°. **A.** Fibra de Vidrio; **B.** Disilicato de Litio.

Los valores de esfuerzos máximos encontrados en los diferentes tercios de la raíz y el retenedor (Cervical, medio y apical) se observan en la tabla 3, el esfuerzo máximo para la raíz y el retenedor de fibra de vidrio se encontró a nivel del tercio medio (45,898 MPa) y (20,052) respectivamente, el esfuerzo máximo para la raíz y el retenedor en disilicato de litio se encontró a nivel del tercio medio (44,337 MPa) y (78,706) respectivamente.

Tercio	Fibra de vidrio (MPa)		Disilicato de litio (MPa)	
	Raíz	Retenedor	Raíz	Retenedor
Apical	5,874	14,081	5,301	26,017
Medio	45,898	20,052	44,337	78,706
Cervical	29,446	11,079	25,225	34,875

**Tabla 3.** Distribución de esfuerzos máximos en MPa en los tercios de la raíz y el retenedor.

#### 4. DISCUSIÓN

Este estudio de elementos finitos nos ayuda a encontrar las áreas de máxima concentración de tensiones y nos permite identificar las áreas que podrían conducir al fracaso de la restauración, principalmente porque las fallas por fatiga comienzan en áreas de concentración de esfuerzos, en donde las características de las interfaces y la rigidez de los materiales influyen fuertemente en el comportamiento biomecánico de los dientes tratados con retenedores intraradicales<sup>121 122</sup>.

El estrés originado por las fuerzas masticatorias en un diente tratado endodónticamente restaurado con retenedores intraradicales puede causar fractura radicular, las restauraciones de postes son sistemas complejos de componentes múltiples en los que la distribución de la tensión dentro de la

estructura es multiaxial, no uniforme y depende de la magnitud y dirección de las cargas externas aplicadas<sup>85</sup>.

Las propiedades mecánicas y el módulo elástico inciden en la transmisión de fuerzas sobre las estructuras, los componentes del retenedor crean distribuciones de tensión no adecuados porque el espacio del poste está relleno con un material que tiene una rigidez definida, a diferencia del tejido pulpar, lo que hace imposible recrear la distribución de tensión original dentro de un diente, para obtener resultados óptimos, el material del poste debe poseer propiedades físicas similares a las de la dentina y ser adherente a la estructura del diente, biocompatible con el entorno bucal y capaz de absorber las cargas, transmitiendo así cantidades limitadas de tensión a la estructura dental residual<sup>123</sup>.

Sorentino y colaboradores en un estudio de elementos finitos donde simularon varios modelos con propiedades y configuraciones diferentes, cuando simularon un diente sano (Modelo control), la tensión se distribuyó casi uniformemente en la estructura del diente, sin embargo, el estrés se concentró en la región cervical, donde la unión cemento-esmalte crea una discontinuidad fisiológica de las propiedades mecánicas del tejido<sup>124</sup>. Por lo tanto se requiere que las tensiones en la dentina radicular se mantengan al mínimo; sin embargo, en los diferentes estudios aunque algunos autores afirman que un poste con un mayor grado de rigidez da como resultado una distribución más uniforme de las tensiones, otros han logrado resultados más favorables con un poste endodóntico de baja rigidez<sup>125</sup>.

El presente estudio comparó las distribuciones de esfuerzo de dos materiales diferentes para retenedores intraradiculares para así identificar áreas de alta concentración, donde es más probable que ocurran eventuales fallas por fatiga.

En la tabla 3 se encuentran los valores de esfuerzos máximos en los tercios de la raíz. Al comparar el disilicato de litio y la fibra de vidrio se observa que en el retenedor intrarradicular la fibra de vidrio presentó valores menores de esfuerzo en comparación con el disilicato de litio, esto se podría deber a que este material es altamente elástico y absorbe y amortigua las tensiones, pero no se distribuyen de manera uniforme en todo el complejo. Esto es apoyado por Upadhyaya y colaboradores en un estudio de elementos finitos en el que compararon dientes restaurados con postes en fibra de vidrio y núcleos colados, encontrando que los postes que tienen un alto módulo de elasticidad presentan un patrón más uniforme de distribución de tensión dentro de todo el complejo<sup>17</sup>.

