

UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
POSTGRADO DE ENDODONCIA

**PERNOS INTRARRADICULARES PREFABRICADOS METÁLICOS.
DISTRIBUCIÓN DE TENSIONES E INCIDENCIA DE FRACTURAS
RADICULARES EN EL DIENTE TRATADO ENDODÓNICAMENTE**

Trabajo especial presentado ante la ilustre Universidad Central de Venezuela por la Odontólogo, Jacqueline N. Lazo de la Vega S., para optar al título de Especialista en Endodoncia.

Caracas, octubre 2005

UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
POSTGRADO DE ENDODONCIA

**PERNOS INTRARRADICULARES PREFABRICADOS METÁLICOS.
DISTRIBUCIÓN DE TENSIONES E INCIDENCIA DE FRACTURAS
RADICULARES EN EL DIENTE TRATADO ENDODÓNTICAMENTE**

Autor: Od. Jacqueline Lazo de la Vega

Tutor: Prof. Olga González Blanco

Caracas, octubre 2005

DEDICATORIA

Dedico este gran esfuerzo:

A mi hija Juliette, bajaste del cielo y despertaste mi corazón, mis momentos contigo siempre son los mejores.

A mi esposo Julio, tu sonrisa y tu cálida voz me acompañan en todo momento, gracias por todo tu amor y tu apoyo incondicional.

A mis padres, los llevo siempre conmigo, gracias por sus enseñanzas que guían en todo momento mi camino.

A mis hermanos, compañeros de juegos, compañeros de sueños, una vez más lo logramos...

AGRADECIMIENTOS

A mi tutora, la profesora Olga González Blanco, MSc en Odontología Restauradora y Oclusión, gracias por su motivación, disposición, esfuerzo ilimitado y por confiar en mí, sus enseñanzas me guiaron por el camino de la excelencia y siempre permanecerán en mi ejercicio profesional.

A la profesora Mariela Fajardo, MSc en Biología Bucal, Especialista en Endodoncia por brindarme un gran apoyo para la realización de este trabajo y por ser un estímulo de superación durante la realización del postgrado.

A la profesora María Valentina Camejo, Especialista en Endodoncia y el profesor Enrique Pérez, MSc en Endodoncia, padrinos de nuestra promoción, por ser un ejemplo de superación y esfuerzo, que sirvieron de estímulo para la realización de este trabajo.

Al profesor José Rafael Salazar, Jefe de la Cátedra de Coronas y Puentes Fijos, por su colaboración, orientación y por

brindarme consejos muy útiles durante la realización de este trabajo.

Al profesor Federico Brito, MSc en Prostodoncia, gracias por su apoyo incondicional y su aporte de material valioso para la realización de este trabajo.

A mis compañeras del postgrado, las odontólogas Carolina Cachucho, Altamira Puente, María Alejandra Navarro, Jabnel Cabrera, Martha Ferreira y María Eugenia Rojas, gracias por la amistad y el apoyo brindado durante la realización de este trabajo y durante todo el postgrado.

A todos los compañeros de la Cátedra de Coronas y Puentes Fijos, por la colaboración y el estímulo brindado para la realización de este trabajo.

LISTA DE CONTENIDOS

	Página
Dedicatoria.....	iv
Agradecimientos.....	v
Lista de gráficos.....	x
Resumen.....	xi
I. INTRODUCCIÓN.....	1
II. REVISIÓN DE LA LITERATURA.....	5
1. Diente tratado endodónticamente.....	5
2. Restauración del diente tratado endodónticamente sin perno intrarradicular.....	19
3. Restauración del diente tratado endodónticamente con perno intrarradicular.....	43
3.1. Definición de pernos intrarradicales metálicos.....	47
3.2. Clasificación de los pernos intrarradicales metálicos.....	48
3.2.1. Perno intrarradicular colado.....	48
3.3.2. Perno intrarradicular prefabricado metálico.....	51
4. Pernos intrarradicales prefabricados metálicos.....	53
4.1. Pernos intrarradicales prefabricados metálicos.	
Consideraciones generales.....	53

4.2. Características de los pernos intrarradiculares prefabricados metálicos, más utilizados en odontología...	57
4.2.1. Pernos intrarradiculares prefabricados metálicos pasivos.....	58
4.2.1.1. Pernos prefabricados metálicos pasivos cónicos. Endopost®.....	58
4.2.1.2. Pernos prefabricados pasivos paralelos.....	62
4.2.1.2.1. Para-Post®	63
4.2.1.2.2. Sistema Ad-Post®.....	66
4.2.1.2.3. Access Post®.....	68
4.2.2 Pernos intrarradiculares prefabricados metálicos activos.....	69
4.2.2.1. Perno intrarradicular metálico activo autorroscado. Dentatus®.....	70
4.2.2.2. Perno intrarradicular metálico activo de punta bífida. Flexi-Post®.....	72
4.2.2.3. Perno intrarradicular metálico activo de lados paralelos. Radix®.....	78
4.2.2.4. Pernos intrarradiculares metálicos activos híbridos.....	80
4.3. Factores dentarios a considerar para la colocación de un perno intrarradicular prefabricado metálico.....	81

4.3.1. Longitud y forma de la raíz.....	81
4.3.2. Posición del diente en la arcada y la oclusión.....	93
4.3.3. Condición del tratamiento endodóntico.....	101
4.3.4. Integridad de la raíz.....	112
4.3.5. Estado de los tejidos de soporte.....	116
4.3.6. Desobturación del conducto radicular.....	121
4.4. Factores que determinan la selección de los pernos intrarradiculares prefabricados metálicos.....	137
4.4.1. Diseño del perno.....	137
4.4.2. Longitud del perno.....	150
4.4.3. Diámetro del perno.....	156
4.4.4. Textura superficial.....	165
4.4.5. Canales o ventanas de ventilación.....	168
5. Distribución y concentración de tensiones radiculares en dientes reconstruidos con pernos intrarradiculares prefabricados metálicos.....	171
6. Resistencia a la fractura de los dientes reconstruidos con pernos intrarradiculares prefabricados metálicos.....	207
III. DISCUSIÓN.....	259
IV. CONCLUSIONES.....	276
V. REFERENCIAS.....	281

LISTA DE FIGURAS

	Página
Figura 1. Pernos del Sistema Para-Post [®] (Whaledent, Int., New York N.Y.) De izquierda a derecha №4, №5, №6, №7.....	64
Figura 2. Pernos №4 y №6 del sistema Para-Post [®] con su respectiva broca paralelizadora.....	65
Figura 3. Pernos del sistema AD Post [®] (Kuraray Co., Osaka, Japan). De izquierda a derecha, №6M, №6L, №6LL, №6EL.....	67
Figura 4. Criterios generales necesarios para la preparación de los pernos intrarradiculares: (LP=longitud del perno). <i>Tomado de Bottino et al., 2001.</i>	123
Figura 5. Concentración de esfuerzos en la raíz con pérdida de soporte óseo periodontal, resultando en fractura radicular. <i>Tomado de Bottino et al., 2001.....</i>	152
Figura 6. Filosofías para la preparación del diámetro del perno (vista vestibular de un canino inferior izquierdo). <i>Tomado de Lloyd et al., 1993.....</i>	159

RESUMEN

El diente tratado endodónticamente se ha descrito como un diente frágil por naturaleza, el debilitamiento causado por la pérdida de estructura dentaria se señala como una de las principales causas, sin embargo, pareciera que ciertos irrigantes y medicamentos endodónticos pudieran alterar las propiedades biomecánicas de la dentina, no obstante, se desconoce su implicación clínica. Se cree que cuando estos dientes son reconstruidos con pernos intrarradiculares prefabricados metálicos son más susceptibles a la fractura; esto se ha relacionado con las tensiones que transmiten los pernos hacia la estructura radicular. Estos pernos poseen diversos diseños que modifican la distribución de tensiones y la incidencia de fracturas radiculares durante su inserción y la función. La retención del sistema, no debe condicionar la selección del perno; se ha observado que los pernos que permiten la falla del agente cementante protegen la estructura dentaria contra la fractura radicular. Se deben preferir los diseños que distribuyan uniformemente las tensiones o que permitan su concentración en la porción coronaria, donde la raíz presenta un mayor grosor y se puede proteger. Se ha demostrado que el diseño de los pernos prefabricados pasivos paralelos es uno de los más exitosos, se recomienda su comparación con los nuevos diseños disponibles.

I. INTRODUCCIÓN

Desde sus inicios la práctica odontológica realiza esfuerzos por perpetuar la vida del diente en la cavidad bucal. Los avances dentro del campo de la endodoncia y de la odontología restauradora, con el empleo de nuevos materiales y técnicas, hacen posible la permanencia de dientes debilitados.

La endodoncia y la odontología restauradora son dos disciplinas estrechamente relacionadas, la primera intenta conservar un diente que ha perdido la función de su tejido pulpar y la segunda persigue devolver al diente su funcionalidad dentro del arco dentario. Cuando se requiere un tratamiento endodóntico, una vez finalizado, el diente requerirá de una restauración. Por esta razón, el éxito en el tratamiento dependerá de la realización adecuada de ambos procedimientos.

Es importante conocer los factores tanto endodónticos como protésicos involucrados en la restauración de un diente tratado endodónticamente. De esta forma, el odontólogo determinará, en función de las características

de ese diente, un método de reconstrucción que proteja la estructura dentaria y disminuya el riesgo a la fractura.

Existe una amplia variedad de alternativas para reconstruir los dientes tratados endodónticamente, desde la reconstrucción directa con materiales de relleno hasta la reconstrucción con pernos intrarradiculares colados o prefabricados. La reconstrucción con el sistema de perno colado es un sistema ampliamente conocido, que pareciera ser clínicamente exitosa; sin embargo, existe una marcada tendencia a utilizar los sistemas de pernos prefabricados por su fácil manejo y por el menor tiempo que requieren para su instalación.

Los sistemas de pernos prefabricados se pueden diferenciar por su material de confección y por su diseño. Para la presente investigación se limitó el estudio a los sistemas de pernos prefabricados metálicos, a fin de conocer la amplia variedad de diseños que estos presentan. El perno intrarradicular prefabricado brinda retención al material de reconstrucción coronaria, su diseño determina variaciones en su geometría, superficie y mecanismo de retención. Las combinaciones posibles entre estos elementos

podrían representar un comportamiento potencialmente diferente dentro del conducto radicular, corresponde al odontólogo una adecuada selección ante cada situación clínica.

Uno de los aspectos más preocupantes en la restauración del diente tratado endodónticamente es la tendencia a la aparición de fracturas radiculares, por ello, se ha tratado de dilucidar la influencia del perno intrarradicular sobre la raíz dentaria, durante su inserción y funcionamiento. El análisis de tensiones permite estudiar el comportamiento del perno intrarradicular y determinar qué elementos del diseño de estos pernos influyen sobre la magnitud y la distribución de las tensiones hacia la estructura radicular y la aparición de fracturas radiculares en estos dientes.

Con esa información, el odontólogo podría orientar su selección hacia aquellos sistemas de pernos que favorezcan la permanencia de la restauración, la funcionalidad del sistema y la protección de la estructura dentaria remanente, según el caso clínico particular.

El objetivo de la presente investigación es analizar las características del diente tratado endodónticamente y, en base a los diversos diseños de pernos intrarradiculares prefabricados metálicos de uso más frecuente en la odontología restauradora, describir la distribución de tensiones radiculares durante la inserción y el funcionamiento de estos pernos y su influencia en la incidencia de fracturas radiculares.

II. REVISIÓN DE LA LITERATURA

1. DIENTE TRATADO ENDODÓNTICAMENTE

El diente tratado endodónticamente ha generado controversias para la profesión odontológica en relación a sus características y tratamiento restaurador adecuado. En un principio, se consideraba dicho diente como cronológicamente viejo, con un contenido reducido de humedad interna, que requería precauciones adicionales para protegerlo contra las fracturas⁽¹⁾.

Quienes suponían que el diente tratado endodónticamente era por si mismo un diente débil, se basaban en los cambios ocurridos a nivel de la dentina. En los años 50, la dentina del diente desvitalizado se describió como *desecada*⁽²⁾. Adicionalmente, se afirmaba que la elasticidad de la dentina disminuía progresivamente una vez realizado el tratamiento endodóntico⁽³⁾.

Esta posición estaba basada sobre un estudio publicado por Helfer, Melnick y Schilder⁽⁴⁾, quienes afirmaron que existía un 9% menos de contenido de humedad en las fibras colágenas de los dientes tratados endodónticamente; la pérdida de agua originaba una contracción del tejido dentinario, que inducía a la

formación de zonas de tensión que producirían la fractura.

Las consideraciones anteriores determinaban que el diente tratado endodónticamente debía recibir un perno intrarradicular para fortalecer la raíz^(5,6) y una corona para protegerlo⁽⁵⁾. De esta forma se sometía a procedimientos invasivos como la preparación de canales, surcos y rieleras⁽⁷⁾.

La creencia que el diente tratado endodónticamente era un diente débil prevaleció en la práctica odontológica hasta que la investigación clínica comenzó a cuestionar esta afirmación. Es así como se incorporó dentro del análisis de la resistencia a la fractura, un nuevo elemento: la estructura dentaria remanente⁽⁶⁾. Se evaluó, entonces, la relación entre la cantidad de tejido dentario remanente y la resistencia a la fractura, de los dientes sometidos a fuerzas oclusales. Los resultados de las investigaciones realizadas para tal fin determinaron que a medida que disminuye la cantidad de estructura dentaria remanente se reduce la capacidad del diente para resistir las fuerzas oclusales y aumenta su posibilidad de fractura^(8,9,10).

Reeh, Messer y Douglas⁽¹¹⁾ realizaron un estudio *in vitro*, el cual evaluó la influencia del tratamiento endodóntico y los

procedimientos restauradores, sobre la resistencia a la fractura dentaria, utilizando una carga no destructiva de 37N por cada 3 segundos en premolares superiores intactos. El resultado de esta investigación determinó que los procedimientos endodónticos no influyen significativamente sobre el diente, reduciendo su resistencia a la fractura en un 5%. Sin embargo, se presentó una disminución de la resistencia a la fractura de un 63%, en aquellos dientes que perdieron sus rebordes marginales, debido a la preparación de cavidades mesio-ocluso-distales (MOD). Se concluyó que los procedimientos endodónticos no debilitan al diente que conserva su integridad marginal.

Lewinstein y Grajower⁽¹²⁾ determinaron la dureza de la dentina radicular de dientes tratados endodónticamente que se mantuvieron funcionales por períodos de entre 1 y 10 años en boca, antes de la exodoncia. Los resultados demostraron que el tratamiento endodóntico no afectaba la dureza dentinaria, lo cual sugiere que la remoción de estructura dentaria durante el tratamiento endodóntico es la causa de la debilidad de estos dientes.

Sedgley y Messer⁽¹³⁾ compararon las propiedades biomecánicas (módulo de elasticidad, límite proporcional, dureza y resistencia a la fractura) de la dentina en 23 dientes tratados endodónticamente y sus homólogos vitales. El promedio de permanencia en boca, posterior al tratamiento endodóntico, varió entre 1 y 10 años. El análisis reveló que no existieron diferencias significativas, entre los dientes tratados endodónticamente y sus homólogos contralaterales vitales.

De la misma forma, Huang, Schilder y Nathanson⁽¹⁴⁾ señalan que la deshidratación posterior al tratamiento endodóntico no debilita la estructura dentinaria. Ellos compararon las propiedades mecánicas y físicas de la dentina en dientes con y sin tratamiento de conducto, que se sometieron a diferentes condiciones experimentales como humedad, aire seco, desecación y rehidratación.

Posteriormente, aplicaron fuerzas compresivas y de tensión para evaluar las propiedades biomecánicas de la dentina. Ellos observaron que la resistencia de la dentina a las fuerzas de compresión y de tensión, no fue significativamente diferente al compararla con la dentina de dientes normales⁽¹⁴⁾.

Estos resultados indican que los dientes tratados endodónticamente no incrementan su fragilidad después del tratamiento endodóntico y sugieren que la suma de los factores como la pérdida de la estructura dentaria por caries, el trauma oclusal, los procedimientos restauradores y endodónticos pueden producir un aumento de la susceptibilidad a la fractura⁽¹³⁾.

Sin embargo, la utilización de nuevos materiales e instrumentos para la preparación de los conductos radiculares durante el tratamiento endodóntico ha motivado la realización de nuevas investigaciones⁽¹⁵⁻²⁰⁾ a fin de determinar cómo estos procedimientos pueden alterar las propiedades biomecánicas de la dentina radicular.

Se ha demostrado que el éxito de la terapia endodóntica depende en gran medida del desbridamiento mecánico y químico, a través del uso de instrumentos y de diversas soluciones irrigantes. Debido a que las superficies de dentina preparadas siempre quedan cubiertas con la llamada *capa de desechos*, es común la utilización de diversas soluciones irrigantes, con la intención de disolver los restos orgánicos, sin embargo, algunas sustancias presentan, además, acción sobre los componentes

inorgánicos del tejido dentario⁽¹⁵⁾. Se ha descrito una disminución en la dureza^(15-17,21,22), el módulo de elasticidad, la resistencia a la flexión^(19,20) y la resistencia a la fractura de la dentina radicular⁽¹⁸⁾.

Los agentes quelantes mejoran el desbridamiento químico-mecánico durante el tratamiento de conductos, porque permiten la remoción de la *capa de desechos* así como la desmineralización y el reblandecimiento de la dentina. Los agentes quelantes que se usan comúnmente se basan en diferentes concentraciones de ácido etilendiaminotetraacético (EDTA). La eficiencia del agente depende de la longitud del conducto radicular, la profundidad de penetración del material, el tiempo de aplicación, la dureza dentinaria, el pH y la concentración del material. Se dice que para obtener el efecto máximo del agente quelante, se debe combinar la irrigación con un solvente de tejidos como el hipoclorito de sodio⁽¹⁶⁾.

Saleh y Ettman⁽¹⁵⁾ relacionaron el efecto de los irrigantes endodónticos sobre la microdureza de la dentina radicular, a profundidades de 500 μm y 1 mm a partir de la interfase pulpo-dentinaria. El estudio contó con dos grupos experimentales, en el primero se utilizó peróxido de hidrógeno (H_2O_2) al 3% y el

hipoclorito de sodio (NaOCl) al 5% de forma alternativa y en el segundo grupo se utilizó EDTA al 17%. En ambos grupos se observó una disminución de la microdureza de la dentina radicular, sin embargo, la irrigación con EDTA ocasionó una mayor reducción de la microdureza dentinaria.

Determinaron que la disminución en la dureza se relaciona con la zona del diente evaluada y estos valores disminuyen en la medida que las indentaciones se realizan a mayor cercanía de la pulpa. Probablemente, debido a la gran cantidad de túbulos dentinarios abiertos, que ofrecen poca resistencia a la indentación⁽¹⁵⁾.

Los resultados de esta investigación indican que la irrigación tiene efectos potentes y directos sobre la estructura dentinaria. El peróxido de hidrógeno afecta la parte inorgánica de la dentina a través de la desmineralización ácida y ataca la dentina intertubular, rica en contenido orgánico, por la acción de desnaturalización del colágeno. De la misma forma, el hipoclorito de sodio tiene la capacidad de disolver el contenido orgánico, por lo tanto, actúa sobre el componente colágeno de la dentina. Esto explica como la irrigación alternada con estas dos soluciones afectó la dureza dentinaria. En cuanto al EDTA, su

acción quelante reblandece los componentes calcificados de la dentina, de esta forma, reduce la microdureza dentinaria⁽¹⁵⁾.