El esfuerzo máximo se presentó similar en la raíz para los dos materiales (Tabla 3), sin embargo, como se observa en la figura 4 y 5 el comportamiento es diferente ya que el área de distribución de esfuerzos máximos en la fibra de vidrio es mayor que en el disilicato de litio, esto se podría deber a que el disilicato de litio es un material más rígido y concentra los esfuerzos en el poste y no en la raíz. Guilherme y colaboradores en el año 2019 evaluaron materiales con diferentes módulos de elasticidad entre estos el disilicato de litio cad/cam reportando que los sistemas de disilicato de litio presentaron la mayor concentración de esfuerzos en el poste, mientras que en los postes menos rígidos permiten que los dientes se doblen cuando se someten a cargas, proporcionando una mejor distribución de la tensión

en la interfaz poste / cemento / dentina. Esto puede influir en el modo de falla del remanente debilitado<sup>18</sup>. Esto podría limitar los postes en fibra de vidrio en la rehabilitación de dientes tratados endodónticamente con paredes socavadas.

Lee y colaboradores en un estudio de elementos finitos en el 2017 compararon postes en PEEK (Polietereetercetona) con núcleos colados y reportaron que a medida que disminuye el módulo de elasticidad, la concentración de tensión tiende a ser mayor, sin embargo, la diferencia no es significativa, entre más rígido es el material más resistente son las fuerzas de tensión, por lo tanto, las tensiones máximas ejercidas sobre la raíz disminuyen<sup>19</sup>.

También se puede deducir en la tabla 3, que tanto el disilicato de litio como la fibra de vidrio arrojaron mayores valores de esfuerzo en el tercio medio sin concentrar esfuerzos en puntos individuales, lo cual es favorable ya que no se acumula esfuerzo en la zona apical donde podría producirse una falla catastrófica. Aunque se esperaba que una carga compresiva a 45° generaría una acumulación de esfuerzos hacia la pared interna vestibular o palatina, en las figuras 5 y 6 se observa que fue similar la distribución en la pared vestibular y la pared palatina. En contraste con estos resultados Kumar y colaboradores en el año 2015 en un estudio de elementos finitos compararon postes en fibra de vidrio con núcleos colados encontrando que la tensión máxima en la estructura del diente radicular para los modelos se observó en el lado interno de la pared vestibular al nivel de la región cervical y apical independientemente de diámetro del poste<sup>20</sup>.

En cuanto a la distribución de esfuerzos en el cemento, esta fue uniforme a excepción de la zona apical en el diente restaurado con poste en disilicato de litio

en el que se concentró el esfuerzo máximo en la zona apical (14,47 MPa). De Oliveira y colaboradores en el 2017 en un estudio de elementos finitos evaluaron la influencia del cemento en el comportamiento biomecánico de un incisivo maxilar tratado endodónticamente y restaurado con poste en fibra de vidrio. Mencionaron que el bajo módulo de elasticidad del agente cementante podría estar actuando como un factor de retención de cargas<sup>126</sup>, sin embargo, la acumulación de tensión en la línea del cemento puede ser más nociva que beneficiosa para la restauración y que la concentración de tensión en la capa de cemento puede promover fallas de adhesión ya que la falla del adhesivo en la interfase cemento/dentina es muy común porque la tensión crítica del cemento es menor que la de un poste de fibra o estructura dental<sup>127</sup>.

Finalmente, los retenedores intraradiculares de fibra de vidrio y disilicato de litio presentaron la mayor concentración de esfuerzos en el poste en el tercio medio, con una concentración máxima de esfuerzos de 20,05 y 78,70 MPa, respectivamente. Sin embargo, el pico no alcanzaría la resistencia a la flexión de estos materiales, por lo que no se esperaría falla por fractura posterior.

## **5. CONCLUSIONES:**

Teniendo en cuenta las limitaciones del presente estudio, se extrajeron las siguientes conclusiones:

1. El disilicato de litio y la fibra de vidrio monolíticos son materiales adecuados para la rehabilitación de dientes tratados endodónticamente.
2. El poste de fibra de vidrio distribuye los esfuerzos en la dentina de forma más homogénea en comparación con el disilicato de litio.