Doğan y Çalt⁽¹⁶⁾ demostraron que el uso combinado de la irrigación con EDTA al 17% seguida de la irrigación con NaOCl al 2,5% alteró de forma significativa el contenido mineral de la dentina radicular al compararlo con la utilización del EDTA sólo. Por lo tanto, los autores sugieren que la parte orgánica de la dentina juega un papel crítico en los procesos de descalcificación. Pareciera que cuando el EDTA se utiliza sólo como irrigante, la matriz orgánica de la dentina actúa como un factor limitante sobre la disolución de la dentina, que impide que el agente quelante penetre al substrato subyacente.

Además de las soluciones irrigantes, existen otros materiales endodónticos que pueden afectar la resistencia y la dureza de la dentina radicular. Más específicamente el Mineral Trióxido Agregado (MTA) y el hidróxido de calcio son materiales que se utilizan frecuentemente para el tratamiento endodóntico de dientes traumatizados, sobretodo en casos de dientes inmaduros, que no presentan una completa formación apical. El hidróxido de calcio, que presenta un pH de 11 a 12, se utiliza comúnmente para casos de apicoformación por períodos de 6

meses a 1 año. En cuanto al MTA, se señalan resultados favorables para la apicoformación, debido a que forma una excelente barrera apical, su pH es de 12 a 13 en solución acuosa⁽¹⁸⁾.

White *et al.*⁽¹⁸⁾ realizaron un estudio *in vitro* en dientes de bovino para determinar si el hidróxido de calcio, el MTA y el NaOCl disminuyen la fuerza que se requiere para causar la fractura de la dentina radicular. Luego de un período de 5 semanas, los resultados indicaron que el hidróxido de calcio y el MTA disminuyeron de forma significativa la resistencia a la fractura de la dentina radicular, en un 33% y un 32%, respectivamente. Sin embargo, con el NaOCl se demostró un 59% de debilitamiento de la estructura cuando se le comparó con la dentina normal.

Los autores señalan que el debilitamiento radicular se relaciona con la posible ruptura de la estructura proteica, debido a la alcalinidad de estos materiales. El estudio sugiere que podría ser ventajoso implementar tratamientos de corto plazo cuando se colocan estos materiales dentro del conducto, a fin de disminuir el riesgo de debilitamiento de la estructura dentaria⁽¹⁸⁾.

De la misma forma, durante el tratamiento de conductos existen diferentes técnicas de preparación biomecánica. Como señalan Slutzky-Goldberg, Liberman y Heling⁽¹⁷⁾, algunas técnicas consumen mayor tiempo que otras, de esta forma el tiempo de exposición de la dentina radicular al NaOCl varía. Los autores se basaron en la ventajosa disminución del tiempo de preparación, que ofrecen los sistemas rotatorios con limas de Níquel-Titanio (Ni-Ti); para evaluar el efecto del tipo de instrumentación sobre la microdureza dentinaria. Compararon la instrumentación manual con limas de acero inoxidable, con el uso de un sistema rotatorio con limas Ni-Ti; ambos con la misma solución irrigante, hipoclorito de sodio al 2,5%.

Los resultados del estudio demostraron que la instrumentación manual disminuyó la microdureza de la dentina radicular de forma significativa cuando se le comparó con la instrumentación con Ni-Ti rotatorio. Esto se puede explicar debido a que el tiempo que se requiere para trabajar con limas de acero inoxidable es, aproximadamente, 2 a 3 veces más largo que con el sistema rotatorio con limas Ni-Ti. Entonces con la instrumentación manual, la exposición de la dentina al NaOCl es

mayor y su efecto sobre la microdureza dentinaria es más pronunciado⁽¹⁷⁾.

Durante el tratamiento endodóntico, la capacidad de los irrigantes de reblandecer las paredes dentinarias, facilita la rápida permeabilización y preparación de los conductos radiculares estrechos. Sin embargo, Saleh y Ettman ⁽¹⁵⁾ señalan que este efecto no se debe considerar un problema serio, en relación al potencial de fractura de un diente, si se le compara con otros factores debilitantes como la extensiva preparación del conducto radicular o la aplicación de fuerzas excesivas durante los procedimientos de obturación.

De la misma forma, la integridad de la cámara pulpar ejerce influencia en la resistencia a la fractura de un diente tratado endodónticamente⁽²³⁾. Rubio y Segura⁽²⁴⁾ sostienen que el techo de la cámara pulpar, posee la configuración de un arco; su morfología ofrece una resistencia extraordinaria a la presión y la tensión. Cuando se elimina el techo cameral para obtener el acceso endodóntico, se reduce considerablemente la resistencia intrínseca del diente.

Otro factor que se relaciona con la susceptibilidad a la fractura de los dientes tratados endodóticamente es la propiocepción ante las fuerzas masticatorias. Existe evidencia que estos dientes tienen un nivel de propiocepción reducido, que podría impedir los reflejos normales de protección dentaria e inducir al diente a que soporte fuerzas masticatorias extremas que podrían favorecer la fractura⁽¹²⁾.

Dentro de este marco, la comparación de la fuerza máxima de mordida de un incisivo central superior natural se comparó con la de un diente desvitalizado con recubrimiento total y se demostró que el promedio de fuerza masticatoria máxima fue significativamente mayor en el diente tratado endodóticamente. Este estudio sugiere que los mecanorreceptores que existen dentro de la pulpa, juegan un rol más significativo en la prevención de la sobrefunción que los mecanorreceptores en el periodonto⁽²⁵⁾.

La pérdida de la configuración de la cámara pulpar por procedimientos endodóuticos, la disminución de la estructura dentaria por procedimientos restauradores y la propiocepción disminuida del diente tratado endodóticamente, determinan que su restauración, se convierta en un reto para el odontólogo,

quien debe primero, conocer con claridad, en que casos está indicado la colocación de un perno intrarradicular. En la actualidad se mantiene con amplitud, que el principal propósito de la colocación de un perno es retener el material de reconstrucción del muñón. La decisión de colocar un perno está basada en diferentes parámetros que incluyen la posición del diente en el arco, la oclusión, la función del diente restaurado, la cantidad de estructura dentaria remanente y la configuración del conducto radicular^(1,5,6).

Con frecuencia se acepta la necesidad de cobertura coronaria para dientes tratados endodónticamente, con mínima estructura coronaria o múltiples restauraciones. Por otra parte, la cobertura de un diente tratado endodónticamente, con estructura coronaria clínicamente intacta ha generado controversias⁽²⁶⁾. Algunos odontólogos, abogan por obturar la preparación de acceso de un diente tratado endodónticamente que conserva la integridad estructural de sus paredes, con materiales restauradores como amalgamas, resinas o vidrios ionoméricos reforzados⁽²⁶⁻²⁸⁾, con el fin de no debilitar el diente con la colocación de pernos intrarradicales que lejos de reforzarlos, disminuyen su resistencia a la fractura⁽²⁷⁾.

Guzy y Nicholls⁽²⁸⁾ desarrollaron una investigación *in vitro* para comparar las cargas oclusales necesarias para provocar la fractura de un diente tratado endodónticamente, con un perno cementado, a fin de determinar si éste reforzaba la raíz contra la fractura. Se demostró que no había ningún refuerzo significativo al utilizar un perno Endopost[®] (Sybron/Kerr, Romulus, Mich.), en los dientes tratados endodónticamente con la porción coronaria íntegra.

En conclusión, la dentina provee una sólida base para la restauración dentaria. La resistencia estructural de un diente depende de la cantidad de dentina y la integridad de su forma anatómica. Después de la terapia endodóntica y restauradora existe una apreciable pérdida de dentina, incluyendo estructuras anatómicas, cúspides y configuración de la cámara pulpar. El problema fundamental, es disponer de suficiente dentina sana remanente para retener la restauración^(8-12,24,29,30).

Por lo tanto, es absolutamente esencial asegurarse que el diente ofrezca un potencial favorable de restauración antes de iniciar su tratamiento endodóntico⁽¹⁾. Es decir, cada diente se debe evaluar en cuanto a cantidad de estructura coronaria,

dentina sana, longitud y forma de la raíz, proporción corona-raíz y condición periodontal⁽²⁶⁾.

El diente tratado endodónticamente ha sido, desde hace muchos años, un reto para el odontólogo, debido a su alta frecuencia de fracturas y la dificultad en la selección de un tratamiento restaurador adecuado que asegure su permanencia en boca. La mejor manera de reforzar la estructura de este diente, debe plantearse desde el inicio del tratamiento de conducto, eliminando solo la cantidad de tejido dentario imprescindible, para conseguir una apertura, acceso y preparación de conductos correctos^(1,25,31).

La utilización de un perno para fortalecer un diente tratado endodónticamente pareciera injustificable⁽²⁹⁾. Por estas razones, los pernos deben ser usados sólo para la retención de la reconstrucción coronaria, cuando no existen otras alternativas de tratamiento^(1,5,6,29).

2. RESTAURACIÓN DEL DIENTE TRATADO ENDODÓNTICAMENTE SIN PERNO INTRARRADICULAR

La restauración del diente tratado endodónticamente involucra un análisis entre una serie de factores para seleccionar

la restauración adecuada y el método más idóneo⁽³²⁾. Entre estos factores se encuentran: la cantidad de tejido dentario remanente, el tipo de diente a restaurar, la naturaleza de la oclusión, la morfología radicular, la cantidad y condición del tejido de soporte periodontal y la calidad de hueso^(32,33).

Mc Lean⁽³⁴⁾ señala que, para seleccionar una restauración adecuada, se debe evaluar el diente considerando su importancia dentro de la arcada, las cargas que éste deberá soportar y el estado de los dientes adyacentes. Frank⁽³⁵⁾ afirma que la restauración del diente tratado endodónticamente requiere del mayor cuidado y la mejor planificación para asegurar que la estructura dentaria remanente sea fortalecida y protegida durante la función masticatoria.

La cantidad de tejido dentario remanente también determina la selección del tipo de material restaurador en un diente no vital⁽³³⁾. Ulusoy *et al.*⁽³⁶⁾ en un estudio *in vitro* determinaron que el material restaurador influye en el tipo de fractura que se produce cuando se reconstruye una cúspide funcional en premolares superiores tratados endodónticamente. En este estudio se seccionó la cúspide

palatina a 60 premolares y se restauró con tres tipos de materiales, amalgama, resina compuesta y vidrio ionomérico.

Se aplicó una fuerza vertical con una máquina de pruebas Instron[®] (Instron Corp., Canton, Mass), a todos los grupos. De acuerdo al material de restauración se observaron diferentes tipos de fracturas:

- Reconstrucción con amalgama: se observaron 8 fracturas mesio-distales que se extendían hasta la raíz, 3 fracturas de la cúspide vestibular y 4 fracturas de la restauración de amalgama.
- Reconstrucción con resina compuesta: se observaron 15 fracturas longitudinales en la interfase resina compuesta-esmalte que se propagaron a lo largo del eje axial del diente.
- Reconstrucción con vidrio ionomérico: se observó fragmentación de la restauración en todos los dientes⁽³⁶⁾.

Los resultados de este estudio sugieren que en los casos de premolares superiores que pierdan una cúspide de soporte, se puede considerar a la amalgama retenida por pernos y a la

resina como restauraciones definitivas, no así al vidrio ionomérico. Por último, el material restaurador influye en el tipo de fractura dentaria que se produce al restaurar una cúspide de soporte en un premolar superior⁽³⁶⁾.

Una consideración importante, es que no todos los dientes tratados endodónticamente requieren pernos intrarradiculares, en algunos casos, con simplemente sellar la cavidad de acceso será suficiente⁽³³⁾. Previo estudio de cada caso en particular, se puede restaurar el diente tratado endodónticamente sin perno intrarradicular, utilizando las siguientes alternativas: sellado de la cavidad de acceso, reconstrucción con el uso de materiales adhesivos, reconstrucción del diente con el uso de aditamentos retentivos como pernos peripulpaes, restauración con incrustaciones con protección cuspídea^(2,35) y restauración con coronas^(2,35). La decisión entre estas alternativas se determinará por la evaluación del diente a restaurar^(33,34).

Dentro de la primera opción, encontramos los dientes anteriores (incisivos y caninos), que conservan su corona íntegra después del tratamiento endodóntico. En este caso, no será necesaria la colocación de un perno o corona, debido a que éste no refuerza al diente tratado endodónticamente^(34,37). En estos

dientes, obturar la cavidad de acceso con una restauración adhesiva, como una resina compuesta, es suficiente^(6,34,37).

Para la selección de esta alternativa de tratamiento se deben evaluar otros factores como: el tamaño de la cámara de acceso, la presencia de restauraciones preexistentes o lesiones cariosas, la cantidad de estructura dentaria remanente, la presencia de coloraciones. Además, el uso del diente como un pilar de una prótesis fija o removible puede alterar la decisión del tratamiento⁽³³⁾.

Sin embargo, la mayoría de dientes seleccionados para tratamiento endodóntico, ya han sufrido algún tipo de lesión coronaria debido a trauma, caries o procedimientos restauradores anteriores. La pérdida de estructura dentaria debida a los procedimientos endodónticos, seguida por la reducción para la preparación de la corona pudiera dejar un soporte insuficiente para la restauración⁽³⁷⁾.

La reducción de la estructura dentaria para alojar la restauración coronaria, generalmente, deja tejido remanente insuficiente para la confección del muñón coronario⁽³⁷⁾. En estos casos, los dientes necesitaran para el tallado de la preparación

una reconstrucción con materiales de restauración clásicos para reemplazar la estructura dentaria y proveer la forma de retención y resistencia a la preparación, que permitirá dar soporte a la restauración definitiva^(34,37).

Dentro de las alternativas existentes para reconstruir el diente tratado endodónticamente a fin de dar forma al muñón coronario, tenemos: el empleo de técnicas adhesivas^(6,7,38), el uso de la amalgama con proyección radicular^(39,40) y el uso de pernos peripulpaes en combinación con amalgamas o resinas^(7,33,34,37,41,42).

La utilización de materiales de adhesión es la alternativa más novedosa y más utilizada en la actualidad para la reconstrucción de un diente tratado endodónticamente sin el uso de perno intrarradicular, esta técnica permite un menor desgaste de la estructura dentaria debido a la unión eficaz de la resina compuesta sobre el esmalte grabado⁽⁷⁾.

Se ha demostrado en el laboratorio que dientes con preparaciones MOD se pueden fortalecer para igualar los valores obtenidos en dientes sin preparar si se colocan restauraciones adhesivas. En un estudio clínico retrospectivo,

Hansen comparó la eficacia a largo plazo de la resina compuesta y la amalgama en la restauración de premolares tratados endodónticamente. Durante los tres primeros años los dientes restaurados con amalgama tenían una incidencia mayor de fractura cuspeada, sin embargo en tres a 10 años las fracturas ocurrieron aproximadamente con la misma frecuencia en ambos grupos⁽⁶⁾.

Macpherson y Smith⁽⁴³⁾ estudiaron el efecto del reforzamiento de cúspides debilitadas con diferentes materiales de restauración adhesivos. En un estudio *in vitro*, utilizaron pares de premolares inferiores que se prepararon con cavidades MOD; las cúspides linguales se tallaron hasta dejar entre 1,25 mm y 2,25 mm de grosor. Los dientes se restauraron con 4 técnicas adhesivas: base de vidrio con resina compuesta, vidrio ionomérico, resina compuesta con adhesivo dentinario y resina compuesta sin adhesivo dentinario.

Todos los premolares se sometieron a una fuerza que se aplicó sobre la cúspide debilitada en un ángulo de 30 grados, en relación al eje largo del diente. La resina compuesta y la resina compuesta con base de vidrio demostraron el mayor reforzamiento a los dientes debilitados, particularmente en las

cúspides de 2 mm a 2,5 mm de grosor. Los resultados de este estudio demostraron que es posible reforzar cúspides debilitadas con una técnica alternativa que reduce costos y tiempo de trabajo⁽⁴³⁾.

Trope y Tronstand⁽⁴⁴⁾ en una investigación *in vitro* compararon el incremento de la resistencia a la fractura de premolares tratados endodónticamente, con cavidades MOD restauradas con tres materiales: vidrio ionomérico, resina compuesta y amalgama. Ellos utilizaron 64 premolares tratados endodónticamente y los restauraron de la siguiente forma: grupo 1, vidrio ionomérico; grupo 2, base de vidrio ionomérico con 2 mm de amalgama en oclusal; grupo 3, base de vidrio ionomérico con 2 mm de resina compuesta en la porción oclusal y grupo 4, resina compuesta.

Las cúspides vestibulares se sometieron a una fuerza incremental dirigida a la unión entre el material restaurador y el tejido dentario, en un ángulo de 150 grados con relación al eje largo del diente y se registró la fuerza necesaria para ocasionar la fractura del diente. La resistencia a la fractura fue mayor en los dientes que se restauraron con la técnica de grabado ácido y resina compuesta y se observó un reforzamiento, en un grado

menor, en los dientes que utilizaron una base de vidrio ionomérico con resina compuesta o amalgama. Los dientes restaurados con vidrio ionomérico no demostraron incremento en la resistencia a la fractura⁽⁴⁴⁾.

Sin embargo, se ha demostrado que el efecto fortalecedor disminuye significativamente con la carga funcional de la restauración⁽³⁸⁾. Fissore, Nicholls y Yuodelis⁽³⁸⁾ realizaron un estudio *in vitro*, donde determinaron el número de ciclos de carga necesarios para perder el reforzamiento entre un diente, un adhesivo dental Scotchbond 2[®] (3M, St. Paul Minn.) y una resina cerámica P50[®] (3M, St. Paul Minn). Se utilizaron 5 dientes intactos, se registraron sus dimensiones bajo una tabla 40X de magnificación.

Se prepararon cavidades MOD con un istmo que medía 1/3 del ancho de la tabla oclusal y se obturaron las cavidades con la resina P 50[®]. Los dientes se sometieron a cargas de fatiga en un rango de 75 ciclos por minuto; se aplicaron cargas de 13, 16, 19 y 22 libras en un ángulo de 60 grados. Después de la falla adhesiva, se removió la restauración y se midieron nuevamente las preparaciones⁽³⁸⁾.

Las conclusiones de la presente investigación fueron las siguientes:

- Los dientes restaurados con Scotchbond 2[®] y P 50[®], demostraron un menor desplazamiento de las cúspides, bajo las cargas cíclicas, que los dientes no restaurados.
- Este reforzamiento se perdió después de cierto número de cargas cíclicas, que se encontraban dentro del rango de la oclusión fisiológica humana.
- El reforzamiento dentario disminuyó más rápidamente en la medida que se aplicaron cargas mayores⁽³⁸⁾.

La resina compuesta es un material de restauración que permite el reforzamiento de los dientes restaurados. Se entiende por reforzamiento, la habilidad de la restauración de adherirse al diente y compartir las cargas funcionales. Entre sus ventajas se encuentran:

- Es un material estético que se puede utilizar debajo de restauraciones totalmente cerámicas y de restauraciones metálicas.
- Sella los márgenes de la restauración y refuerza la estructura dentaria remanente contra la fractura, debido a

que se adhiere a la estructura dentaria con la utilización de los sistemas adhesivos.

- Conserva la estructura dentaria, puesto que el diseño de la preparación adhesiva se limita a la remoción de la estructura dentaria, hasta la eliminación de la caries y de la estructura severamente debilitada.
- Disminuye la concentración de las fuerzas asociadas con la presencia de ángulos lineales definidos debido a que la preparación de la estructura dentaria tiene ángulos lineales redondeados^(38,45).

La resina compuesta presenta entre sus mayores desventajas la contracción que ocurre durante la reacción de polimerización, lo cual puede resultar en la formación de una brecha en los márgenes cavitarios menos retentivos. Las fuerzas de contracción sobre las cúspides se pueden manifestar como deformación cuspídea, fracturas o grietas del esmalte. Además, entre sus características físicas presenta un bajo módulo de elasticidad. Las fallas de las restauraciones de resina que se asocian con su alta deformación elástica incluyen la fractura, la formación de microfracturas y la resistencia relativamente baja a la carga oclusal⁽⁴⁵⁾.

La absorción de agua es otro factor en el rendimiento de las resinas compuestas, el agua se absorbe por la matriz de resina y debilita la unión de la matriz de resina con la partícula de relleno, si las tensiones resultantes son mayores que la resistencia de la unión se producirá la pérdida de la adhesión al tejido dentario. Por último, las resinas dependen de una técnica altamente sensible⁽⁴⁵⁾.

La reconstrucción de resina compuesta no se recomienda en los casos en que la porción coronaria completa del diente se deba reemplazar con un material de reconstrucción, en realidad la resina compuesta es un material de reconstrucción adecuado cuando el diente posee estructura dentaria vertical remanente para ayudar a soportar la reconstrucción⁽⁴⁵⁾.

El efecto fortalecedor de la dentina se ha demostrado en el reforzamiento de cúspides y paredes debilitadas^(43,44,46). No obstante el efecto fortalecedor disminuye significativamente con los repetidos cambios térmicos y bajo la aplicación de cargas de fatiga a restauraciones MOD⁽³⁸⁾. Además, el desarrollo continuo de materiales adhesivos dificulta al odontólogo la selección del más adecuado, por lo tanto el odontólogo debe ser prudente en el uso de estos materiales, con una correcta selección del caso,

una manipulación cuidadosa del material y un seguimiento continuo⁽⁶⁾.

La segunda alternativa para reconstruir los dientes tratados endodónticamente sin perno intrarradicular es la utilización de amalgamas con proyecciones radiculares^(36,39). En 1980, Nayyar, Walton y Leonard⁽³⁹⁾ describieron el amalcore o restauración corono-radicular de amalgama. Esta técnica, se utiliza en dientes posteriores tratados endodónticamente y consiste en condensar la amalgama de 2 a 4 mm dentro de los conductos radiculares, la cámara pulpar y la porción coronaria del diente.

La divergencia natural de los conductos radiculares y la anatomía de la cámara pulpar, brinda una excelente retención a la restauración corono-radicular de amalgama y la preparación coronaria se puede completar en la misma cita. Esta técnica se presenta como una alternativa sencilla y económica para la restauración de dientes multirradiculares⁽³⁹⁾.

Nayyar, Walton y Leonard⁽³⁹⁾ afirman que han utilizado esta técnica durante 4 años, en la Escuela de Odontología de la Universidad de Georgia. Aproximadamente, 400 dientes

posteriores se han restaurado con la restauración corono-radicular de amalgama; la mayoría de los dientes recibieron una corona colada como restauración definitiva y muchos han sido pilares de prótesis parcial fija o removible.

No se han descrito fallas que se puedan atribuir a la reconstrucción del muñón con esta técnica. Sin embargo, los autores afirman que dicha técnica no se puede utilizar cuando la cámara pulpar presenta una profundidad insuficiente o cuando las paredes del tejido dentario remanente son delgadas, puesto que no aseguran la retención de la restauración y una resistencia adecuada contra la fractura.

Kane, Burgess y Summit⁽⁴⁰⁾ recomiendan desobturar los conductos radiculares solo cuando la altura de las paredes de la cámara pulpar sea menor a 2 mm. Afirman que la condensación de 3 mm de amalgama en la entrada de los conductos radiculares solo incrementa la resistencia a la fractura de la restauración, cuando las paredes de la cámara pulpar presentan una altura menor de 4 mm.

La utilización de la restauración corono-radicular de amalgama implica riesgos en la desobturación de las raíces

mesiales y distales de los molares superiores e inferiores, puesto que es posible adelgazar en exceso o causar perforaciones en las paredes del conducto radicular^(40,47). Se recomienda limitar esta técnica a dientes que serán cubiertos con una restauración extracoronaria completa^(39,40) y realizar un seguimiento clínico si se utiliza esta técnica como restauración final⁽⁴⁰⁾.

Outhwaite, Garman y Pashley⁽⁴²⁾ describieron una técnica en el año 1979, donde se confeccionan canales, surcos y ranuras circunferenciales en la dentina para obturarlas con amalgama, estos conductos son conocidos como amalgapernos. Así se puede aumentar la retención de la restauración en molares con tratamiento endodóntico, que han sufrido un daño moderado o pérdida menor a la mitad de la corona. Las proyecciones de amalgama deben tener una profundidad de 1 a 2 mm. Entre las ventajas de la técnica se encuentran:

- Mayor resistencia a la compresión de la reconstrucción debido a la continuidad del material de la restauración.
- Menor peligro de penetración a la pulpa o ligamento periodontal.
- Menor irritación pulpar y menor riesgo de fractura dentaria
- Simplicidad y rapidez⁽⁷⁾.

La resistencia a la fractura, bajo fuerzas compresivas, de la amalgama retenida por amalgapernos o por ranuras circunferenciales, pareciera no presentar diferencias significativas cuando se compara con la amalgama retenida por pernos peripulpares atornillados. Sin embargo, debido al riesgo de ocasionar lesiones al tejido pulpar, se debe restringir la utilización de los amalgapernos y las ranuras circunferenciales a zonas de la preparación cavitaria, en donde exista suficiente cantidad de tejido remanente,^(42,48). Por ultimo, Davis *et al.*⁽⁴⁸⁾ señalan entre los inconvenientes de esta técnica, la dificultad para condensar la amalgama en los canales siendo necesario utilizar condensadores endodónticos, para evitar que las preparaciones no se llenen por completo.

La tercera alternativa utilizada para la reconstrucción sin perno intrarradicular, de los dientes tratados endodónticamente es la utilización de los pernos peripulpares^(7,33,41). El perno peripulpar o perno dentinario es una varilla pequeña que ajusta en un canal fresado en la dentina, lejos del espacio pulpar. La función que cumple es permitir la reconstrucción del diente o muñón mediante la colocación de un material como amalgama o resina

compuesta y de esta forma restaurar la estructura dental pérdida⁽⁷⁾.

Los pernos peripulpaes se han utilizado en gran medida en la odontología después que Markley⁽⁴¹⁾, en el año 1958, recomendara el uso de pernos cementados dentro de la dentina, para aumentar la retención de la amalgama. Según Markley⁽⁴¹⁾, un diente que ha perdido su corona, pero que conserva una raíz sólida, se puede mantener por muchos años con un método análogo al reforzamiento de una pared de concreto. Actualmente se sabe que los pernos peripulpaes no refuerzan el material restaurador, en realidad solo actúan brindando retención a la reconstrucción coronaria^(6,7), además, generan tensiones internas que pueden promover la formación de grietas o fracturas que se propaguen a través de la dentina y el esmalte^(49,50).

Los pernos peripulpaes se pueden incorporar a la restauración de dos formas, se pueden fijar a la dentina y después colocar el material restaurador sobre él (método directo) o incorporarlos a un colado; sin embargo, este método tan laborioso, implica desventajas como el posible daño pulpar debido a la necesidad de paralelización de los conductos y la posible pérdida total de la corona con daño pulpar⁽⁷⁾.

En general, existen ciertas consideraciones para colocar los pernos peripulpares sin lesionar el diente:

- Se deben colocar sobre dentina sana, a no menos de 0,5 mm de la unión amelodentinaria, para no formar grietas o fracturar el esmalte.
- Se deben ubicar los orificios a 1 mm de la pulpa, para disminuir el riesgo de exposiciones pulpares.
- Se recomienda ubicarlos en los ángulos lineales o esquinas de los dientes para evitar la superficie media del diente y la furcación.
- Se debe tener cuidado de mantener los pernos dentro de los confines de la futura preparación, si el diente se utilizará como base de una futura corona⁽³³⁾.

Los pernos peripulpares se indicaban en las siguientes situaciones:

- Dientes con pérdida de una o dos cúspides.
- Dientes que presentan puntas de plata o pernos que no pueden ser removidos.
- Dientes que requieren retención adicional o resistencia a la rotación.

- En dientes cuya morfología radicular, no permita la apropiada preparación del espacio para el perno⁽³³⁾.

Existen tres tipos de pernos peripulpares, Markley⁽⁴¹⁾ introdujo los pernos peripulpares cementados en el año 1958, Baker introdujo los pernos peripulpares de ajuste por fricción, en el año 1966 y en el mismo año Going introdujo los pernos atornillados^(42,51,52). Los pernos que se utilizan en la actualidad para retener restauraciones directas son atornillados y cementados. Antes del desarrollo de las técnicas adhesivas, la utilización de pernos cementados o atornillados, era una alternativa muy común para restaurar dientes tratados endodónticamente⁽³³⁾.

Los pernos peripulpares atornillados son el tipo más popular, se encuentran disponibles en varios tamaños. El sistema TMS[®] (Whaledent, Inc, New York, NY) ofrece el Regular[®] de 0,026 mm, el Minim[®] de 0,020 mm, el Minikin[®] de 0,016 mm y el Minuta[®] de 0,012 mm⁽⁵¹⁾. Se deben introducir a una profundidad de 2 mm y no se deben roscar excesivamente para prevenir la fractura del tejido remanente⁽³³⁾.

Entre las ventajas de los pernos peripulpaes atornillados se encuentran, que son los más retentivos dentro del tejido dentario y dentro de la restauración de amalgama^(7,51) y que se colocan con mayor rapidez⁽⁷⁾. Entre sus desventajas se encuentran:

- Generan tensiones en la estructura dental, que a menudo causan grietas en el esmalte y estas se extienden a través de la dentina hasta la pulpa.
- Cuando es necesario cortar o doblar el perno después de su inserción, se produce una tensión adicional en el diente que puede aflojar el perno.
- Pueden quedar espacios entre el perno y la pared del conducto, lo que hace posible la penetración profunda de líquidos si la restauración tiene filtración. Por lo tanto, es conveniente colocar barniz cavitario en los conductos antes de insertar los pernos⁽⁷⁾.

En segundo lugar se encuentran los pernos peripulpaes cementados que son aproximadamente 0,05 mm más pequeños de diámetro que sus orificios, por lo tanto, es más probable que asienten por completo y no ejerzan presión en la dentina circundante durante su colocación; además se pueden cortar o

doblar a su configuración final antes de fijarse en el diente. Para su fijación se deben profundizar 3 mm en la dentina⁽³³⁾. Entre sus desventajas se incluyen, una menor retención y una técnica más laboriosa⁽⁷⁾.

Por último, los pernos de ajuste por fricción se crearon como una alternativa a los pernos cementados, estos pernos toman ventaja de la elasticidad de la dentina para ajustar un perno de 0,001 pulgadas de diámetro mayor que el orificio de la fresa. La técnica se recomendaba solo para pernos de diámetro extremadamente pequeño a fin de evitar el riesgo de causar fractura dentaria⁽⁵²⁾. Este tipo de pernos se deben introducir a 2 o 3 mm de profundidad en la dentina y ofrecen una retención intermedia entre los pernos atornillados y los cementados^(51,52).

En un estudio *in vitro* realizado por Lovdahl y Nicholls⁽²⁷⁾ se compara la restauración con un perno y con pernos peripulpaes. Para comparar las propiedades físicas de los dientes tratados endodónticamente; seleccionaron 75 dientes, los cuales separaron en 3 grupos, el grupo 1, dientes intactos; el grupo 2, dientes restaurados con pernos intrapulpaes colados de oro y el grupo 3, dientes con un muñón coronario de amalgama retenida por pernos.

Se aplicaron cargas en un ángulo de 130 grados del eje axial del diente. Con el propósito de simular el ángulo promedio de contacto, más frecuente, entre incisivos de una oclusión clase I. Las conclusiones de este estudio fueron las siguientes:

- Los dientes tratados endodónticamente con la corona íntegra, demostraron la mayor resistencia.
- La restauración de amalgama retenida por pernos fue significativamente más resistente a la fractura que la restauración con perno colado de oro⁽²⁷⁾.

Lovdahl y Nicholls⁽²⁷⁾ opinan que en aquellos casos donde se ha perdido gran cantidad de estructura dentaria, pero se desea preservar la vitalidad pulpar, se recomienda evitar el uso de pernos intrarradiculares; en su lugar, se prefiere pernos peripulpares anclados en la dentina para retener los materiales de restauración como amalgamas, resinas o metales colados.

De esta forma, en la medida que se conserve la mayor cantidad posible de tejido coronario, sin el uso del perno intrarradicular, reconstruyendo en los casos indicados la cúspide faltante, disminuye la posibilidad de falla por fractura dentaria y permite que solo involucre un simple desalajo de la porción coronaria reconstruida evitando así la pérdida dentaria⁽³⁴⁾.

En la actualidad, la utilización de pernos peripulpaes está limitada debido al riesgo de generar fisuras y fracturas que puedan propagarse a través de la dentina hasta el órgano pulpar^(49,50,53). Standlee, Collard y Caputo demostraron mediante un análisis de modelos fotoelásticos, que la inserción de los pernos atornillados y los pernos a fricción puede generar tensiones internas, que interactúan lateral y apicalmente. Afirman que las tensiones más severas se producen cuando los pernos alcanzan el fondo de los canales o cuando el espacio del canal fresado es igual a las dimensiones del perno, dejando un diámetro diferencial muy pequeño entre el perno y el orificio⁽⁴⁹⁾.

Dilts *et al.*⁽⁵⁰⁾ utilizaron tinta fluorescente para observar la presencia de líneas de fractura durante la instalación de pernos peripulpaes atornillados y de ajuste por fricción, a diferentes distancias de la unión dentina-esmalte. Observaron la formación de líneas de fractura durante la preparación de los canales y durante la instalación de los pernos. Los pernos atornillados de mayor diámetro ocasionaron una mayor cantidad de líneas de fracturas. En cuanto a la localización, se observó que los pernos que se instalaron sobre la unión dentina-esmalte produjeron más líneas de fracturas que los pernos colocados a 0,5 mm y a 1 mm de la unión dentina-esmalte.

Estos resultados concuerdan con los obtenidos por Standlee, Collard y Caputo⁽⁴⁹⁾ quienes observaron la formación de líneas de fractura, con la utilización de tinta fluorescente, después de la inserción de los pernos atornillados y de ajuste por fricción. No observaron la formación de estas líneas durante la instalación de los pernos cementados. Ellos afirman que la formación de líneas de fracturas durante la instalación de los pernos peripulpaes puede involucrar el órgano pulpar, cuando los pernos reciban la aplicación de repetidas cargas a través de la restauración coronaria, por las fuerzas de la masticación.

Pareciera que los pernos peripulpaes son efectivos como método de retención de la reconstrucción coronaria⁽²⁷⁾, sin embargo, la dificultad de la técnica, el potencial que tienen de generar fisuras dentinarias y la necesidad de eliminar tejido sano para su colocación, contradice el principio de conservación de la estructura dentaria, por esta razón, se limita su uso en la odontología restauradora^(49,50,53).

Cabe agregar que cuando en los dientes posteriores, se añade la pérdida de los rebordes marginales a la de la estructura dentaria por caries o procedimientos endodónticos, generalmente, se indica la realización de incrustaciones con

protección cuspídea para mantener las cúspides unidas y brindar a la porción coronaria un lazo de fortalecimiento continuo^(2,35). Por último, cuando la destrucción de la estructura dentaria es extensa o cuando el diente va a servir como pilar de prótesis fija, es obligatorio el empleo de una corona completa⁽⁵⁴⁾.

En conclusión, la restauración del diente tratado endodónticamente sin el uso de perno intrarradicular, permite la conservación de mayor cantidad de estructura dentaria, lo que disminuye las probabilidades de fractura dentaria, puesto que se evita debilitar aún más el diente durante la preparación del espacio para el perno intrarradicular. Sin embargo, la selección del caso deberá ser cuidadosa, debido a que mediante este procedimiento solo se podrán reconstruir aquellos dientes que han perdido máximo 1 o 2 de sus paredes, de otra forma la retención y resistencia de la restauración estarán en riesgo^(6,7,55).

3. RESTAURACIÓN DEL DIENTE TRATADO ENDODÓNTICAMENTE CON PERNO INTRARRADICULAR

La restauración coronaria con el uso de pernos intrarradicales se practica hace más de 250 años⁽⁷⁾. En el año 1728, Pierre Fauchard describió el empleo de pernos

metálicos atornillados a las raíces de los dientes para retener las prótesis⁽³⁷⁾. En 1962, fue descrita la técnica de la corona de Richmond, en ésta el perno y la corona eran una sola unidad colada. Más adelante, los pernos fueron colados por técnicas directas en boca o indirectas sobre modelos, podían ser prefabricados en acero inoxidable o colados en aleaciones de oro. La precisión se transformó en la palabra clave para la elaboración de los pernos⁽⁵⁶⁾.

Anteriormente, se pensaba que un perno reforzaba la raíz para prevenir al diente de la fractura^(28,57). El refuerzo se obtenía mediante la cementación de un perno dentro del conducto radicular de un diente tratado endodónticamente, sin tomar en cuenta la cantidad de tejido dentario remanente⁽²⁸⁾. En la actualidad, se acepta ampliamente que el perno no provee refuerzo en los dientes tratados endodónticamente, la única función que cumple el perno intrarradicular es brindar retención al muñón coronario. La decisión de colocar un perno intrarradicular se basa en la respuesta a la siguiente pregunta: ¿Es el perno necesario para retener la reconstrucción coronaria?⁽³⁴⁾.

Sorensen y Martinoff⁽⁵⁸⁾ demostraron que no existe incremento en la resistencia a la fractura con la colocación de un perno en un diente tratado endodónticamente. La cantidad y el grosor del tejido dentario remanente es lo que proporcionará dureza y resistencia a la fractura a este diente⁽³⁰⁾. La colocación de pernos intrarradiculares debe considerar variables como la cantidad de estructura dentaria remanente, soporte periodontal, morfología radicular y pulpar y la oclusión⁽⁷⁾.

Frecuentemente, la reducción axial (periférica) para la preparación de una corona combinada con la preparación para el acceso endodóntico (reducción central), deja insuficiente dentina sana para poder soportar una corona sin ayuda de un perno intrarradicular⁽⁵⁾. La decisión de colocar un perno intrarradicular, dependerá de la cantidad de estructura dentaria coronaria remanente, después de terminar la preparación dentaria para la colocación de una corona^(6,34,55).

Caputo y Standlee⁽⁵⁹⁾, recomiendan el uso de pernos intrarradiculares para sustituir la porción dentinal en aquellos dientes que presenten una destrucción tal, que las restauraciones de amalgama o resina compuesta no se puedan retener. Ziebert⁽⁶⁰⁾ afirma que, en general, si existe menos del

50% de la estructura coronaria, se considera adecuada la colocación de un perno intrarradicular para retener la restauración. En dientes anteriores se recomienda el uso de un perno cuando falten una o varias paredes proximales y en dientes posteriores cuando falten dos o más paredes proximales⁽⁷⁾.

En general, el uso de pernos intrarradiculares está indicado en los siguientes casos:

- En dientes con la corona clínica destruida en más del 50%, debido a que esto comprometería la retención del material de reconstrucción coronaria^(6,7,37,61).
- En dientes tratados endodónticamente que se han restaurado en múltiples oportunidades y no presentan suficiente tejido remanente⁽⁶¹⁾.
- En tratamientos endodónticos selectivos indicados en molares y premolares vitales con poca estructura coronaria residual⁽⁶⁾.
- En dientes tratados endodónticamente, que se encuentran muy debilitados coronariamente y que serán pilares de una prótesis parcial removible, debido a que el diente

estará sujeto a mayores fuerzas tensionales y torsionales^(6,7,61,62).

- Siempre y cuando, dadas las situaciones anteriores, exista una longitud apropiada del conducto para poder insertar un perno manteniendo la integridad del sellado apical⁽⁷⁾.

Tradicionalmente, se recomiendan dos tipos de sistemas de perno y muñón con diferentes características de diseño. En el primer sistema, el perno y el muñón colados reproducen cercanamente la morfología del conducto radicular. En el segundo sistema, un perno prefabricado tiene una longitud y diámetro estandarizado⁽⁶³⁾.