3. El esfuerzo máximo acumulado en la dentina es mayor en los postes de fibra de vidrio en comparación con el disilicato de litio.
4. La ubicación del esfuerzo máximo en el retenedor de fibra de vidrio se encontró en el tercio medio y en el retenedor de disilicato de litio fue mayor y lo largo del retenedor.

## 6. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS:

1. Toksavul S, Toman M, Uyulgan B, Schmage P, Nergiz I. Effect of luting agents and reconstruction techniques on the fracture resistance of pre-fabricated post systems. *J Oral Rehabil.* 2005;32(6):433–440.
2. Azim AA, Griggs JA, Huang GT. The Tennessee study : factors affecting treatment outcome and healing time following nonsurgical root canal treatment. *Int Endod J.* 2016;6–16.
3. Lapria A, Silveira R, Pereira R, Chiarello M, Faria R. Endodontically treated teeth: Characteristics and considerations to restore them. *J Prosthodont Res.* 2011;55:69–74.
4. Batista V, Bitencourt S, Bastos N, Pellizzer E, Goiato M, dos Santos D. Influence of the ferrule effect on the failure of fiber-reinforced composite post-and-core restorations: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent.* 2020;123(2):239–245.
5. Sorensen J, Engelman M. Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1990;63(5):529–536.
6. de Andrade G, Mendes J, de Oliveira A, Bottino M, Borges A, Valandro L. A study on stress distribution to cement layer and root dentin for post and cores made of Cad/Cam materials with different elasticity modulus in the absence of ferrule. *J Clin Exp Dent.* 2019;11(1):1–8.
7. Baba N, Golden G, Goodacre C. Nonmetallic prefabricated dowels : A review

of compositions, properties, laboratory, and clinical test results. *Am Coll Prosthodont.* 2009;18:527–536.

8. Veríssimo C, Simamoto P, Soares C, Noritomi P, Santos P. Effect of the crown, post, and remaining coronal dentin on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary central incisors. *J Prosthet Dent.* 2014;111(3):234–246.
9. Melo C, Borges G, Caldas D, Santos R, Ignácio S, Mazur R. Marginal adaptation and quality of interfaces in lithium disilicate crowns - Influence of manufacturing and cementation techniques. *Oper Dent.* 2017;41(6):185–195.
10. Tronstad L. *Clinical endodontics. Second rev.* New York: Thieme; 2002. 259 p.
11. Bystrom A, Sundqvist G. Bacteriologic evaluation of the efficacy of mechanical root canal instrumentation in endodontic therapy. *Eur J Oral Sci.* 1981;89(4):321–328.
12. Canalda C, Brau E. *Endodoncia- Técnicas clínicas y bases biológicas.* Tercera ed. Barcelona, España; 2014. 462 p.
13. Casanellas J. *Reconstrucción de dientes endodonciados.* Madrid. 2005. 1–173 p.
14. Ng Y, Mann V, Rahbaran S, Lewsey J, Gulabivala K. Outcome of primary root canal treatment: Systematic review of the literature - Part 2. Influence of clinical factors. *Int Endod J.* 2008;41(1):6–31.

15. Santos A, de Castro L, Mateo J, Ramos C. Success or failure of endodontic treatments: A retrospective study. *J Conserv Dent*. 2019;22(2):485–490.
16. Löst C. Quality guidelines for endodontic treatment: Consensus report of the european society of endodontology. *Int Endod J*. 2006;39(12):921–930.
17. Virdee S, Thomas M. A practitioner's guide to gutta-percha removal during endodontic retreatment. *Br Dent J*. 2017;222(4):251–257.
18. Young GR, Parashos P, Messer HH. The principles of techniques for cleaning root canals. *Aust Dent J*. 2007;52(1):52–60.
19. Gonc L, Costa R, Vieira C, Junior A, Soares R, Vettore M. The effect of sodium hypochlorite and chlorhexidine as irrigant solutions for root canal disinfection : A systematic review of clinical trials. *J Endod*. 2016;42(4):527–532.
20. Pascon F, Kantovitz K, Silva L, do Espínto A, Martin A, Puppín R. Morphological and chemical changes in dentin after using endodontic agents: Fourier transform Raman spectroscopy, energy-dispersive x-ray fluorescence spectrometry, and scanning electron microscopy study. *J Biomed Opt*. 2012;17(7):1–6.
21. Cumbo E, Melilli D, Gallina G. Irrigants in endodontics: a review. *Int J clinical Dent*. 2019;12(1):37–62.
22. Haapasalo M, Shen Y, Wang Z, Gao Y. Irrigation in endodontics. *Br Dent J*. 2014;216:299–303.