El uso de pernos intrarradiculares no atiende en ningún caso a la necesidad de reforzar el diente tratado endodónticamente, por lo tanto, se debe evitar el uso de estos cuando no sean requeridos para la retención del muñón coronario, limitando su uso a los casos en que la retención del material restaurador, se vea comprometida debido a la gran destrucción del tejido^(5,33,34,64).

3.1 Definición de pernos intrarradiculares metálicos

El perno intrarradicular se puede definir como una restauración que ajusta dentro del conducto radicular de un diente tratado endodónticamente con el fin proporcionar una base sólida para retener el material de reconstrucción coronario. Puede ser colado o prefabricado y su forma puede ser cilíndrica o cónica^(7,33).

Los pernos intrarradiculares se han hecho de una gran variedad de materiales como aleaciones de oro, platino-iridio, acero inoxidable o titanio, también existen nuevos materiales como la cerámica y las fibras de carbono⁽⁷⁾.

El perno intrarradicular comprende dos porciones: la porción radicular o perno propiamente dicho y la porción coronaria que brinda retención al material de reconstrucción, para reemplazar la estructura dentaria ausente⁽⁷⁾. La porción coronaria puede ser la extensión de un perno colado o una reconstrucción con amalgama o resina compuesta⁽⁶⁵⁾.

3.2 Clasificación de los pernos intrarradiculares metálicos

Los pernos intrarradiculares metálicos se pueden clasificar en dos grandes categorías, los pernos intrarradiculares colados y los pernos intrarradiculares prefabricados. Ambos sistemas de perno tienen como función retener el material de reconstrucción coronario y se pueden utilizar en dientes anteriores y posteriores. Cada tipo de perno se confecciona de acuerdo a diferentes métodos, lo que ocasiona que cada perno posea un comportamiento particular dentro del conducto radicular⁽⁶⁶⁾.

3.2.1 Perno intrarradicular metálico colado

Los pernos colados son una alternativa válida y confiable. Se caracterizan por estar confeccionados a la medida del conducto radicular, utilizando un patrón de acrílico a partir del cual obtendremos el colado final⁽⁶⁵⁾. En general, los pernos intrarradiculares colados están indicados en las siguientes situaciones:

- Conductos radiculares irregulares, planos, ovalados o elípticos^(33,37).
- Tejido dentario coronario remanente insuficiente como para la colocación de un perno prefabricado^(41,61,65).
- Dientes con raíces cónicas, cuya configuración no

- constituye una base confiable para la retención de un perno prefabricado⁽⁶⁵⁾.
- Dientes pilares de una sobredentadura, debido a la necesidad de realizar una cofia⁽³³⁾.
- Cuando se planifica realizar restauraciones múltiples con perno intrarradicular en un mismo arco, el perno colado individual confeccionado en el laboratorio mediante el método indirecto es la técnica más eficiente, para obtener un menor consumo de tiempo en el sillón dental⁽⁶⁾.
- Dientes inclinados en los que es necesario alterar el ángulo de la reconstrucción y no es conveniente doblar los pernos prefabricados⁽⁶⁾.

En cuanto a la técnica de elaboración se distinguen dos tipos de perno colado:

- Directos: se confeccionan directamente en boca del paciente a partir de un patrón de acrílico.
- Indirectos: previa toma de impresión se fabrican en el laboratorio sobre un modelo^(33,67).

La técnica directa se consigue en tres pasos: preparación del espacio para el perno en el conducto radicular, fabricación

de un patrón de resina acrílica, acabado y cementado del muñón colado⁽⁵⁾. Anteriormente, se utilizaba cera para la elaboración del patrón, en la actualidad se utilizan patrones plásticos prefabricados de resina acrílica que ajustan holgadamente en la preparación del conducto radicular, se agregan porciones incrementales de resina acrílica para rebasar la porción radicular y elaborar la porción coronaria. La resina acrílica puede ser calcinable autopolimerizable o fotopolimerizables. Una vez reconstruida la porción coronaria, con el mismo material, se talla para darle la forma definitiva y una vez culminado, se enviará al laboratorio para la fase de colado^(5,61).

En la técnica indirecta se utilizan pernos especiales de plástico con una cabeza retentiva para la impresión, una vez que se toma la impresión, que debe haber copiado los conductos, se obtiene el modelo de trabajo; todo el procedimiento anteriormente explicado, se realiza sobre éste y una vez obtenido el colado se prueba en boca y se cementa. Esta técnica se utiliza con frecuencia, cuando los dientes a copiar son varios o el diente a reconstruir es multirradicular y las raíces son divergentes^(61,67).

Es importante entender las ventajas y desventajas de un perno colado para saber en que circunstancias se puede utilizar:

- Ajustan en los conductos irregulares o con forma ovalada mejor que los prefabricados, por lo que precisan una eliminación de tejido radicular mínima^(7,33,37,67).
- Proporcionan una unión más sólida entre la porción radicular y la porción coronaria, debido a que se vacían con el mismo material^(7,33).
- Permiten la posibilidad de reconstruir los dientes muy destruidos⁽³³⁾.

Entre las principales desventajas de los pernos colados, se encuentran:

- Por ser de forma cónica, las tensiones se concentran lateralmente y hacia abajo, ejerciendo un efecto de cuña sobre la dentina remanente^(33,65).
- Requieren una técnica de fabricación más laboriosa que precisa mayor tiempo en el sillón odontológico^(33,65).
- Son más costosos debido a las aleaciones nobles utilizadas para su confección^(33,65).

3.2.2. Perno intrarradicular prefabricado metálico

Los pernos intrarradiculares prefabricados son aditamentos metálicos, disponibles comercialmente, para colocarlos dentro del conducto radicular, se mantienen fijos mediante agentes cementantes o se atornillan dentro del conducto, de manera de ofrecer retención al material que va a reconstruir la estructura coronaria perdida. Las casas comerciales ofrecen innumerables sistemas de perno, pero en líneas generales se indican cuando hay suficiente cantidad de estructura dentaria remanente^(33,55).

Los pernos prefabricados se encuentran disponibles en aleaciones de acero inoxidable, titanio, platino, aluminio o cromo. Los materiales preferidos, a la luz de los actuales conocimientos sobre galvanismo y corrosión, son el titanio y las aleaciones con alto contenido de platino. En la actualidad tenemos, además, de fibra de carbono, que permite tener un módulo de elasticidad similar a la dentina, lo que puede ser una ventaja al transmitir tensiones desde la corona a la porción radicular del diente reconstruido^(37,61).

Los sistemas de pernos prefabricados (a excepción de los pernos atornillados), se constituyen por tres componentes: el perno, el material de reconstrucción coronario y el cemento. El

primer componente, el perno prefabricado presenta una variedad de diseños, disponibles en estuches comerciales que contienen, en su mayoría, brocas especiales para la preparación del conducto radicular, con la finalidad de modificarlo y adaptarlo al diseño del perno^(5,37).

El segundo componente, el material de reconstrucción coronario, permite reconstruir la estructura dentaria perdida, entre los más utilizados hoy en día se encuentran la resina compuesta y la amalgama. El tercer componente, el cemento mantiene fijo en posición al perno prefabricado, entre los más utilizados tenemos los cementos resinosos, el fosfato de zinc y el vidrio ionomérico. La combinación de estos tres componentes representa una alternativa potencialmente diferente^(5,37).

4. PERNOS INTRARRADICULARES PREFABRICADOS METÁLICOS

4.1 Pernos intrarradicales prefabricados metálicos. Consideraciones generales

Los pernos prefabricados han permitido a los odontólogos restaurar con éxito los diente tratados endodónticamente, a menor costo y sin los procedimientos de laboratorio⁽⁶⁸⁾. Se

manufacturan en una variedad de formas y diseños. Los más comunes son los paralelos, los cónicos y los atornillados; su superficie puede ser lisa o estriada y pueden o no, tener ventilación^(33,61).

Actualmente, se acepta ampliamente el uso de los pernos prefabricados en los dientes tratados endodónticamente. Estos proveen suficiente retención y estabilidad para un muñón de resina compuesta o amalgama. La retención del perno depende de la forma del mismo, las características de su superficie, el agente de cementación y la superficie de la dentina radicular utilizada en la preparación del conducto⁽⁶⁹⁾.

Los pernos prefabricados se pueden clasificar de acuerdo a diferentes criterios; según su configuración pueden ser paralelos o cónicos y según su mecanismo de retención pueden ser activos (atornillados) o pasivos (cementados). Las técnicas son similares, para todos estos sistemas, excepto para la preparación del espacio para el perno que, generalmente, es específica para el sistema particular del perno utilizado⁽⁵⁾.

En general, los pernos prefabricados están indicados en los siguientes casos:

- Cuando existe por lo menos 2 o 3 mm de tejido dentario remanente sano desde el borde gingival de la restauración hasta la línea de terminación, sobre todo en molares y premolares⁽⁶⁵⁾.
- En casos de raíces cortas, pero periodontalmente sanas, cuando se desea un máximo de retención (utilizando un perno atornillado)⁽⁶⁵⁾.
- En los casos en que es necesario reforzar la raíz, utilizando pernos de carbono y resina en conjunción con técnicas adhesivas (cementos resinosos, adhesivos dentinarios y resinas compuestas para el muñón). En estos casos, es posible reforzar la raíz pues la fibra de carbono tiene un módulo de elasticidad semejante al del diente, esto trae como consecuencia una menor concentración de tensiones^(37,65).

Entre las ventajas del uso de pernos prefabricados tenemos:

- Es posible fabricarlos en una sola cita^(3,65,66,71-73).
- Son comparativamente más económicos^(3,65,71).

- Es posible prevenir fracturas radiculares debido a que ante cargas excesivas la falla más común es la fractura del material restaurador⁽⁷⁴⁾.
- Se puede preservar la integridad del tratamiento endodóntico, puesto que al permitir la fabricación del perno en una sola cita, la protección provisional permanecerá un menor tiempo en boca, de esta forma se disminuye el riesgo de invasión de bacterias al conducto radicular⁽⁷⁰⁾.

Entre las desventajas del uso de estos pernos se encuentran:

- El perno intrarradicular y el material de reconstrucción coronaria no están conformados, al igual que en los pernos colados, como una sola unidad. La unión se establece por traba mecánica y es más probable que se presente la fractura de la porción coronaria ante la aplicación de fuerzas traccionales y de cizallamiento^(8,74). Cuando se emplean tecnologías adhesivas, la sensibilidad de la técnica es elevada y es indispensable la utilización del aislamiento absoluto⁽⁶⁵⁾.

- Cuando se utilizan los sistemas de perno prefabricado se debe adaptar la configuración interna del conducto radicular a la forma del perno prefabricado, de esta forma, adaptar un perno cilíndrico dentro de un conducto radicular cónico puede debilitar la porción apical de la raíz y poner en riesgo la integridad de la misma^(3,66,71,73,75).
- La forma circular de estos pernos no se adapta a los conductos radiculares ovoides o irregulares, esto puede disminuir la retención del sistema^(71,75).

4.2 Características de los pernos prefabricados metálicos, más utilizados en odontología

La selección de un sistema de perno prefabricado óptimo puede resultar en un ejercicio complejo e impreciso para el odontólogo restaurador. En primer lugar, ningún sistema de perno prefabricado se ajusta a todas las situaciones y en segundo lugar, la amplia variedad de sistemas de pernos prefabricados que se encuentran disponibles en el mercado complican la selección⁽³⁷⁾.

El odontólogo restaurador deberá conocer las características de los diferentes diseños de pernos prefabricados a fin de escoger el que mejor se adapte a cada caso clínico. La selección del diseño deberá asegurar que la reconstrucción con el perno intrarradicular ofrezca suficiente retención, conserve la estructura radicular, proteja al diente contra la fractura y no genere tensiones radiculares⁽⁷³⁾.

4.2.1 Pernos intrarradicales prefabricados metálicos pasivos

Los pernos prefabricados metálicos pasivos son aquellos que al insertarse en el interior del conducto radicular no generan tensiones en la raíz. La retención pasiva depende de la cercanía estrecha entre la superficie del perno y las paredes del conducto, pero sobre todo de la adherencia del medio de cementación. Los pernos pasivos pueden ser cónicos o paralelos^(6,37).

4.2.1.1. Pernos prefabricados metálicos pasivos cónicos.

Endopost[®] (Sybron-Kerr, Romulus, Mich)

Los pernos de forma cónica se conforman mejor a la anatomía de la mayor parte de las raíces, con mayor grosor en el extremo coronario, donde es necesario para evitar la fractura del

aditamento y menor diámetro hacia apical donde la raíz es más delgada^(7,55,76). Permiten una remoción mínima de la estructura dentaria antes de su colocación y están indicados en dientes con conductos finos o angostos^(3,6).

El Endopost[®] (Sybron-Kerr, Romulus, Mich.) es el perno cónico pasivo más comúnmente encontrado en el mercado. Es un perno pasivo, liso, no ventilado, ligeramente cónico, el cual viene en aleaciones nobles o en aleaciones convencionales⁽⁷⁷⁾. Ofrece un procedimiento sencillo para la fabricación de muñones ya sea con la cementación del perno y reconstrucción coronaria con amalgama o resina o con la elaboración de un muñón coronario colado sobre éste. El sistema es ideal para dientes monorradiculares pequeños, con el orificio de conducto prácticamente circular. El estuche comercial ofrece diversos diámetros de pernos aparejados con limas endodónticas de la № 70 a la № 140^(3,65,77).

Para su instalación, se recomienda la desobturación del conducto con fresas Gates-Glidden, luego se prepara el conducto con una lima Endofile[®] (Sybron/Kerr, Romulus, Mich.), se selecciona un Endopost[®] calibrado con la lima endodóntica y se verifica su completo asentamiento;

la porción coronaria se puede reconstruir con resina compuesta, amalgama o se puede reconstruir con acrílico autopolimerizable para obtener una reconstrucción colada completa⁽⁶⁵⁾.

Otro sistema de pernos prefabricados cónicos, similar al Endopost[®], es el sistema Endowel[®] (Star Dental Mfg. Co., Conshohocken, Pa), es un sistema de pernos plásticos y cónicos calcinables, codificados por colores y calibrados para aparejarse con limas endodónticas desde el N°80 al N°140, presenta un surco longitudinal en forma de V, que permite el escape del exceso de cemento al reproducirse en el colado final. La casa fabricante recomienda preparar el conducto radicular con limas, luego realizar la prueba del perno Endowel[®] seleccionado a fin de que sirva como patrón y reconstruir la porción coronaria con resina acrílica autopolimerizable, por último se realiza el colado^(3,65,77).

Nergiz *et al.*⁽⁵⁷⁾ indican que los pernos cónicos semejan la forma natural de la raíz y la configuración del conducto y permiten la conservación de la estructura dentaria, especialmente, en el área apical. Su principal desventaja es su menor fuerza retentiva al compararlo con los pernos

paralelos pasivos o pernos activos roscados^(6,7,56,71,73,78). Esto quiere decir que la retención se obtendrá a través del medio de cementación y de aumentar la longitud del perno, por lo tanto éste no se puede recomendar para dientes con raíces cortas⁽⁶⁾.

Weine, Wax y Wenckus⁽⁷⁹⁾ afirman que los pernos cónicos pueden ser una alternativa segura de reconstrucción si se utilizan apropiadamente. Sin embargo, Colley, Hampson y Lehman⁽⁸⁰⁾ y Ruemping, Lund y Schnell⁽⁵⁶⁾ demostraron en investigaciones *in vitro*, que los pernos pasivos cónicos eran el sistema de perno menos retentivo cuando se le comparó con pernos pasivos paralelos y activos, de longitud y diámetro semejantes.

La segunda desventaja que, generalmente, se le atribuye a este tipo de pernos es la de presentar un *efecto de cuña* dentro del conducto, debido a que puede incrementar las tensiones radiculares, con la resultante fractura angular y vertical de la raíz^(6,58,71,73,78,81-83).

De la misma forma, mediante el análisis de modelos fotoelásticos se ha investigado la distribución de

tensiones durante la inserción de diferentes diseños de pernos intrarradiculares y durante la aplicación de fuerzas compresivas. Se afirma que los pernos cónicos presentan la menor concentración de tensiones durante su inserción, sin embargo, bajo la aplicación de fuerzas compresivas, acumulan la mayor cantidad de tensiones en el hombro de la raíz, con franjas de tensión de orden bajo alrededor de la longitud de la raíz, creando el llamado *efecto de cuña*^(81,84).

4.2.1.2 Pernos prefabricados pasivos paralelos

El perno prefabricado pasivo paralelo es el perno de uso más frecuente y más popular. El éxito de este perno se ha demostrado tanto en pruebas de laboratorio^(56,80,85-89) como clínicamente^(58,90). Debido a su configuración paralela demuestran una mayor retención que los pernos cónicos pasivos, ante la aplicación de las fuerzas de tracción y las fuerzas de torsión^(6,56,58,91,80,85).

De la misma forma, en estudios sobre modelos fotoelásticos y análisis de elemento finito (A.E.F.), el perno pasivo de lados paralelos demostró no generar

tensiones durante la instalación y distribuir las tensiones uniformemente, a todo lo largo del perno, bajo la aplicación de cargas compresivas^(71,73,81,84,87).

Sin embargo, para lograr que los pernos de sistema ajusten dentro del conducto radicular, el espacio del conducto radicular, naturalmente cónico, se debe ensanchar para configurar una preparación paralela e insertar el perno^(73,91). Esta necesidad de ensanchar el espacio para el perno no es consistente con el ideal de mantener toda la estructura dentaria que sea posible, por lo tanto, se recomienda utilizarlo cuando se necesita aumentar la retención y la preparación paralela del conducto no perjudicará la raíz⁽⁶⁾.

4.2.1.2.1 Para-post[®] (Whaledent, Int., New York, N.Y.)

El perno paralelo pasivo más popular es el Para-Post[®] (Whaledent, Int., New York, N.Y.). El estuche comercial contiene una variedad de componentes, que lo hacen clínicamente versátil, pernos plásticos, pernos de titanio, pernos de aluminio y de acero inoxidable. Los pernos tienen forma cilíndrica, paredes paralelas y un extremo apical ahusado^(55,65,68) (Figura 1). Presentan una superficie dentada para incrementar la retención

del sistema y poseen un canal vertical único, para el escape del cemento⁽⁹²⁾.

Todos los pernos están calibrados para una configuración del conducto con cinco brocas de 0,9 mm a 1,75 mm^(65,77). Los tamaños de los pernos corresponden en forma y tamaño a las brocas del sistema (Figura 2), esto asegura un ajuste pasivo. Es posible reconstruir la porción coronaria con amalgama, resina o realizar un patrón de acrílico autopolimerizable para obtener un colado⁽⁹²⁾.



Fig.1. Pernos del Sistema Para-Post[®] (Whaledent, Int., New York N.Y.) De izquierda a derecha (con sus respectivos diámetros): №4 (1mm); №5 (1,25 mm), №6 (1,50 mm) y №7 (1,75 mm)

El sistema posee pernos de aluminio para la retención de las coronas provisionales y pernos plásticos que permiten utilizar la técnica directa o indirecta para fabricar pernos colados⁽⁹²⁾. También incluye pernos peripulpareos que a través de una guía paralelizadora ayudan a confeccionar orificios paralelos al conducto radicular, con la finalidad de evitar la rotación del perno principal⁽⁷⁷⁾.

Para la utilización de este sistema de pernos se puede realizar la desobturación del conducto con fresas Gates-Glidden, luego se procede a preparar el conducto comenzando con el tallador Para-Post[®] más delgado y aumentando progresivamente el diámetro hasta aproximarse al tamaño de perno deseado^(77,92).



Fig.2. Pernos №4 y №6 del sistema Para-Post® con su respectiva broca paralelizadora

Finalizada la preparación del conducto radicular, se inserta el perno correspondiente para verificar que asiente completamente de manera pasiva, se secciona a la altura correspondiente y se confirma su completo asentamiento con una radiografía. La porción coronaria se puede reconstruir con amalgama, resina o con acrílico autopolimerizable para su posterior colado^(77,92).

También se puede conseguir el estuche comercial pequeño, que contiene los componentes principales, los talladores, los pernos en acero inoxidable y los pernos plásticos⁽⁷⁷⁾. El sistema

Para-Post[®] representa en muchos países la industria estándar de pernos prefabricados pasivos paralelos más utilizados⁽⁸⁵⁾. Clínicamente, este sistema de perno ha demostrado el menor riesgo de ocasionar fallas por fracturas radiculares al compararlo con otros sistemas de pernos colados y prefabricados^(58,90).

Ruemping, Lund y Schnell⁽⁵⁶⁾ demostraron que los pernos paralelos de superficie dentada son más resistentes al desalojamiento, bajo la aplicación de fuerzas traccionales y torsionales, que los pernos cónicos de igual longitud. Sorensen y Martinoff⁽⁵⁸⁾ afirman que los pernos pasivos paralelos representan el método de retención intracoronaria con mayor éxito clínico.

4.2.1.2.2 Sistema AD Post[®] (Kuraray Co., Osaka, Japan)

Estos pernos son realizados en acero inoxidable, su configuración es de lados paralelos y extremo ahusado apical. Como característica presentan surcos laterales y longitudinales, que proporcionan retención mecánica, tanto en sentido vertical como lateral. Además, la textura de su superficie es rugosa debido a que es acondicionado con baños de arena, lo que incrementa su retención con el cemento (Figura 3). Se puede

conseguir en seis longitudes en diámetros que oscilan entre 0,85mm hasta 1,64mm^(55,93).



Fig.3. Pernos del Sistema ADPost[®] (Kuraray Co., Osaka, Japan).
De izquierda a derecha, №6M, №6L, №6LL, №6EL.

La casa fabricante recomienda, para la preparación del conducto radicular, el uso de ensanchadores Peeso[®] (Union Broach Company, Inc., Long Island City, N.Y.). Estos pernos fueron diseñados con un diámetro más pequeño que los ensanchadores Peeso[®] del mismo tamaño, para su ajuste pasivo⁽⁵⁵⁾.

4.2.1.2.3 Acces Post[®] (Essential Dental Systems, South Hackensak, NJ)

El Acces Post[®] es un perno pasivo de lados paralelos, con superficie aserrada, cuya característica principal es que es hueco por dentro, esto asegura que no existirá presión hidrostática durante el proceso de cementación. Además, debido a su diseño es fácil de remover en caso de ser necesario el retratamiento endodóntico. Estas propiedades compensan la pérdida de otras propiedades como la rigidez y la retención^(85,86,94).

El método de inserción de este sistema de perno requiere de la utilización de limas endodónticas para dar forma al conducto radicular y luego es necesario utilizar una broca del sistema que preparará el espacio del segundo hombro que posee el perno. Por último, se prueba el tamaño de perno seleccionado y se cementa. La reconstrucción coronaria se puede realizar con amalgama o resina compuesta⁽⁹⁵⁾.

La incorporación de un orificio en la estructura interna de un perno pasivo paralelo ha demostrado, en investigaciones sobre modelos fotoelásticos, generar tensiones mínimas durante su inserción y distribuir las tensiones simétricamente a lo largo del perno, durante la aplicación de las cargas verticales y oblicuas⁽⁸⁶⁾. Sin embargo, en cuanto a su retención, Purton,

Chandler y Payne⁽⁸⁵⁾ demostraron que su resistencia al desalojamiento por la aplicación de fuerzas traccionales es significativamente menor que la del Para-Post[®].

Se recomienda que este perno se indique únicamente en aquellos casos en los cuales exista duda acerca del pronóstico de un tratamiento endodóntico⁽⁸⁵⁾. Su diseño podría ser útil cuando la cirugía endodóntica esté contraindicada⁽⁹⁶⁾.

4.2.2 Pernos intrarradiculares prefabricados metálicos activos

El perno intrarradicular metálico activo es aquel que se ajusta como un tornillo dentro del espacio preparado para el perno en la raíz, valiéndose del carácter resiliente de la dentina^(6,37,58,67,97). Existen varios diseños de pernos activos como los autorroscados, los que requieren una preparación previa del conducto, los pernos de punta bífida y los pernos híbridos que contienen características activas y pasivas⁽⁶⁾.

Debido a su forma de retención dentro del conducto radicular, se les atribuye la capacidad de generar más tensión y carga durante su colocación, lo cual puede traer como consecuencia la posibilidad de generar fracturas radiculares durante la función masticatoria^(6,37,58,68,97).

Se han descrito algunas técnicas para disminuir la tensión de los pernos activos como la limitación del número de roscas en el perno y la recapitulación de una vuelta durante su colocación, esto traería como resultado una disminución de las tensiones residuales en la raíz. Sin embargo, son necesarios más estudios que sostengan la veracidad de estas afirmaciones^(6,37).

Otra característica importante es su capacidad de mantener mayores valores de retención en comparación a los pernos pasivos, por lo tanto está indicado cuando la longitud de la raíz es específicamente corta o cuando existe alguna curvatura o algún instrumento que obstruya el conducto⁽⁶⁾.

4.2.2.1 Perno intrarradicular metálico activo autorroscado, Dentatus[®] (A.B. Dentatus, Hagersten, Sweden)

El perno intrarradicular metálico activo autorroscado Dentatus[®] es un perno cónico atornillado, existe comercialmente en aleación seminoble y en aleación base. El estuche comercial contiene 60 pernos autorroscables en 20 tamaños, dos mangos para la colocación y talladores rotatorios para configurar el conducto radicular, lo más cercano posible a la forma del perno, de esta forma se simplifica la inserción del perno y se disminuyen los riesgos de fractura radicular⁽⁷⁷⁾.

Se ha observado sobre modelos fotoelásticos que el perno Dentatus® genera gran cantidad de tensiones durante su instalación, las cuales se incrementan al aplicar cargas oclusales y además, son superiores a las generadas por otros sistemas de pernos atornillados⁽⁸⁴⁾.

El procedimiento para la colocación del perno Dentatus® permite la utilización de las fresas Gates-Glidden para la desobturación del conducto. La preparación del conducto radicular se realiza con las brocas Dentatus® iniciando con la de menor diámetro hasta llegar al tamaño de perno deseado, el conducto preparado se debe limpiar de los restos de dentina^(69,84,98).

Luego se procede a insertar el perno, se atornilla en dirección de las agujas del reloj, hasta llegar al fondo de la preparación; se recomienda retroceder si se consiguen interferencias durante la inserción y proceder a eliminar los restos de dentina que pudieran existir^(69,84). Zmener⁽⁹⁸⁾ afirma que la aplicación de fuerzas excesivas para atornillar el perno dentro del conducto radicular puede generar tensiones laterales que ocasionen la fractura dentaria. Por último, la reconstrucción

coronaria se puede realizar con amalgama o resina compuesta^(69,84,98).

4.2.2.2 Perno intrarradicular metálico activo de punta bífida. Flexi-Post[®] (Essential Dental Systems, South Hackensack, N.J.)

El perno intrarradicular metálico activo de punta bífida lo presenta Flexi-Post[®] (Essential Dental Systems, South Hackensack, N. J.). Es un perno metálico de lados paralelos, con ranuras afiladas, se caracteriza por tener un extremo con una ranura, un seguro de aleta de 16 mm y una cabeza retentiva para el material restaurador coronario^(99,100). Contiene dentro del sistema fresas aparejadas con el tamaño de los pernos y una broca para dar forma a la raíz en el tercio coronario⁽⁶⁵⁾.

Para la colocación del perno Flexi-Post[®], se puede desobturar el conducto radicular con fresas Gates Glidden y se procede a preparar el conducto con el primer ensanchador que contiene el sistema, en el tamaño seleccionado, la función de éste es determinar el diámetro del perno. Luego se utiliza la broca secundaria del sistema para preparar las roscas en la porción coronaria⁽¹⁰¹⁾.

Se debe utilizar la tuerca del sistema para atornillar el perno en el conducto, en dirección de las agujas del reloj; si se siente una resistencia moderada se retira el perno, se limpia y seca el conducto y se vuelve a insertar hasta alcanzar el final del conducto. El perno se debe cortar hasta una longitud que permita que el segundo hombro de su diseño entre completamente. Por último, se cementa el perno y la reconstrucción coronaria se puede realizar con amalgama o resina compuesta⁽¹⁰¹⁾.

La hendidura de su diseño permite que el extremo sea flexible, de esta forma, al atornillarse el perno dentro del conducto radicular se reducen las tensiones radiculares ya que absorbe las fuerzas que se ejercen sobre las paredes laterales del conducto^(7,55,100). Sin embargo, también se le atribuye, la posibilidad de inducir mayor concentración de tensión en la región cervical de la raíz, cuando se introduce la rosca por completo y bajo cargas oblicuas^(7,55,71,100).

El sistema encaja en forma activa en la superficie del conducto por medio de su rosca, lo que constituye un diseño sumamente retentivo. El extremo del perno que presenta la ranura, que sería su extremo flexible, permite al perno soportar

las fuerzas compresivas sobre el mismo, orientando las tensiones de inserción desde la raíz hacia el metal resiliente del perno^(65,99,102).

Las roscas se prolongan 0,2 mm; la fresa primaria es 0,1 mm más ancha que el grosor del perno sin roscas y 0,1 mm más angosta que el grosor de la rosca. Cuando se coloca el perno, se obtienen las siguientes ventajas:

- La máxima penetración de la rosca dentro de la dentina es de 0,1mm.
- Los restos de dentina caen directamente dentro de la hendidura vertical, de esta manera no actúan como un impedimento para la completa inserción del perno en el área apical.
- El perno se comprime sobre si mismo en el extremo apical, donde la raíz es más frágil.
- El diseño del perno facilita el procedimiento de cementación debido a que la ranura provee una excelente salida para el exceso de cemento, evitando la presión hidrostática y como el perno se comprime sobre si mismo, orienta la tensión apical lejos de la raíz⁽⁹⁹⁾.

Para entender cómo funciona el Flexi-Post[®], seguiremos la secuencia de su entrada al conducto radicular. Cuando la rosca más apical del perno contacta las paredes de la raíz, el perno comienza a flexionarse internamente, alejando las tensiones de la raíz. La primera rosca del perno no penetra totalmente la dentina, como lo haría si el extremo del perno fuera sólido. En la medida que el perno se interna apicalmente la segunda rosca entra en el diminuto canal dejado por la primera, a este nivel el perno no es tan flexible como en el nivel anterior, de manera que esta segunda rosca corta ligeramente más profundo que la primera. De esta manera las siguientes roscas cortarán la porción coronaria más y más profundamente, pero gradualmente, causando solamente un pequeño incremento en las tensiones laterales⁽¹⁰⁰⁾.

Cuando el odontólogo remueve el perno, los restos de dentina están dentro de la hendidura del perno, manteniendo limpias las huellas de las roscas dejadas en la raíz. Ésta es una de las razones por las cuales el perno encaja tan fácilmente durante el proceso de atornillado. Estos desechos de dentina, en lugar de ocluir el espacio entre el perno y el conducto, se deslizan hacia la hendidura del perno, reduciendo el torque de la inserción⁽¹⁰⁰⁾.

Es muy importante que el perno adapte íntimamente en la porción coronaria de la raíz, una pérdida de adaptación en esta zona, aunque esté rellena con cemento, puede traer como consecuencia un incremento del brazo de palanca que ejercen las fuerzas de oclusión. La adaptación exacta evitará que este aumento del brazo de palanca magnifique las tensiones que recibirá la raíz⁽⁹⁹⁾.

Por esta razón, Flexi-Post[®] № 2 y № 3 presentan una modificación en su diseño, la presencia de un segundo hombro. Para permitir la colocación de este segundo hombro, es preferible trabajar con dientes que cuenten con conductos radiculares con forma elíptica en el tercio coronario, como los caninos superiores, para evitar remover dentina sana a fin de acomodar el segundo hombro⁽¹⁰³⁾.

Existe un segundo diseño de pernos de punta bífida, llamado Flexi-Flange[®] (Essential Dental Systems, South Hackensack, N.J.), es un perno roscado paralelo, con una segunda rosca en la porción más coronaria del perno y un flanco o tercer hombro que engrana dentro de un espacio preparado para éste dentro del conducto radicular en la porción más coronaria. La unión de este flanco a la porción de la ranura del

perno, previene al perno de sufrir alguna flexión bajo el funcionamiento^(102,104).

La incorporación de un flanco, que encaja en un surco diseñado especialmente para esto, dentro del conducto radicular, semeja el hombro de un perno colado que se asienta sobre la superficie oclusal de la raíz. Se sugiere que este tipo de perno se indique solo en los casos donde la destrucción coronaria es tal, que no existe dentina para soportar la cabeza del perno. Se puede utilizar en dientes posteriores con poca dentina coronaria y espacio suficiente entre el conducto radicular y la furcación, para acomodar el segundo hombro y el flanco del perno^(102,104).

Numerosos estudios de laboratorio confirman que los pernos activos de punta bífida presentan propiedades retentivas superiores al compararlos con sistemas de perno pasivos^(25,88,105-108). Sin embargo, estos sistemas de pernos, presentan entre sus desventajas un incremento de las tensiones radiculares durante su inserción y bajo la aplicación de cargas radiculares^(87,109,110). Burns *et al.*⁽⁸⁷⁾ y Mentnik *et al.*⁽¹⁰⁹⁾ demostraron en modelos fotoelásticos que durante su inserción, el Flexi-Post[®] generó un patrón de tensiones asimétricas, concentrando las tensiones en las roscas. Bajo la aplicación de fuerzas se observó una alta concentración de tensiones

alrededor del hombro del perno y en la porción coronaria de la raíz⁽⁸⁷⁾.

Otra de sus desventajas es que aumentan el riesgo de ocasionar daños irreversibles como la fractura radicular, Stockton, Williams y Clarke⁽²⁵⁾ y Gordon y Metzger⁽¹¹¹⁾ demostraron en estudios de laboratorio que bajo la aplicación de fuerzas verticales y horizontales, el Flexi-Post[®] presentó un mayor número de fracturas radiculares cuando se produjo la falla del sistema.

4.2.2.3 Perno intrarradicular metálico activo de lados paralelos. Radix[®] (Star Dental Mfg. Co., Valley Forge, PA.)

El perno intrarradicular metálico activo Radix[®] es un perno atornillado paralelo, disponible en aleación de titanio y en aleación base^(77,112). El sistema contiene una broca especial para crear las roscas. Se caracteriza por contener en su porción coronaria, múltiples proyecciones que se protruyen desde el centro del perno, éstas sirven para la retención del material de restauración coronaria⁽⁷⁷⁾.

La porción radicular se diseñó para reducir la tensión que se genera al atornillar el perno y a la vez maximizar la retención. Las roscas espirales son pequeñas, delgadas y ampliamente separadas, además, posee un canal de ventilación para la cementación. El estuche comercial contiene las brocas del sistema, las tuercas de colocación y los pernos disponibles en tres tamaños grande, mediano y pequeño. El tamaño pequeño está diseñado para dientes antero-inferiores y molares⁽⁷⁷⁾.

El procedimiento para la colocación del perno Radix[®] requiere de la utilización de brocas especiales, para dar la forma al conducto, después de completar la desobturación endodóntica. Se selecciona el tamaño del perno y se atornilla suavemente con la tuerca del sistema en sentido de las agujas del reloj; si se siente alguna resistencia se gira en sentido contrario y se retira el perno para limpiar el conducto de los restos de dentina; se repite esta operación hasta que el perno alcance el fondo del conducto; por ultimo, se retira el perno, se limpia y seca el conducto y se cementa⁽¹⁰¹⁾.

Los estudios de distribución de tensiones indican que el perno Radix[®] genera una alta concentración de tensiones

durante su inserción, en el tercio coronario y cercano a las roscas^(101,109,110). Standlee *et al.*⁽¹¹³⁾ demostraron, en un estudio de modelos fotoelásticos, que cuando el perno Radix[®] alcanza el fondo del conducto radicular y engrana completamente en la porción oclusal, se genera una alta concentración de tensiones apicales y laterales. Ellos recomiendan durante la inserción del perno, girar media vuelta de contrarrotación para disminuir las tensiones radiculares.

4.2.2.4 Pernos intrarradiculares metálicos activos híbridos

Dentro de este grupo se encuentra Para-Post XT10[®] (Whaledent, Int., New York, N.Y.), su diseño comprende una porción coronaria roscada de 7 mm y una porción apical con un relieve diamantado de 3 mm, extremo plano ahusado. El diseño se presenta a fin de incrementar la retención brindada por el Para-Post[®] tradicional, al colocar solo la porción coronaria roscada disminuyendo de esta forma el riesgo de fractura⁽¹⁰⁵⁾.

En estudios de laboratorio, este sistema de perno ha demostrado ser mas retentivo ante las fuerzas compresivas y traccionales que el Para-Post[®] tradicional, sin embargo, su retención es menor cuando se le compara con otros diseños de

pernos activos^(25,105). Sin embargo, se necesitan más estudios que avalen los beneficios de este diseño⁽¹⁰⁵⁾.

4.3 Factores dentarios a considerar para la colocación de un perno intrarradicular prefabricado metálico

4.3.1 Longitud y forma de la raíz

Los avances en las técnicas endodónticas permiten la conservación de dientes muy destruidos que en muchas oportunidades, van a necesitar de una restauración con pernos intrarradicales⁽⁴⁷⁾. La colocación de un perno intrarradicular presenta unos límites biológicos y estructurales, como son la longitud y la morfología radicular para evitar perforaciones o debilitamiento de las paredes radiculares⁽⁶⁵⁾.

La raíz es el elemento anatómico que va a permitir el anclaje del diente dentro del soporte periodontal, a mayor longitud radicular las probabilidades de que el diente soporte las fuerzas de la oclusión son mayores⁽¹¹⁴⁾. Un diente tratado endodónticamente que será reconstruido con un perno debe poseer una longitud radicular y un soporte óseo que permita que el perno se extienda por debajo de la cresta alveolar⁽⁶⁰⁾. Además, una adecuada longitud radicular permitirá la colocación de un perno intrarradicular que posea una longitud apropiada

para garantizar la retención del sistema, sin poner en riesgo el sellado apical⁽¹¹⁴⁾.

Para determinar la longitud radicular se debe realizar el examen radiográfico y determinar la proporción corona-raíz; ésta se define como la proporción entre las respectivas porciones clínicas del diente (corona y raíz); definidas de acuerdo a la altura del soporte óseo alveolar, determinado radiográficamente. Una relación corona-raíz desfavorable puede ser la consecuencia de tratamientos odontológicos inadecuados o de cambios patológicos que incrementan la longitud coronaria⁽¹¹⁵⁾.

Las coronas largas o las raíces cortas disminuyen las posibilidades de obtener buenos resultados con las restauraciones de perno y corona; la restauración queda en entredicho, por la corona clínica larga que puede estar sometida a fuerzas laterales intensas⁽¹⁾.

Trabert, Caput y Abou-Rass⁽³¹⁾ realizaron un estudio en 207 incisivos centrales superiores tratados endodónticamente, para investigar la resistencia de éstos ante un trauma simulado. El grosor de la preparación endodóntica y el diámetro del perno se

correlacionaron con diferentes variables, entre ellas, la dimensión dentaria y la forma de fractura. Los dientes se dividieron en 3 grupos:

- Grupo 1: dientes intactos.
- Grupo 2: dientes tratados endodónticamente, con una obturación de resina compuesta para sellar la entrada del conducto.
- Grupo3: dientes tratados endodónticamente reconstruidos con un perno prefabricado pasivo de lados paralelos.