23. Baldion P, Betancourt D, Gutierrez D, Beltran E, Lafaurie G, Chambrone L. Influence of endodontic irrigants on bond strength between glass-fibre posts and dentin: a systematic review of in vitro studies. *Int J Adhes Adhes.* 2020;102:1–14.
24. Khoroushi M, Amirkhani Najafabadi M, Feiz A. Effects of calcium hypochlorite and sodium hypochlorite, as root canal irrigants, on the bond strength of glass fiber posts cemented with self-adhesive resin cement. *Front Dent.* 2019;16(3):215–223.
25. Siqueira J, Rôças I, Paiva S, Guimarães T, Magalhães K, Lima K. Bacteriologic investigation of the effects of sodium hypochlorite and chlorhexidine during the endodontic treatment of teeth with apical periodontitis. *Oral surgery, oral Med oral Pathol oral Radiol endodontology.* 2007;104(1):122–130.
26. Hee J, Chung J, Sam H, Park E, Kwak S, Cheol H. Comparison of bacterial leakage resistance of various root canal filling materials and methods: Confocal laser-scanning microscope study. *Scanning.* 2015;37(6):422–428.
27. Camilleri J. Will bioceramics be the future root canal filling materials ? *Curr oral Heal reports.* 2017;4(3):228–238.
28. Alsubait S, Albader S, Alajlan N, Alkhunaini N, Niazy A, Almahdy A. Comparison of the antibacterial activity of calcium silicate- and epoxy resin-based endodontic sealers against *Enterococcus faecalis* biofilms : a confocal

- laser-scanning microscopy analysis. *Odontology*. 2019;513–520.
29. Murgueitio R, Avila-Ortiz G. A novel diagnostic and prognostic classification for the clinical management of endodontically treated single anterior teeth. *Int J periodontics Restor Dent*. 2012;32(6):713–720.
  30. Kumar P, Nageswar R. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution in a tooth restored with metal and fiber posts of varying diameters: An in-vitro study. *J Conserv Dent*. 2015;18(2):100–104.
  31. Grossmann Y, Sadan A. The prosthodontic concept of crown-to-root ratio: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2005;9:559–562.
  32. Peroz I, Dent M, Blankenstein F, Dent M. Restoring endodontically treated teeth with posts and cores-a review. *Quintessence Int (Berl)*. 2005;36(9):737–747.
  33. Jotkowitz A, Samet N. Rethinking ferrule - A new approach to an old dilemma. *Br Dent J*. 2010;209(1):25–33.
  34. Phark J-H, Sartori N, Oliveira L, Duarte S. A Comprehensive Guide for Post and Core Restorations. Vol. 21, *Biomaterials update*. 2012. 44–64 p.
  35. Mallat E. *Manual de restauración del diente endodonciado*. 2014. 160 p.
  36. Sumitha M, Kothandaraman R, Sekar M. Evaluation of post-surface conditioning to improve interfacial adhesion in post-core restorations. *J Conserv Dent*. 2011;14(1):28–31.

37. Zhu Z, Dong X-Y, He S, Pan X, Tang L. Effect of post placement on the restoration of endodontically treated teeth: A systematic review. *Int J Prosthodont.* 2015;28(5):475–483.
38. Shaik S, Shoeb S. Direct linear measurement of root dentin thickness and dentin volume changes with post space preparation: A cone-beam computed tomography study. *Contemp Clin Dent.* 2017;9(1):77–82.
39. Huysmans M, Klein M, Kok G, Whitworth J. Parallel post-space preparation in different tooth types ex vivo: Deviation from the canal centre and remaining dentine thickness. *Int Endod J.* 2007;40(10):778–785.
40. Goyal S, Mittal S. Prosthodontic management of endodontically treated teeth- A review. *J pearlident.* 2014;5(10):13–20.
41. Juloski J, Radovic I, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Ferrule effect: A literature review. *J Endod.* 2012;38(1):11–19.
42. Kumar R, Pathak R, Singh P, Mahajan S, Tiwari D, Deval P. Comparison of Bond Strength and Fracture Toughness of Metal – Ceramic Restorations Fabricated by Conventional Lost-Wax Technique and Selective Laser Sintering. *Int J Oral Care Res.* 2019;7(2):43.
43. Agüero Del Carpio Patricia, Paredes Coz Gerzon ACC. Evolución del poste muñón en Odontología Evolution of intraradicular posts in. *Odontol Sanmarquina.* 2017;20(2):75–78.
44. McLaren JD, McLaren CI, Yaman P, Bin-shuwaish MS, Dennison JD,