En cada grupo se estudiaron tres longitudes radiculares, 11 mm, 13 mm, y 15 mm y dos diámetros de preparación endodóntica. Todos los dientes se sometieron a la aplicación de un impacto único sobre la superficie vestibular, suficiente para causar la fractura dentaria. Los resultados indicaron, en los tres grupos, que los dientes con mayores longitudes radiculares necesitaron un mayor impacto de energía, para ocasionar la fractura⁽³¹⁾.

El análisis de regresión suministró solo tres posibles variables que se podrían usar para predecir la cantidad de energía requerida para que ocurra la fractura. Estas son: el

diámetro mesio-distal del diente, la longitud radicular y el ancho de la preparación de la cámara pulpar. Se determinó que al incrementar la longitud radicular, aumenta la energía requerida para producir la fractura en todos los grupos experimentales. Además, el incremento de la longitud radicular minimizó los efectos de los otros dos factores: el tamaño de la preparación y el tamaño del perno⁽³¹⁾.

El segundo factor a considerar es el adecuado conocimiento de la morfología radicular, debido a que éste nos orientará sobre la posible presencia de curvaturas y brindará una idea sobre las proporciones en sentido mesio-distal y vestíbulo-lingual que posee cada raíz en particular⁽¹¹⁶⁾.

En cuanto al conocimiento de la morfología radicular, Taylor indica que cuando se planifica la preparación para el perno intrarradicular, existen unos principios clínicos que debemos tener presentes: el conocimiento de la morfología radicular del diente a tratar, la selección de las raíces rectas que permitirán adaptar de forma adecuada el perno intrarradicular y el reconocimiento de las dimensiones internas de la raíz para saber si soportará la colocación del perno, con un diámetro adecuado⁽¹¹⁶⁾.

De esta forma, encontraremos que existen ciertos dientes que necesitan cuidados especiales debido a su anatomía. La mayoría de las raíces experimentan una convergencia gradual mientras se aproximan al ápice; en los premolares esta tendencia es más marcada, por lo que al seleccionar un perno cilíndrico se podría perforar lateralmente la raíz⁽¹¹⁷⁾.

Los incisivos centrales y laterales superiores son dientes que generalmente presentan un adecuado grosor radicular, que permite la colocación de la mayoría de sistemas de pernos intrarradiculares. Sin embargo, se debe tener cuidado de no colocar pernos de excesiva longitud si se observa que los dientes presentan una acentuada conicidad en la porción apical. A medida que las paredes dentinarias disminuyen su grosor se incrementa el riesgo de fractura por la colocación de pernos intrarradiculares^(1,118). Los incisivos laterales superiores, por su tamaño reducido, a menudo son candidatos inadecuados para la colocación de pernos⁽¹⁾.

Los caninos superiores generalmente presentan un mayor grosor en sentido vestíbulo-lingual que dificulta la utilización de pernos prefabricados, pues estos no se adaptan a la conformación interna del conducto. Además, es común la

presencia de invaginaciones radiculares proximales, que se deben considerar zonas de menor espesor dentinario⁽¹¹⁸⁾.

Los premolares superiores presentan una variedad de dificultades, estos dientes presentan raíces delgadas que se tornan cónicas, rápidamente, en dirección al ápice. Es común la presencia de invaginaciones proximales y bifurcaciones radiculares. Además, con frecuencia la raíz palatina, presenta curvaturas vestibulares no visibles radiográficamente; en este caso la colocación de pernos largos puede ocasionar la perforación de la raíz⁽¹¹⁸⁾.

Raiden, Costa y Koss⁽¹¹⁹⁾ realizaron un estudio *in vitro*, con el propósito de establecer el tamaño del instrumento que permitiera mantener 1 mm de espesor dentinario, posterior a la preparación del espacio para perno, en los primeros premolares superiores. Las preparaciones se realizaron en premolares de una o dos raíces, a una longitud similar a la corona anatómica. Los resultados indicaron que en premolares monorradiculares el tamaño máximo del instrumento que permitió conservar 1 mm de grosor de pared dentinaria fue 0,70 mm mientras que en premolares de 2 raíces el tamaño máximo del instrumento fue de 1,10 mm.

Como se observa en el presente estudio fue más frecuente el adelgazamiento de las paredes en los dientes de un solo conducto, que en dientes de dos conductos. Los autores señalan que esto se debe a que, generalmente, cuando existe un conducto único éste se ubica en el centro de la raíz y ésta es la zona donde se ubican los canales o concavidades proximales, comunes en la anatomía radicular de estos dientes. Mientras, en los dientes de dos conductos, estos se encuentran en la zonas de mayor grosor radicular⁽¹¹⁹⁾.

Las concavidades proximales comunes en los premolares superiores, en muchas oportunidades no son visibles radiográficamente. Esta dificultad se puede explicar si se toma en cuenta que radiográficamente la radiopacidad esta relacionada con el grosor del tejido radiografiado. Por lo tanto, las concavidades profundas y estrechas ubicadas en las zonas proximales de los premolares no reducen el grosor de tejido suficiente, como para visualizarlas radiográficamente⁽¹²⁰⁾.

Los incisivos inferiores presentan, generalmente, raíces cónicas y delgadas, con un conducto radicular aplanado y angosto, que ocasionalmente se divide en dos en el tercio medio, para luego unirse en el tercio apical⁽¹²¹⁾ Los dientes mencionados

en particular, presentan curvaturas en sus raíces que dificultan la colocación del perno y aumentan el riesgo de fractura radicular⁽¹⁾.

Los premolares inferiores presentan suficiente grosor en su estructura radicular como para recibir la mayoría de sistemas de pernos, sin embargo, requieren atención especial a fin de determinar que la totalidad del sistema de conductos recibió tratamiento endodóntico, pues es común que presenten conductos múltiples. Otra de las consideraciones anatómicas a tener con estos dientes es el ángulo de orientación de la corona con respecto a la raíz; es frecuente que este diente presente una inclinación lingual de su corona anatómica y que la preparación del espacio para el perno, orientada perpendicularmente con respecto a la cara oclusal del diente, ocasione la perforación de la pared vestibular de la raíz⁽¹¹⁸⁾.

En los dientes multirradiculares, el conocimiento de la morfología radicular adquiere mayor importancia, debido a la variada morfología radicular. La selección de la raíz a emplear depende de la cantidad de tejido remanente y la morfología interna radicular⁽³⁰⁾. Si el contorno del conducto es ovalado o acintado, se puede producir una perforación de la raíz al intentar

darle forma redondeada para un perno cilíndrico⁽¹²²⁾.

Las raíces mesiales de los molares inferiores y las raíces vestibulares de los molares superiores suelen ser curvas, estrechas y cortas, por lo que el riesgo de perforación es mayor. Por lo tanto, se sugiere que las raíces distales de los molares inferiores y las raíces palatinas de los molares superiores son las más adecuadas para la preparación del espacio para el perno intrarradicular, debido a que estas raíces son más rectas y de mayor diámetro^(30,33,122).

Sin embargo, Bone y Moule señalan que al menos en un 80% de los casos, la raíz palatina puede presentar curvaturas vestibulares e invaginaciones o concavidades que se ubican, con frecuencia, en la cara vestibular o palatina de la raíz. Esta combinación de curvatura y concavidad radicular puede predisponer a las paredes del diente al debilitamiento o la perforación durante la colocación de un perno largo o grueso⁽¹¹⁸⁾.

Hunter estudió en molares extraídos del maxilar inferior, la cantidad de estructura dentaria que queda después de preparar, limpiar y dar forma a los conductos radiculares. Este autor encontró una capa muy delgada de dentina, entre la pared

interna de la raíz y la superficie de cemento, en distal de la raíz mesial. Las perforaciones en los conductos mesiales curvos de los molares del maxilar inferior, ocurrían con más frecuencia en distal de la raíz mesial⁽¹¹⁶⁾.

Los molares inferiores pueden presentar raíces delgadas en sentido mesio-distal y anchas en sentido vestíbulo-lingual; los conductos mesio-vestibulares y mesio-linguales, presentan en un 84% de los casos una curvatura distal. Esta curvatura dificulta la preparación del conducto hasta la longitud radicular deseada. La raíz distal es recta en un 74% de los casos, por lo que es la raíz de elección⁽⁶⁷⁾.

Por último, la morfología radicular puede ayudar a incrementar el soporte periodontal en los dientes con periodonto reducido. En estos casos, las raíces anchas en sentido vestíbulo-lingual, de sección transversal ovalada son preferibles a las de sección redondeada, de la misma forma, los dientes multirradiculares con raíces divergentes ofrecen un mejor soporte periodontal que los de raíces convergentes y unidas o los que presentan, en general, una configuración cónica^(5,114).

Además, cuando la raíz tiene forma cónica la pérdida ósea

horizontal disminuye el área de la superficie radicular de manera impresionante, es decir, cuando se expone una tercera parte de la longitud radicular, en realidad, se pierde la mitad del área de soporte, de esta forma las fuerzas que soporta el hueso alveolar se amplifican, debido al aumento del brazo de palanca asociado con la corona clínica alargada⁽¹¹⁴⁾.

En cuanto a los medios con que contamos para conocer la longitud y la morfología radicular, el examen radiográfico es el más popular, como técnica para investigar la anatomía del conducto radicular, sin embargo, es el menos conveniente, debido a que las radiografías solo pueden representar dos dimensiones de una estructura que tiene tres dimensiones y los conductos muy finos son difíciles de visualizar⁽¹¹⁴⁾.

Mueller⁽¹²¹⁾ realizó una de las investigaciones más completas en este campo, examinó 1.934 dientes y comparó su trabajo con otros anteriores (en este estudio no se incluyeron molares), se concluyó que cada diente tiene grandes variaciones en forma, longitud y ancho de los conductos y que la radiografía no siempre ofrecía una imagen verdadera de las condiciones que estaban presentes en el conducto radicular.

Walker señaló que la imagen que puede presentar la radiografía no cuenta toda la historia; lo que podría parecer un conducto recto en una radiografía periapical, pudiera ser, en realidad, un conducto curvo. Se debe tomar en consideración la posible presencia de tales curvas en todos los dientes; pudiera ser que no exista en realidad, un conducto recto⁽¹¹⁶⁾.

En la actualidad, es posible digitalizar las imágenes radiográficas y de esta forma compensar las fallas inherentes a la técnica radiográfica o a la técnica de revelado. Las imágenes digitalizadas registradas por sensores intraorales miniaturizados, se introdujeron en el año 1987; entre los sistemas más conocidos se encuentra el RadioVisionGraphy[®] (Trophy Radiologie, Toulouse, France y Atlanta, GA, USA) y el Flash Dent[®] (Villa Sistemi Medicali srl Buccinasco, Italy)⁽¹²³⁾.

Las imágenes digitalizadas permiten delinear patrones estructurales como lesiones periapicales tempranas, determinar con mayor precisión las estructuras anatómicas normales y discriminar las lesiones, como fracturas radiculares. Además, la resolución de las imágenes permite estimar el volumen, los patrones y los cambios de densidad del hueso alveolar. Existen otros sistemas para obtener imágenes digitalizadas

indirectamente, como el uso de video cámaras, entre las que se encuentra DentaCam[®] (Fuji Optical Systems Inc., Los Gatos, CA, USA) y el uso de escáneres⁽¹²³⁾.

El conocimiento adecuado de la longitud y morfología radicular relacionado con aspectos importantes como el conocimiento de la anatomía coronaria, condición de los tejidos de soporte, oclusión y valor estratégico del diente; nos permitirá realizar la selección del diseño y la longitud de perno adecuado, de manera que se convierta en una unidad corono-radicular que perpetúe la permanencia del diente en boca^(31,116).

4.3.2 Posición del diente en la arcada y la oclusión

Un factor sumamente importante en la selección del material y de la técnica de restauración a emplear en un diente tratado endodónticamente es la posición que ocupa dicho diente en la arcada dentaria y la oclusión del paciente, pues estos factores son los que determinan la magnitud y dirección de las fuerzas que reciben los dientes⁽³³⁾.

Según Helkimo e Ingervall, las fuerzas oclusales que se generan en una oclusión normal van de 16 a 75 Kg. Sin

embargo, durante los hábitos parafuncionales se puede registrar un incremento importante de la fuerza, debido a contracciones superiores a las que se utilizan normalmente para la actividad masticatoria y que, generalmente, se mantienen por un segundo o más de tiempo⁽¹²⁴⁾. Algunos pacientes bruxómanos pueden llegar a desarrollar fuerzas patológicas entre 225 y 500 Kg de presión⁽¹¹⁴⁾.

De la misma forma, se debe examinar las guías de lateralidad del paciente, pues la carga oclusal en las excursiones laterales se distribuirá en los dientes según el tipo de desoclusión. En la desoclusión guiada por los caninos, son éstos los que soportan todas las fuerzas oclusales generadas durante el movimiento de lateralidad⁽³³⁾.

Los caninos son los dientes más apropiados para aceptar las fuerzas horizontales que se originan en el arco durante los movimientos excéntricos, presentan la mejor relación corona-raíz y están rodeados de hueso compacto y denso que tolera mejor las fuerzas. En la función de grupo varios dientes del lado de trabajo contactan durante los movimientos de lateralidad, generalmente los caninos, los premolares y en

ocasiones la cúspide mesio-vestibular de los primeros molares⁽¹²⁴⁾.

La restauración con perno intrarradicular de los dientes que guían los movimientos de lateralidad estará sometida a una mayor cantidad de fuerzas horizontales, por lo tanto, es conveniente seleccionar los casos que posean suficiente estructura remanente, raíces largas y voluminosas y una adecuada relación corona raíz. En caso de ser necesario, debemos considerar la posibilidad de proteger las estructuras debilitadas con restauraciones extracoronarias que rodeen la raíz, aproximadamente de 1,5 a 2 mm^(6,124).

La localización del diente en el arco determina diferentes alternativas de restauración, para asegurar la longevidad del diente tratado endodónticamente⁽⁷¹⁾. Sorensen y Martinoff⁽²⁶⁾ en un estudio realizado sobre el refuerzo intracoronario de los dientes tratados endodónticamente, evaluaron la localización del diente en el arco y cómo ésta modifica los requerimientos restaurativos de un diente tratado endodónticamente. Estudiaron los registros clínicos de 1.273 dientes tratados endodónticamente y los dividieron en 6 grupos de acuerdo a la

posición del diente en la arcada: antero-superiores, premolares superiores, molares superiores, antero-inferiores, premolares inferiores y molares inferiores.

Esta agrupación según la localización del diente en la arcada, determinó una estructura radicular similar, soporte periodontal, cantidad de estructura dentaria y función comparable. La definición de éxito clínico se basó en la ausencia de hallazgos negativos durante la última evaluación clínica. El registro de fracasos incluyó desalojamiento o fractura del diente, presencia de fracturas radiculares o perforaciones. El análisis se desarrolló para determinar si la localización del diente en el arco, la presencia de pernos intrarradiculares y la cobertura coronaria tuvieron algún efecto sobre el éxito o fracaso del diente tratado endodónticamente⁽²⁶⁾.

El perno intrarradicular no incrementó significativamente el éxito de ninguno de los grupos anatómicos y la cobertura coronaria mejoró significativamente el éxito clínico de los premolares superiores, molares superiores y premolares y molares inferiores; sin embargo, no afectó significativamente al grupo de dientes antero-superiores y antero-inferiores⁽²⁶⁾.

Luego de la comparación del éxito y fracaso de los grupos, pareciera que algunos grupos son más susceptibles a las fallas de acuerdo a la técnica restauradora. Los dientes antero-superiores son más susceptibles al trauma debido a su posición en el arco. La diferencia de las fuerzas durante la función de un diente antero-superior *versus* un diente antero-inferior, también cuenta para entender la discrepancia de la frecuencia de fracasos entre ambos. Los incisivos inferiores están sujetos a fuerzas más verticales cercanas al eje largo del diente, mientras que los antero-superiores reciben más fuerzas angulares⁽²⁶⁾.

Los dientes anteriores y los posteriores funcionan de forma diferente; por lo tanto se deben evaluar por separado⁽⁷⁾. El diente anterior recibe fuerzas cortantes predominantemente, las cuales actúan tanto sobre la corona clínica como en la raíz. En realidad los dientes anteriores aceptan adecuadamente las fuerzas de los movimientos mandibulares excéntricos mientras que los dientes posteriores soportan las fuerzas aplicadas durante el cierre mandibular, estas fuerzas se dirigen al eje largo de los dientes y se disipan eficazmente⁽¹²⁴⁾.

Cuando se indica una restauración de cobertura completa en un diente anterior porque la estructura dental coronaria remanente es inadecuada, por lo general, se indica un perno. Esto es efectivo para los incisivos laterales superiores y los inferiores⁽⁷⁾. Sin embargo, no todos los dientes anteriores tratados endodónticamente requieren de manera automática la utilización de pernos y coronas. Estos dientes se pueden restaurar conservadoramente con una obturación de resina compuesta para sellar la cavidad de acceso, si existen pequeñas restauraciones y suficiente cantidad de estructura sana^(6,75).

Wood⁽¹²⁵⁾ afirma que clínicamente un perno que se coloca en un diente antero-superior está sujeto a fuerzas compresivas, traccionales y de torque. En la interfase diente-perno las fuerzas que tienden a desalojar el perno son predominantemente fuerzas inclinadas vestibularmente. La región antero-superior se puede considerar un área de alto riesgo, debido a las desfavorables direcciones de las fuerzas durante la función. Además, se dice que los dientes antero-superiores actúan como un fulcro para las fuerzas horizontales y están normalmente más expuestos a las fuerzas dirigidas vestibularmente⁽⁹¹⁾.

Sorensen y Martinoff⁽⁵⁸⁾ en una investigación clínica donde estudiaron los registros clínicos de 1.273 dientes tratados endodónticamente restaurados con diferentes métodos de restauración coronaria, no apreciaron diferencias significativas entre el éxito conseguido en dientes anteriores tratados endodónticamente que se restauraron con coronas y aquellos que no lo habían hecho. Por lo tanto, los dientes anteriores tratados endodónticamente no precisan coronas de manera automática.

En los dientes posteriores, las fuerzas que actúan son predominantemente verticales, por lo tanto el refuerzo de la estructura dental coronaria, generalmente, no es necesario como sucede en los dientes anteriores. La colocación de un perno intrarradicular, solamente se indica en un diente posterior, cuando no se pueda utilizar otra retención más conservadora para el material de reconstrucción coronaria^(7,58).

Los premolares superiores son la excepción de los dientes posteriores tratados endodónticamente. Estos dientes están sujetos a una mezcla de fuerzas cortantes y fuerzas compresivas. A menudo tienen raíces muy cónicas, paredes radiculares delgadas y concavidades radiculares

proximales, todos ellos factores predisponentes a la perforación o a la fractura de las raíces. Cuando la necesidad de colocar un perno es inevitable, se deben seleccionar pernos que necesiten un mínimo ensanchamiento de conducto y las raíces sean lo suficientemente largas, voluminosas y rectas^(6,39).

En la mayoría de los casos, los premolares tratados endodónticamente pierden sus paredes mesiales o distales, por lo tanto deben recibir restauraciones que protejan las cúspides remanentes de las fuerzas de la oclusión, como incrustaciones con protección cuspídea o coronas completas⁽⁷⁵⁾.

Las fuerzas laterales de la oclusión pueden actuar como fuerzas cortantes sobre las cúspides remanentes y causar fracturas radiculares verticales. La única excepción de este grupo de dientes son los primeros premolares inferiores, debido a que su anatomía es similar a los caninos y, generalmente, no están sometidos a fuerzas cortantes sobre las cúspides linguales⁽⁷⁵⁾.

La posición del diente en la arcada está relacionada con la distribución de las fuerzas durante la oclusión, las cuales deben

ser del conocimiento del odontólogo. La unión de todos estos aspectos determinará la selección adecuada del tratamiento restaurador^(5-7,58).

4.3.3 Condición del tratamiento endodóntico

Es importante definir el éxito de un tratamiento de conducto, existen diversos criterios para ello, sin embargo, en líneas generales se considera que si el diente tratado permanece funcional, se encuentra asintomático, sin evidencia de fístulas o inflamación y si radiográficamente se puede observar la evidencia de un espacio de ligamento normal con continuidad de la lámina dura, se puede considerar un tratamiento endodóntico exitoso⁽¹²⁶⁾.

Vire⁽¹²⁷⁾ señala que el fracaso del tratamiento endodóntico se pueden deber a 3 razones principales: por razones protésicas, por razones periodontales y por razones endodónticas. Este autor evaluó 116 dientes tratados endodónticamente por un período de un año y clasificó las causa por las cuales se realizó la exodoncia de los dientes. Los resultados demostraron que un 8,6% de los fracasos se debieron a razones endodónticas verdaderas. De los 10 dientes que fracasaron, 5 presentaron fractura vertical, 4 casos presentaron errores de instrumentación,

como adelgazamientos de la raíz, transporte apical o subinstrumentación y 1 caso presentó resorción severa.

El pronóstico de un diente tratado endodónticamente se relaciona estrechamente con la calidad de la técnica de obturación endodóntica. Los materiales que se utilizan para la obturación de los conductos radiculares deben proporcionar un sellado apical y formar una barrera contra las bacterias del medio bucal, a fin de evitar que estas tengan acceso a los tejidos periapicales y causen enfermedades⁽¹²⁸⁾.

Naturalmente, una adecuada irrigación y preparación biomecánica, un buen sellado endodóntico y una adecuada obturación endodóntica bien compactada permitirán la resolución de la lesión periapical y ayudarán a prevenir que la obturación endodóntica se desaloje durante la preparación del conducto radicular⁽¹²⁹⁾.

Debido a que la evaluación clínica de un diente tratado endodónticamente está sujeta a hallazgos subjetivos, como el dolor y la molestia a la percusión, que presenta una amplia variación entre distintos individuos, es importante que la evaluación de la condición del tratamiento endodóntico se base

además, en los exámenes radiográficos y en la historia del diente en estudio⁽¹³⁰⁾.

La evaluación radiográfica es necesaria para sustentar la evaluación clínica. Los factores que se deben considerar son la evaluación de la obturación endodóntica, material utilizado para la obturación, compactación del material, extensión apical del mismo, estado del hueso apical y morfología del conducto y el estado periodontal, presencia o ausencia de pérdidas óseas verticales y horizontales⁽³³⁾.

Stabholz y Friedman⁽¹³⁰⁾ indican que existen elementos importantes que se deben observar cuando se está determinando la condición de un tratamiento de conducto y que se han clasificado como factores para el diagnóstico diferencial de un fracaso endodóntico. Entre ellos mencionan, la presencia de perforaciones, sobreobturaciones, la omisión de conductos, la historia de traumatismos y la presencia de lesiones periapicales preoperatorias. Briggs⁽¹³¹⁾ menciona además la presencia de fístulas y de lesiones radiográficas periapicales que presentan aumento de tamaño.

Tronstad *et al.*⁽¹²⁸⁾ realizaron un estudio *in vitro* sobre 1.001 dientes tratados endodónticamente y evaluados radiográficamente, en cuanto a la calidad de la técnica de obturación endodóntica y a la calidad de la técnica de restauración coronaria. También se evaluaron las estructuras periodontales adyacentes para determinar si el tratamiento había sido un éxito o un fracaso. Los resultados fueron los siguientes:

- Buena técnica endodóntica con una buena técnica restauradora. Índice de éxito: 81% y con una mala técnica restauradora. Índice de éxito: 71%.
- Incorrecta técnica endodóntica con correcto o incorrecto tratamiento restaurador. Índice de éxito: 56%

Estos resultados nos indican que es más importante la utilización de una correcta técnica endodóntica para determinar el éxito del tratamiento restaurador. Si la calidad del tratamiento endodóntico es buena, un adecuado tratamiento restaurador mejorará y prolongará la calidad de vida del diente⁽¹²⁸⁾.

Turner⁽¹³²⁾, en 1982, señaló la importancia del tratamiento endodóntico como factor determinante para el éxito o fracaso de la restauración con perno y corona. Estableció que en aquellos

casos en que el tratamiento endodóntico quede corto, es decir, alejado del ápice de la raíz, perjudicará seriamente la longitud del perno intrapulpar, dejando como única alternativa la realización de un perno corto. Si se decide hacer un perno de una longitud correcta se pondrá en peligro el sellado apical. La única alternativa posible, será la repetición del tratamiento endodóntico.

Ottl y Lauer⁽¹¹²⁾ realizaron un estudio *in vivo*, donde se evaluaron dos tipos de perno y luego realizaron un seguimiento radiológico por un período de 3 a 9 años, que consistió en la evaluación de la obturación endodóntica en cuanto a su longitud, homogeneidad y adaptación a las paredes del conducto radicular. Se observó una relación importante entre una inapropiada longitud de la obturación radicular y el fracaso del tratamiento restaurador o la pérdida del diente. Por lo tanto, después de que un tratamiento endodóntico se ha finalizado, se debe realizar una estricta selección del caso, combinada con una observación minuciosa, ante de colocar una restauración con perno intrarradicular, especialmente en aquellos casos en que han existido lesiones periapicales previas.

Si se determina que el diente a restaurar presenta un fracaso endodóntico, se acepta ampliamente, que el tratamiento de primera elección es la repetición del tratamiento endodóntico convencional. El tratamiento quirúrgico se indica en los casos en que no se pueda acceder a los conductos mediante la vía ortógrada, por la presencia de pernos u otras restauraciones o en los casos en que se determine la necesidad de realizar una biopsia⁽¹³¹⁾.

Otro factor importante a considerar, es que los materiales que se utilizan para sellar los conductos radiculares no están libres de imperfecciones y un adecuado sellado apical no puede permanecer efectivo, a través del tiempo, si no existe una restauración coronaria adecuada que proteja la obturación endodóntica del medio ambiente oral⁽¹²⁸⁾.

Después del tratamiento de conducto, la cavidad de acceso se debe sellar adecuadamente. Las restauraciones provisionales evitan la contaminación del conducto radicular por la saliva o las bacterias, durante la elaboración de la restauración final. Un material ideal de restauración provisional debe evitar la filtración coronaria y además ser de fácil manipulación⁽¹³³⁾.

Zmener, Banegas y Pameijer⁽¹³³⁾ compararon la capacidad de sellado coronario de 3 cementos provisionales en dientes extraídos. Evaluaron el cemento provisional Cavit[®] (ESPE GmbH, Seefeld, Germany) a base de sulfato de calcio, el IRM[®] (Dentsply Int/L.D. Caulk Div. Milford, DE) un cemento de óxido de zinc eugenol reforzado y el Ultratemp Firm[®] (Ultradent Products Inc. South Jordan, UT) un cemento de policarboxilato de baja viscosidad, todos con espesores de 5 mm.

Los dientes se sometieron a condiciones de termociclado y luego se colocaron en una solución de tinta por 10 días, para determinar la filtración. Los resultados demostraron que todos los materiales presentaron una filtración de 2 mm en la interfase entre la pared dentinaria y el material restaurador y no se observaron diferencias significativas entre los tres. Bajo las condiciones del estudio se determinó que el nuevo material Ultratemp Firm[®] se comportó de forma favorable con respecto al Cavit[®] y el IRM[®]. Los autores recomiendan estos tres materiales como cementos provisionales de corto plazo⁽¹³³⁾.

Cuando el tratamiento de conductos permanecerá por un largo período en espera de su restauración definitiva, Galvan *et al.*⁽¹³⁴⁾ demostraron que el IRM[®] no es un cemento

sellador adecuado a largo plazo, cuando compararon este cemento con 5 tipos de restauraciones adhesivas. Los autores demostraron que todas las resinas adhesivas proporcionaron un sellado coronario superior al obtenido con el IRM[®]. Éste último demostró una extensa filtración de 1 a 3 meses. Los autores contraindican el uso de cementos como el IRM[®] a base de óxido de zinc eugenol, como selladores coronarios a largo plazo.

Recientemente Tselnik, Baumgartner y Marshall⁽¹³⁵⁾ evaluaron el Mineral Trióxido Agregado (MTA Dentsplay Tulsa Dental, Tulsa, Ok)), en sus dos presentaciones gris y blanco, como material de barrera para los 3 mm coronarios del conducto radicular. La selección de este material para el estudio se basó en las investigaciones que realizaron Torabinejad *et al.*⁽¹³⁶⁾ en el año 1995, quienes concluyeron que este material presenta una capacidad superior de resistir la filtración, debido a su excelente adaptado marginal.

El MTA se comparó con un vidrio ionomérico modificado con resina como el cemento Fuji II LC[®] (GC America, Inc., Alsip,

IL). De 36 dientes estudiados 2 dientes presentaron filtración con el MTA gris y 3 dientes presentaron filtración con el MTA blanco a partir del día 56, mientras que 3 dientes presentaron filtración con el Fuji II LC a partir del día 52. No se observaron diferencias significativas en el comportamiento de estos materiales; los autores recomiendan el MTA y el Fuji II LC como materiales de barrera coronarios para períodos de hasta 3 meses⁽¹³⁵⁾.

Los dientes tratados endodónticamente se pueden recontaminar en las siguientes circunstancias: cuando el diente tratado endodónticamente no se restaura definitivamente, cuando se fractura el material de restauración coronario o cuando se fractura la estructura dentaria. Se ha demostrado con estudios de penetración de tinta que los dientes tratados endodónticamente no restaurados, expuestos a saliva artificial por 48 horas, presentan de un 79% a un 85 % de penetración de microorganismos en el conducto radicular⁽¹³⁷⁾.

Torabinejad, Ung y Kettering⁽¹³⁷⁾ determinaron la cantidad de tiempo necesario para que una bacteria penetre un conducto radicular tratado endodónticamente, que fue intencionalmente expuesto a dos tipos de microorganismos. De 45 dientes que

fueron objeto de este estudio, un 50% de los conductos radiculares se contaminaron completamente con el *Streptococcus epidermidis* después de 19 días de exposición. El porcentaje restante se contaminó completamente a los 42 días de exposición con el *Proteus vulgaris*. La variación en el tiempo que le tomó a la bacteria penetrar completamente el conducto radicular, se relacionó con la forma del conducto radicular, el tipo de sellador endodóntico y la naturaleza de la solución a la que fue expuesta la porción coronaria del diente.

Otro elemento a tener en cuenta cuando el tratamiento endodóntico queda expuesto al medio bucal, es el sellador endodóntico, de acuerdo a Grossman entre las características que debe poseer un buen sellador endodóntico, se encuentra su capacidad de formar un sellado hermético, no debe favorecer la reproducción bacteriana, debe ser insoluble a los fluidos bucales y debe favorecer la unión entre el material de obturación y las paredes del conducto radicular⁽¹³⁸⁾.

Madison, Swanson y Chiles⁽¹³⁹⁾ realizaron un estudio *in vitro* en el que evaluaron la microfiltración en dientes tratados endodónticamente que fueron obturados con gutapercha y tres tipos de selladores: el primero a base de óxido de zinc eugenol,

el segundo a base de hidróxido de calcio y el tercero una resina epóxica. Se dejaron las cavidades coronarias abiertas, las muestras se expusieron a saliva artificial por 7 días y luego se colocaron en tinta por 48 horas para evaluar la microfiltración.

Los resultados demostraron que con el sellador a base de oxido de zinc y eugenol y con el sellador a base de hidróxido de calcio se obtuvo una penetración promedio de un 49% y un 33%, respectivamente. Con el sellador a base de resina epóxica la penetración de tinta fue de un 80%. El estudio permitió evidenciar que los tres selladores demostraron disolución ante la saliva artificial, lo que permitió la penetración consecuente de la tinta¹³⁹.

Con la resina epóxica se logró la mayor filtración, esto se debió, posiblemente, a ciertas características del material, como la necesidad de retirar de la dentina toda la *capa de desechos* para permitir la unión del material resinoso a las paredes del conducto, además, la sensibilidad del material a la humedad retrasa su polimerización y por último, la dificultad en su aplicación que puede permitir la presencia de poros⁽¹³⁸⁾.

Cuando la cámara pulpar se recontamina, puede funcionar como un reservorio de microorganismos y toxinas. Esto puede causar dos tipos de problemas; el fracaso del tratamiento endodóntico por la contaminación del sellado apical y una infección periodontal de la furcación por el movimiento de microorganismos y toxinas a través de los conductos accesorios en el piso de la cámara pulpar⁽¹⁴⁰⁾.

Se recomienda que los conductos radiculares tratados endodónticamente, expuestos al medio ambiente bucal por más de 60 días se retraten endodónticamente antes de la colocación de una restauración coronaria permanente. No se recomienda colocar un perno intrarradicular en presencia de un tratamiento endodóntico defectuoso; este procedimiento se deberá posponer hasta que se realice la repetición del tratamiento de conductos⁽¹⁴⁰⁾.

4.3.4 Integridad de la raíz

La evaluación de la integridad de la raíz, involucra el estudio de varios aspectos como la presencia de líneas de fractura y el grosor de las paredes del conducto; a fin de evitar perforaciones o falsas vías al momento de la preparación del espacio para el perno^(91,116).

La presencia de líneas de fractura es un factor de gran importancia en el diagnóstico y selección de caso, cuando se planifica un tratamiento endodóntico con la subsiguiente realización de una restauración con perno intrarradicular, una línea de fractura se puede considerar como precursora de la fractura del diente. El síndrome del diente fisurado debe ser correctamente diagnosticado, para facilitar la solución del problema⁽¹¹⁶⁾.

Según Rosen⁽¹⁴¹⁾ al hablar de un diente fisurado, nos referimos a defectos verticales en dientes posteriores que pueden extenderse a la raíz, dentro del hueso alveolar; es decir, existe una fractura incompleta. El diente presenta signos y síntomas de origen pulpar o periodontal, dependiendo de la longitud de la fisura, su origen y la dirección. Además, el diente puede estar vital o tratado endodónticamente. La queja más común de los pacientes es la incapacidad de morder alimentos sólidos en la parte afectada de la boca. La colocación de pernos intrapulpares se debe evitar en este tipo de dientes y en ciertos casos la indicación será, la sección de la raíz afectada. Lo más importante es el diagnóstico del

caso a tiempo a fin de brindar al paciente el tratamiento correcto.

Abou-Rass analizó 120 casos y encontró que los primeros y segundos molares inferiores y los premolares y molares superiores son los dientes que presentan con mayor frecuencia líneas de fractura y recomendó que en aquellos dientes que las presenten, se evite realizar procedimientos para la colocación de pernos intrapulpares, además se deben evitar las fuerzas excesivas de condensación cuando se realiza el tratamiento endodóntico; también recomendó la realización de coronas completas con fuerzas céntricas mínimas⁽¹¹⁶⁾.

El segundo aspecto a tratar es el grosor de las paredes del conducto radicular, Hock estableció que la dureza dentaria está directamente relacionada al grosor de la dentina, por lo tanto durante la preparación del conducto para el perno, al menos 1 mm de dentina sana se debe mantener en las paredes del conducto radicular⁽⁹¹⁾.

En un estudio *in vitro*, realizado por Abou-Rass *et al.*⁽¹⁴²⁾ sobre 150 molares extraídos tratados endodónticamente, se diseñó la preparación para la colocación de un perno con una profundidad estándar de 8mm, con fresas Peeso[®] (Union Broach

Company, Inc., Long Island City, N.Y.), desde la № 2 hasta la №4, luego por medio de la transiluminación con una fibra óptica se pudo visualizar la porción más apical de la preparación y hacer una marca en la superficie externa de la raíz y una segunda marca a 4 mm de la entrada del conducto.

En los ejemplares de estudio se realizó una medición exacta del grosor de las paredes del conducto. Se observó lo siguiente:

- En los molares inferiores las paredes vestibulares y mesiales de la raíz mesio-vestibular son las zonas con menor riesgo al momento de preparar el espacio para el perno debido a que son las de mayor grosor. Las paredes mesial y lingual de la raíz mesio-lingual y las paredes distales de las raíces mesiales son las de mayor riesgo a la perforación o debilitamiento de la raíz durante la preparación del espacio para el perno, debido a que son muy delgadas.
- En los molares superiores las paredes proximales de las raíces vestibulares son las más delgadas y con mayor riesgo de perforación.

- Las raíces preferidas para la colocación de perno son la palatina de los molares superiores y la distal de los molares inferiores, con fresas Peeso® (Union Broach Company, Inc., Long Island City, N.Y.) № 2 o № 3 hasta una profundidad de 7 mm desde la entrada del conducto⁽¹⁴²⁾.

Según Abou-Rass *et al.*⁽¹⁴²⁾, la preparación del conducto para alojar el perno no se debe abordar como la simple preparación de un orificio, ésta se debe realizar con la total consideración de que se está trabajando sobre una raíz, con el conocimiento adecuado de la anatomía, presencia de curvaturas, dimensiones y una adecuada selección del tamaño de las fresas. No se debe escatimar ningún esfuerzo para mantener la integridad de la superficie de las paredes del conducto y prevenir la perforación o debilitamiento de la raíz.

Con frecuencia, los fracasos durante la colocación de pernos están relacionados a un diseño deficiente, la falta de retención, la falla de los materiales o el daño a la estructura radicular por perforación o debilitamiento de las paredes del conducto. Estos errores, usualmente, no producen una sintomatología inmediata, sin embargo, con el

tiempo se pueden observar filtraciones, lesiones periapicales y dolor⁽¹⁴²⁾.

Para prevenir estos inconvenientes, el odontólogo debe estar familiarizado con la anatomía de los conductos radiculares y el efecto de los instrumentos rotatorios sobre las paredes del conducto. Las preparaciones que conserven la integridad de las paredes del conducto y a la vez brinden suficiente retención al perno son las más recomendadas⁽¹⁴²⁾.

4.3.5 Estado de los tejidos de soporte

En general, los tejidos gingivales deben estar exentos de inflamación⁽¹¹⁴⁾. La calidad de la encía, debe ser firme y resiliente y con excepción del margen libre, debe estar firmemente adherida al hueso subyacente. El tejido periodontal sano permitirá determinar la cantidad de soporte óseo de los dientes pilares y la altura del margen gingival, para la correcta ubicación de los márgenes coronarios^(114,143,144).

Cuando la altura de la cresta alveolar disminuye a causa de la enfermedad periodontal; el hueso alveolar se acerca hacia apical, de esta forma la porción coronaria del diente actúa como

un brazo de palanca de mayor longitud y aumenta la posibilidad de que se produzcan fuerzas horizontales lesivas. La proporción corona-raíz ideal de un diente que será reconstruido con un perno intrarradicular es de 1:2; sin embargo, esta proporción se encuentra en pocas oportunidades⁽⁵⁾.

De la misma forma, es importante evaluar el ancho de encía adherida, por lo general, es mayor en la región anterior y menor en la región posterior^(144,145). A pesar que no existe un ancho mínimo necesario para mantener una salud gingival óptima, se ha demostrado que la profundidad vestibular proporciona un espacio adecuado para la colocación del cepillo dental. Además, los dientes con restauraciones subgingivales y zonas estrechas de encía adherida tienen índices de inflamación gingival más altos, que aquellos con restauraciones similares y zonas amplias de encía adherida⁽¹⁴⁴⁾.