- Mcdonald NJ. The effect of post type and length on the fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 2008;101(3):174–182.
45. Cheung W. A review of the management of endodontically treated teeth: Post, core and the final restoration. *J Am Dent Assoc.* 2005;136(5):611–619.
  46. Goracci C, Ferrari M. Current perspectives on post systems : a literature review. *Aust Dent J.* 2011;56(1):77–83.
  47. Bottino M, Ferreira A, Giannini V. *Estetica en rehabilitacion oral metal-free.* Primera ed. Sao Paulo; 2001. 496 p.
  48. Perdigão J. *Restoration of root canal-treated teeth. Restoration of Root Canal-Treated Teeth.* 2016.
  49. Dallari A, Rovatti L, Dallari B, Mason P, In Suh B. Translucent quartz-fiber post luted in vivo with self-curing composite cement : Case report and microscopic examination at a two-year clinical follow-up. *J Adhes Dent.* 2006;8(3):189–196.
  50. Torbjørner A, Karlsson S, Odman P. Survival rate and failure characteristics. *J Prosthet Dent.* 1995;73(5):439–444.
  51. Begüm Akkayan TG. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *J Prosthet Dent.* 2002;87(4):431–437.
  52. Sarkis-Onofre R, Jacinto RDC, Boscato N, Cenci MS, Pereira-Cenci T. Cast metal vs. glass fibre posts: A randomized controlled trial with up to 3 years of

follow up. *J Dent.* 2014;42(5):582–587.

53. Martino N, Truong C, Clark AE, O'Neill E, Hsu SM, Neal D, et al. Retrospective analysis of survival rates of post-and-cores in a dental school setting. *J Prosthet Dent.* 2020;123(3):434–441.
54. Akkayan B, Gülmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *J Prosthet Dent.* 2002;87(4):431–437.
55. Frydman G, Levatovsky S, Pilo R. Fiber reinforced composite posts: literature review. *Int J Sci Res.* 2013;30(3):1887–1893.
56. Rezaei M, Amirian K, Tavanafar S. Fracture resistance of upper central incisors restored with different posts and cores. *Restor Dent Endod.* 2015;40(3):229–235.
57. Rocha A, Machado L, de Carvalho A, Matos E, Carvalho C, Rodolfo R. Effect of anatomical customization of the fiber post on the bond strength of a self-adhesive resin cement. *Int J Dent.* 2017;1–6.
58. Nergiz I, Schmage P. Effect of different surface textures on retentive strength of tapered posts. *J Prosthet Dent.* 1997;(1):451–457.
59. Standlee J, Caputo A. Effect of surface dowels cemented with a resin. *J Prosthet Dent.* 1993;70:403–405.
60. dos Santos J, Moura C, Mascaro B. One-step fiber post cementation and core build-up in endodontically treated tooth: A clinical case report. *J Esthet*

Restor Dent. 2020;32(1):5–11.

61. Mallat E. Manual de restauracion del diente endodonciado.pdf. 2014. 160 p.
62. Garoushi S, Tanner J, Keulemans F, Bell A, Lassila L, Vallittu P. Fiber reinforcement of endodontically treated teeth: What options do we have? literature review. Eur J Prosthodont Restor Dent. 2020;28:54–63.
63. Greig V. Craig's restorative dental materials, 13th edition. Vol. 213, British Dental Journal. 2012. 90 p.
64. Garoushi S, Gargoum A, Vallittu P, Lassila L. Short fiber-reinforced composite restorations : A review of the current literature. J Investig Clin Dent. 2018;9:1–10.
65. Vilcapoma H, Ganoza R, Bolaños A, Tapia A, Balarezo A. Uso de un poste y núcleo de fibra de vidrio compuesto fabricados con cad/cam para restaurar un diente tratado endodónticamente: reporte de caso. Rev estomatológica Hered. 2019;29(3):231–240.
66. Liu P, Deng X, Wang X. Use of a cad/cam-fabricated glass fiber post and core to restore fractured anterior teeth: A clinical report. J Prosthet Dent. 2010;103(6):330–333.
67. Chen Z, Li Y, Deng X, Wang X. A novel computer-aided method to fabricate a custom one-piece glass fiber dowel-and-core based on digitized impression and crown preparation data. J Prosthodont. 2014;23(4):276–283.

68. Bittner N, Hill T, Randi A. Evaluation of a one-piece milled zirconia post and core with different post-and-core systems: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2010;103(6):369–379.
69. Eid R, Koken S, Baba N, Ounsi H, Ferrari M, Salameh Z. Effect of fabrication technique and thermal cycling on the bond strength of cad/cam milled custom fit anatomical post and cores: an in vitro study. *J Prosthodont.* 2019;28(8):898–905.
70. Dantas R, Delgado L, Almeida A, Martins J, Ortega V, Ramos G. Comparison of the resistance of intraradicular pin of glass fiber with experimental pin connected by cad/cam technology. *Res Soc Dev.* 2020;9(7):1–20.
71. Ruschel GH, Gomes ÉA, Silva-Sousa YT, Pinelli RGP, Sousa-Neto MD, Pereira GKR, et al. Mechanical properties and superficial characterization of a milled cad-cam glass fiber post. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2018;82:187–192.
72. Alcantara S. Fiber cad post & core. *Brasil*; p. 1–2.
73. Bioloren. Trilor blanks- Discs and blocks for cam/cam. 2017. p. 2.
74. Rtd. One core. 2016. p. 10.
75. Driscoll CF, Freilich MA, Guckes AD, Knoernschild KL, MCGarry TJ. The glossary of prosthodontic terms: ninth edition. *J Prosthet Dent.* 2017;117(5S):1–105.

76. Zarone F, Di Mauro MI, Ausiello P, Ruggiero G, Sorrentino R. Current status on lithium disilicate and zirconia: a narrative review. *BMC Oral Health*. 2019;1–14.
77. Zhang Y, Kelly R. Dental ceramics for restoration and metal veneering. *Dent Clin North Am*. 2017;61(4):797–819.
78. Documentación científica IPS e.max cad. schaan, liechtenstein: ivoclar vivadent. 2014;5.
79. Zarone F, Ferrari M, Mangano FG, Leone R, Sorrentino R. “digitally oriented materials”: focus on lithium disilicate ceramics. *Int J Dent*. 2016;1–11.
80. Hallmann L, Ulmer P, Kern M. Effect of microstructure on the mechanical properties of lithium disilicate glass-ceramics. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2018;82:355–370.
81. Abdel-Azim T, Rogers K, Elathamna E, Zandinejad A, Metz M, Morton D. Comparison of the marginal fit of lithium disilicate crowns fabricated with cad/cam technology by using conventional impressions and two intraoral digital scanners. *J Prosthet Dent*. 2015;554–559.
82. Wang L, D’Alpino P, Lopes L, Pereira J. Mechanical properties of dental restorative materials: relative contribution of laboratory tests. *J Appl oral Sci*. 2003;11(3):162–167.
83. Plotino G, Grande NM, Bedini R, Pameijer CH, Somma F. Flexural properties of endodontic posts and human root dentin. *Dent Mater*. 2007;23(9):1129–

1135.

84. Kinney JH, Marshall SJ MG. The mechanical properties of human dentin : a critical review and re-evaluation of the dental literature. *Crit Rev Oral Biol Med.* 2009;14(1):13–29.
85. Upadhyaya V, Bhargava A, Parkash H, Chittaranjan B, Kumar V. A finite element study of teeth restored with post and core: Effect of design, material, and ferrule. *Dent Res J (Isfahan).* 2016;13(3):233–238.
86. Ding X, Li J, Zhang X, Yan X. Effects of 3 different residual root treatments after post-and-core restoration: An in vitro fracture resistance experiment and finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2020;1–10.
87. Fischer K, Buhler P, Volkel T. IPS e.max® CAD- Scientific documentation. Vol. 124, Ivoclar vivadent. 2015. p. 425.
88. Buhler P, Volkel T, Fischer K. IPS e.max Press- Scientific documentation. Ivoclar Vivadent. 2012. p. 1–37.
89. Pegoraro T, da Silva N, Carvalho R. Cements for use in esthetic dentistry. *Dent Clin North Am.* 2007;453–471.
90. Ozcan M. Luting cements for dental applications. Woodhead Publ Ltd. 2013;375–394.
91. Anusavice K, Shen C, Rawls R. Phillips science of dental materials. 12th editi. 2012. 592 p.

92. Raghunath M, Subba V, Basappa N. A comparative study of retentive strengths of zinc phosphate, polycarboxylate and glass ionomer cements with stainless steel crowns - An in vitro study. *J Indian Soc Pedod Prev Dent.* 2010;28(4):245–250.
93. Sunico-Segarra M, Segarra A. A practical clinical guide to resin cements. A practical clinical guide to resin cements. New York; 2015. 85 p.
94. Manso A, Carvalho R. Dental cements for luting and bonding restorations self-adhesive resin cements. *Dent Clin NA.* 2017;61(4):821–834.
95. Serafino C, Gallina G, Cumbo E, Ferrari M. Surface debris of canal walls after post space preparation in endodontically treated teeth: a scanning electron microscopic study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2015;97(3):14–20.
96. Marques R, Ozcan M, Barbosa S, Galhano G, Amaral R, Bottino M, et al. Bond strength of two resin cements on dentin using different cementation strategies. *J Compil.* 2010;22(4):262–268.
97. Christensen C. Why use resin cements? *J Am Dent Assoc.* 2010;141(2):204–6.
98. de Oliveira A, Mendes J, de Assuncao R, Souto A. Influence of alveolar bone loss and cement layer thickness on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary incisors : A 3-dimensional finite element analysis. *J Endod.* 2017;43(5):1–5.

99. Ubaldini A, Benetti A, Sato F, Pascotto R, Medina A, Baesso M. Challenges in luting fibre posts: Adhesion to the post and to the dentine. *Dent Mater.* 2018;34(7):1054–1062.
100. Sarkis R, Skupien J, Cenci M, Moraes R, Pereira T. The role of resin cement on bond strength of glass-fiber posts luted into root canals : A systematic review and meta- analysis of in vitro studies. *Oper Dent.* 2014;39(1):E31–E44.
101. Caceres EA, Sampaio CS, Atria PJ, Moura H, Giannini M, Coelho PG, et al. Void and gap evaluation using microcomputed tomography of different fiber post cementation techniques. *J Prosthet Dent.* 2018;119(1):103–107.
102. Pulido CA, Gebert A, Mongruel G, Fortes B, Kalinowski H, Gomes J. An in situ evaluation of the polymerization shrinkage , degree of conversion , and bond strength of resin cements used for luting fi ber posts. *J Prosthet Dent.* 2016;116:570–576.
103. Ramos M, Pegoraro T, Pegoraro L, Carvalho R. Effects of curing protocol and storage time on the micro-hardness of resin cements used to lute fiber-reinforced resin posts. *J Appl oral Sci.* 2012;20(5):556–562.
104. Sahafi A, Benetti A, Flury S, Peutzfeldt A. Retention of root canal posts : Effect of cement film thickness, luting cement, and post pretreatment. *Oper Dent.* 2015;40(3):1–9.
105. Wang X, Zhao K, Shu X, Zhang Y, Yang B, Jian Y. Evaluation of fiber posts

vs metal posts for restoring severely damaged endodontically treated teeth:  
A systematic review and meta-analysis. *Quintessence Int (Berl)*.  
2019;50(1):8–20.

106. Helen R, Ross G, Alfredo E, Quaranta T, Correr G, Fernandes L, et al. Influence of the resin cement thickness on the push-out bond strength of glass fiber posts. *Braz Dent J*. 2016;27(5):592–598.
107. Alkudhairy F, Bin M. The effect of sodium hypochlorite and resin cement systems on push-out bond strength of cemented fiber posts. *Pakistan J Med Sci*. 2016;32(4):905–910.
108. Alkudhairy F, Yaman P, Dennison J, McDonald N, Herrero A, Bin M. The effects of different irrigation solutions on the bond strength of cemented fiber posts. *Clin Cosmet Investig Dent*. 2018;10:221–230.
109. Elnaghy A. Effect of QMix irrigant on bond strength of glass fibre posts to root dentine. *Int Endod J*. 2014;47(3):280–289.
110. Barreto M, Rosa R, Seballos V, Machado E, Valandro L, Kaizer OB. Effect of intracanal irrigants on bond strength of fiber posts cemented with a self-Adhesive resin cement. *Oper Dent*. 2016;41(6):e159–167.
111. Aleisa K, AL-Dwairi ZN, Alsubait SA, Morgano SM. Pull-out retentive strength of fiber posts cemented at different times in canals obturated with a eugenol-based sealer. *J Prosthet Dent*. 2016;116(1):85–90.
112. Pires A, Blanco V, Collares F. Influence of eugenol-based sealers on push-

- out bond strength of fiber post luted with resin cement: Systematic review and meta-analysis. *J Endod.* 2015;41(9):1418–1423.
113. Ruiz L, Mongruel G, Bruna B, Rutz F, Mongruel O. Effect of root canal sealers on bond strength of fiber posts to root dentin cemented after one week or six months. 2018;13(1):54–60.
114. Ozcan E, Riza A, Davut I, Riza A, Ari H. Influence of eugenol on the push-out bond strengths of fiber posts cemented with different types of resin luting agents. *Odontology.* 2013;101(2):204–209.
115. Fonzar R, Goracci C, Carrabba M, Louca C, Ferrari M, Vichi A. Influence of acid concentration and etching time on composite cement adhesion to lithium-silicate glass ceramics. *J Adhes Dent.* 2020;22(2):175–182.
116. Belli R, Guimarães J, Filho A, Cardoso L. Post-etching cleaning and resin/ceramic bonding: Microtensile bond strength and EDX analysis. *J Adhes Dent.* 2010;12(4):295–303.
117. Garcia P, Goulart R, Garcia A, Gonzaga C, Fernandes L, Edwards C. Effect of surface treatments on the bond strength of CAD/CAM fiberglass posts. *J Clin Exp Dent.* 2018;10(6):e591–e597.
118. Okeson J. Tratamiento de la Oclusión y afecciones Témporo Mandibulares. Séptima ed. España; 2013. 499 p.
119. Muñoz E, Palma J. Resistencia a la fractura de postes de fibra de vidrio vs postes colados en dientes anteriores. Revisión sistemática. *CES Odontol.*

2016;29(1):45–56.

120. Manns A. Sistema estomatognático bases biológicas y correlaciones clínicas. Madrid; 2011. 752 p.
121. Schmidt G, Mendes J, Oliveira A de, Bottino M, Souto A, Valandro L, et al. A study on stress distribution to cement layer and root dentin for post and cores made of cad/cam materials with different elasticity modulus in the absence of ferrule. *J Clin Exp entistry*. 2019;11(1):e1–e8.
122. Nahar R, Mishra SK, Chowdhary R. Evaluation of stress distribution in an endodontically treated tooth restored with four different post systems and two different crowns- A finite element analysis. *J Oral Biol Craniofacial Res*. 2020;10(4):719–726.
123. Fernandes A, Shetty S, Coutinho I. Factors determining post selection: A literature review. *J Prosthet Dent*. 2003;90(6):556–562.
124. Sorrentino R, Aversa R, Ferro V, Auriemma T, Zarone F, Ferrari M, et al. Three-dimensional finite element analysis of strain and stress distributions in endodontically treated maxillary central incisors restored with diferent post, core and crown materials. *Dent Mater*. 2007;23(8):983–993.
125. Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. *J Dent*. 1999;27(4):275–278.
126. de Oliveira A, Mendes J, de Assuncao R, Souto A. Influence of Alveolar Bone Loss and Cement Layer Thickness on the Biomechanical Behavior of

Endodontically Treated Maxillary Incisors : A 3-dimensional Finite Element Analysis. *J Endod.* 2017;43(5):791–795.

127. Daleprane B, Pereira C, Bueno A, Ferreira R, Moreira A, Magalhães C. Bond strength of fiber posts to the root canal : Effects of anatomic root levels and resin cements. *J Prosthet Dent.* 2020;116(3):416–424.