Los márgenes de las restauración no se deben extender profundamente hacia los tejidos periodontales; cuando las condiciones del caso lo requieran se recomienda que estos se mantengan en la mitad coronaria del surco gingival, de otra forma, la restauración puede interferir con el espacio biológico y ocasionar daños al periodonto. Si la restauración invade el

espacio biológico, el aparato de inserción (tejido conectivo supracrestal y epitelio de unión) no se podrá insertar al diente. La pérdida de la inserción ocasionará la respuesta inflamatoria, la migración apical de la encía y la formación de un saco periodontal^(114,143,144). Se requiere un mínimo de 3 mm de estructura sana, en sentido coronario a la cresta ósea, para acomodar la inserción de tejido conectivo, el epitelio de unión y el margen de la corona⁽¹⁴³⁾.

En general, se pueden fabricar con éxito prótesis fijas sobre dientes con soporte periodontal gravemente reducido, siempre que en los tejidos periodontales se haya restaurado un estado de salud excelente y se haya asegurado un mantenimiento a largo plazo⁽¹¹⁴⁾.

Cuando se planifica la colocación de un perno intrapulpar, se deben observar las características clínicas y radiográficas de los tejidos de soporte, esto incluye color, consistencia y textura de la encía, presencia de sacos patológicos, movilidad dentaria, reabsorción ósea y espacio de ligamento periodontal^(55,60).

La realización de un sondaje adecuado permite la determinación de la presencia de sacos patológicos. Durante

este procedimiento el odontólogo deberá revisar, la presencia de sangrado o cualquier otro tipo de exudado; clínicamente, el sangrado de la encía durante el sondaje es un signo de ulceración del epitelio sulcular⁽⁶⁰⁾.

La presencia de movilidad nos indica la pérdida de la inserción dentaria al periodonto. Radiográficamente, esto se puede apreciar como un ensanchamiento del espacio del ligamento periodontal, que pudiera estar relacionada con trauma oclusal, movimiento ortodóncico o enfermedad periodontal⁽⁶⁰⁾.

El examen radiográfico es esencial para el correcto diagnóstico de los tejidos de soporte, cuando se planifica la colocación de un perno en un diente. El estudio de la radiografía incluirá:

- altura de la cresta ósea,
- integridad del grosor de la lámina dura,
- evidencia de pérdida ósea horizontal generalizada,
- evidencia de pérdida ósea vertical,
- espacio de ligamento ensanchado,
- densidad del trabeculado óseo,
- forma y tamaño de las raíces y

- relación corona-raíz⁽⁶⁰⁾.

Por ultimo, es importante determinar la presencia de hábitos, el principal a considerar es el bruxismo. El examen visual de los patrones de desgaste y la interpretación radiográfica de la lámina dura engrosada y de los espacios ampliados de ligamento periodontal ayudan en el diagnóstico⁽⁶⁰⁾.

El mantenimiento de un adecuado estado de salud periodontal^(143,144), la selección de dientes con una adecuada relación corona-raíz⁽⁵⁾ y la elaboración de diseños que respeten los tejidos gingivales^(114,143,144) y distribuyan las fuerzas favorablemente⁽⁵⁾ son requisitos para la utilización de un perno intrarradicular, debido a que éste ocasionará un incremento en las fuerzas horizontales ejercidas sobre la raíz dentaria^(55,60).

4.3.6 Desobturación del conducto radicular

La pulpa ocupa un espacio relativamente pequeño en el interior de la raíz, la desobturación del conducto radicular para incorporar el perno debe conservar la mayor cantidad de dentina que sea razonable, es decir, que el operador no realice una *preparación excesiva*. Es necesario recordar que la mayor parte

de la dentina radicular residual es importante para que el diente resista la fractura⁽¹⁾.

El estudio radiológico puede ayudar en la evaluación de la estructura dentaria, estructuras de soporte, forma de la raíz, longitud y presencia de patologías, antes de la remoción del material de obturación endodóntico a fin de preparar el espacio para el perno intrarradicular⁽¹¹⁶⁾.

La obturación incompleta del conducto radicular es una de las causas más importantes de los fracasos endodónticos, por lo tanto, el sellado apical es de primordial importancia para la completa obturación del conducto⁽¹⁴⁶⁾. Un buen sellado apical debe prevenir la reinfección del diente; en consecuencia, la desobturación del conducto radicular debe conservar y respetar el sellado apical del conducto radicular tratado⁽¹⁴⁷⁾.

Entre los factores que se deben considerar para mantener la integridad del sellado apical durante la preparación del espacio para el perno intrarradicular se encuentran la longitud de la desobturación radicular, el método de desobturación, la estabilidad dimensional de la gutapercha, el conocimiento de la

anatomía radicular y la habilidad clínica del operador para evitar la perforación radicular⁽¹⁴⁸⁻¹⁵¹⁾.

Existen diferentes criterios sobre la determinación de la longitud más adecuada para la desobturación del conducto para la colocación del perno intrarradicular. Entre los criterios existentes tenemos (Figura 4):

- La longitud del perno debe ser igual a la mitad de la longitud de la raíz contenida dentro de soporte óseo, si el diente está comprometido periodontalmente^(33,55,100).
- La longitud del perno debe ser igual a la longitud de la corona clínica^(5,33,55).
- La longitud del perno debe ser dos tercios de la longitud radicular^(33,55,117,152).
- Durante la preparación del espacio para el perno, se debe dejar de 4 a 5 mm de gutapercha intacta, para respetar el sellado apical^(33,117,148,152).

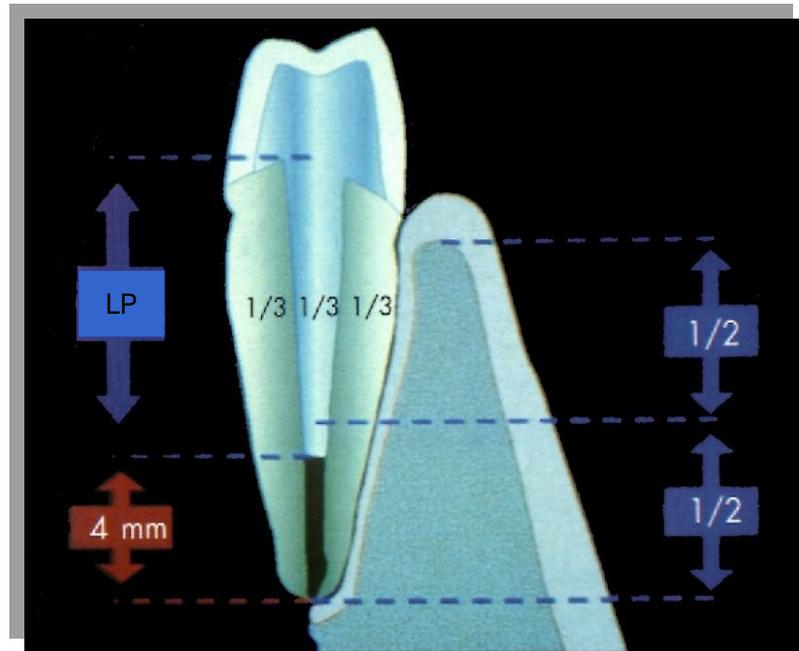


Fig.4. Criterios generales necesarios para la preparación de los pernos intrarradiculares: (LP= longitud de perno). Tomado de Bottino et al.⁽¹⁵²⁾, 2001.

Durante la preparación del espacio para el perno, con frecuencia, no se siguen las condiciones estrictas de asepsia, que se practican durante la endodoncia; probablemente, porque se piensa que la porción apical de la obturación es suficiente para brindar un sellado apical equivalente al de una obturación intacta⁽¹⁵³⁾.

Posterior a la desobturación, es importante que el material de obturación endodóntico apical actúe como una barrera que impida la filtración coronaria de microorganismos y sus productos

hacia la región periapical⁽¹⁵⁴⁾. Por esta razón, diversos estudios^(146,153-156) evaluaron la integridad del sellado apical posterior a la desobturación radicular.

Zmener⁽¹⁴⁶⁾ evaluó en una investigación *in vitro* el efecto de la desobturación radicular sobre la integridad del sellado apical. Utilizó 72 dientes monorradiculares obturados con gutapercha y los desobturó con instrumentos rotatorios hasta dejar un sellado apical de 4 mm y 8 mm; sumergió todos los dientes en una solución de azul de metileno al 1%, durante 72 horas y por último los seccionó.

Los resultados indicaron que en el grupo con 4 mm de sellado apical, un 37% de dientes presentó una penetración parcial de la tinta; en el grupo con 8 mm de sellado apical un 25% presentó una penetración parcial de la tinta y no presentó diferencias con el grupo de dientes intactos. El autor concluyó que la filtración apical se incrementa en la medida que la desobturación se acerca al ápice radicular⁽¹⁴⁶⁾.

Mattison *et al.*⁽¹⁵⁴⁾ utilizaron el método electroquímico para evaluar el sellado apical de dientes monorradiculares extraídos. Se comparó la capacidad de sellado de 3 mm, 5 mm y 7 mm de

gutapercha. La selección del método electroquímico se basó en la posibilidad de obtener mediciones cuantitativas y repetibles de los patrones de filtración.

Los resultados se registraron diariamente durante 30 días y se observó que en el grupo de 3 mm se presentó una filtración de 67,2 mV, en el grupo de 5 mm se presentó una filtración de 53,9 mV y en el grupo de 7 mm se presentó el mejor sellado apical, con una filtración de 32,6 mV. Los autores concluyeron que la filtración apical disminuye a medida que aumenta la cantidad de sellado apical y consideran que se necesitan al menos 5 mm de gutapercha para asegurar un adecuado sellado apical⁽¹⁵⁴⁾.

Existen situaciones en las cuales, para lograr la longitud apropiada se compromete el sellado apical de la obturación endodóntica⁽⁷⁾. Kvist, Rydin y Reit⁽¹⁵⁵⁾ examinaron en un estudio *in vivo*, un total de 424 dientes reconstruidos con pernos intrarradiculares y 428 dientes tratados endodónticamente sin la colocación de pernos. Encontraron un incremento significativo de lesiones radiolúcidas periapicales en los dientes restaurados con pernos, que presentaban menos de 3 mm de sellado apical.

Ellos concluyeron que la colocación de un perno intrarradicular no ocasiona, *per se*, la aparición de lesiones periapicales. La aparición de estas lesiones se relaciona con la calidad de la obturación endodóntica y con la cantidad de sellado apical que permanezca luego de la colocación del perno. Los autores recomendaron mantener 5 mm de sellado apical si la longitud radicular y la retención del perno lo permiten y afirman que debe permanecer un mínimo de 3 mm de material de obturación para garantizar el sellado apical⁽⁷⁾.

Raiden y Gendelman⁽¹⁵⁶⁾, ante la necesidad de asegurar una longitud de perno que brinde una adecuada retención cuando se restauran casos de dientes cortos, evaluaron el efecto de la preparación del espacio para perno sobre el sellado apical, en casos de desobturación de gutapercha a niveles más apicales de los aceptados convencionalmente. La investigación se realizó en 67 conductos radiculares simulados en acrílico transparente, que fueron obturados con gutapercha y un sellador de óxido de zinc eugenol, con el uso de la técnica de compactación lateral.

La desobturación se realizó con el uso de calor y posteriormente se preparó el espacio para el perno con una fresa Peeso[®] (Largo, Maillefer, Switzerland), posteriormente se

compactó verticalmente la gutapercha remanente. De acuerdo a la cantidad de remoción de gutapercha se obtuvieron 4 grupos experimentales con 1 mm, 2 mm, 3 mm y 4mm de sellado apical. En todos los casos se cementó un perno cilíndrico prefabricado con cemento de fosfato de zinc y se selló la porción coronaria con un cemento provisional Cavit[®] (ESPE, Seefeld/Oberbay, Germany)⁽¹⁵⁶⁾.

Todas las muestras se sumergieron en solución de azul de metileno al 2% por 72 horas y la cantidad de filtración se observó al microscopio. Los resultados demostraron que la filtración presente en las muestras de 1, 2 y 3 mm no fue significativamente diferente a la que se observó en el grupo control en el que no se realizó desobturación y se observó que las muestras de 4 mm no presentaron filtración apical⁽¹⁵⁶⁾.

Aunque las condiciones de este estudio no son similares a las presentes en cavidad bucal, los autores concluyen que bajo las condiciones de este estudio el sellado apical de 1 mm, 2 mm, 3 mm y 4 mm puede ser efectivo para prevenir la filtración, sin embargo, recomiendan la colocación inmediata del perno⁽¹⁵⁶⁾.

Otro de los factores a tomar en cuenta durante la

desobturación de los conductos y la evaluación del sellado apical, son las diferencias biológicas individuales de cada diente. Existe una gran variación en la microanatomía de un conducto radicular, especialmente en el área apical⁽¹⁵³⁾.

De Deus⁽¹⁵⁷⁾ realizó una investigación *in vitro* en un total de 1.140 dientes extraídos, a fin de verificar la frecuencia, dirección y ubicación de los conductos radiculares accesorios, secundarios y laterales. Se tiñeron los conductos radiculares con tinta china, luego los dientes se fijaron en una solución de formalina al 10% y se colocaron en fenol hasta alcanzar la transparencia.

Se observó que un 27,4% de los dientes tenían ramificaciones que se encontraban ubicadas en el área apical, esta área es la porción o extremidad libre de la raíz y mide aproximadamente de 3 a 5 mm de longitud. Estos datos son útiles en la planificación del perno intrarradicular, puesto que sugieren que se debería dejar un mínimo de 5 mm de material de obturación apical en el conducto radicular a fin de asegurar la integridad de la obturación endodóntica⁽¹⁵⁷⁾.

Caputo y Standlee⁽⁵⁹⁾ indican que en algunos casos, no es posible preparar un conducto a la misma longitud de la corona

clínica a restaurar. Entre estos casos tenemos las raíces curvas que impiden una preparación recta del conducto, raíces con una longitud de soporte menor a la longitud de la corona clínica, presencia de puntas de plata dentro del conducto y raíces muy cortas.

La técnica de desobturación radicular se debe realizar mediante un procedimiento seguro, eficiente y que no perturbe el sellado apical. Comúnmente, se utilizan tres técnicas para remover la gutapercha; el método químico, el método térmico y el método mecánico. El método químico utiliza solventes para ablandar el material antes de su remoción del conducto con limas o ensanchadores, sin embargo, puede causar un incremento en la microfiltración apical debido a cambios dimensionales de la gutapercha causados por la evaporación del solvente⁽¹⁵⁸⁾.

El método térmico es muy seguro, utiliza condensadores endodónticos calientes, sin embargo, en conductos estrechos disminuye la eficiencia de la técnica a consecuencia de la rápida pérdida de calor de los delgados instrumentos endodónticos⁽¹⁵⁸⁾. Unas de las ventajas que ofrece el método térmico es que posterior a la remoción de la gutapercha se puede realizar un

procedimiento de compactación vertical. Esto permite un mejor sellado ante la filtración coronaria⁽¹⁵⁹⁾.

Por último, el método mecánico es el más utilizado y de mayor eficiencia, utiliza instrumentos rotatorios sin puntas cortantes para remover la gutapercha, sin embargo, presenta el mayor potencial de adelgazamiento o perforación radicular⁽¹⁵⁸⁾. También es posible utilizar una combinación del método térmico para ablandar la gutapercha y luego proceder a finalizar la desobturación con el método mecánico^(65,129,158).

Según Abou-Rass *et al.*⁽¹⁴²⁾, de acuerdo al tipo de instrumento rotatorio que se utilice, pueden variar los accidentes como perforaciones o debilitamiento de la raíz. Es necesario contar con información específica acerca del efecto del tamaño del instrumento rotatorio sobre el grosor de las paredes del conducto radicular, desafortunadamente, la desobturación del conducto y la preparación del espacio para el perno se considera, en muchas oportunidades, como la simple preparación de un hoyo dentro del conducto radicular sin prestar atención a la anatomía de la raíz.

En la medida que aumente el espacio para el perno dentro del conducto radicular, para lograr colocar un perno de mayor longitud o diámetro, aumentan las probabilidades de causar una violación a la membrana periodontal, debida a una perforación radicular⁽¹⁴²⁾. Mattison⁽³²⁾ resume las consecuencias de una sobrepreparación del conducto radicular en 4 puntos:

- Excesiva reducción de la estructura radicular.
- Incremento de las tensiones que soporta la raíz.
- Incremento de las probabilidades de perforación radicular.
- Pocos beneficios en cuanto al incremento en la retención del perno.

La longitud de la preparación para alojar el perno está determinada por los requerimientos mecánicos de retención y por la necesidad de no afectar el sellado apical endodóntico. Es común creer que el remanente de sellado apical obtenido después de la desobturación del conducto comprendido entre 4 o 5 mm garantiza un sellado adecuado. Sin embargo, estas conclusiones están basadas en estudios hechos sobre pruebas volumétricas lineales cuantitativos de penetración de tinta, de corto tiempo, realizados bajo condiciones pasivas, sin la aplicación de presión⁽¹⁴⁸⁾.

Abramovitz *et al.*⁽¹⁴⁸⁾ presentaron un estudio comparativo entre la calidad de un sellado de 5 mm de gutapercha desobturado inmediatamente con el uso de instrumentos calientes; otro grupo similar desobturado posteriormente con el uso de instrumentos rotatorios y un grupo control intacto. Se utilizaron señales radioactivas en un sistema a presión para determinar el grado de filtración en todos los grupos. Cuando no se aplicó presión, no se detectó ninguna diferencia entre los grupos y el grupo control. Al aplicar una presión de 120mm de Hg, solo el grupo control mantuvo un buen sellado comparado con los otros grupos. En conclusión:

- El estudio de filtración en un sistema de presión es más sensible que los análisis de filtración pasivos.
- La calidad de sellado de 5 mm de gutapercha es inferior a la de un diente intacto.
- No existe diferencia entre la desobturación inmediata con instrumentos calientes y la desobturación posterior con fresas⁽¹⁴⁸⁾.

Posteriormente, Metzger, Abramovitz y Tagger⁽¹⁵³⁾ utilizaron un modelo de señales radioactivas en un sistema de presión, similar al estudio anterior, para estudiar el sellado

apical de 3 mm, 5 mm, 7 mm y 9 mm de gutapercha, por un período de 28 días. La finalidad del estudio fue establecer si existe la llamada *longitud mágica* que brinde un sellado equivalente al de un diente intacto.

Los resultados fueron similares al estudio anterior, la filtración apical fue mayor a medida que disminuyó la cantidad de sellado apical y fue progresivamente mayor a medida que transcurrieron los 28 días. El sellado apical de 3 mm, 5 mm y 7 mm fue inferior en comparación a un diente con la obturación intacta⁽¹⁵³⁾.

Sin embargo, los autores destacan que en la práctica clínica es común observar dientes con un sellado apical de 5 mm que se restauran con pernos y coronas y que demuestran resultados endodónticos exitosos. Ellos señalan que esto se relaciona con el sellado que brindan el perno, la reconstrucción coronaria y la corona, que contribuyen de forma significativa a brindar un resultado clínico exitoso a largo plazo⁽¹⁵³⁾.

Wu *et al.* utilizaron un sistema de presión similar, llamado Modelo de Transporte Fluido; este sistema utilizó 912mm Hg para detectar el fluido que pasaba a través de sistema. Se

demonstró que a pesar de que un sellado apical de 4 mm es inferior a un diente con la gutapercha intacta; una vez que se instala el sistema de perno y corona, no existe diferencia de filtración con el grupo intacto⁽¹⁴⁸⁾.

Por último, la desobturación inmediata del conducto se ha comparado con la desobturación a las 48 horas⁽¹⁴⁶⁾, a los 7 días^(147,148) y a los 14 días⁽¹⁵¹⁾. Los resultados varían de acuerdo a la cantidad del sellado apical, al método de desobturación y a la técnica de laboratorio utilizada; Zmener⁽¹⁴⁶⁾ observó mediante estudios de penetración de tinta que con 4 mm de sellado apical la desobturación a las 48 horas presentó mayor penetración de pigmentos; Portell *et al.*⁽¹⁵¹⁾, mediante la utilización de marcadores radioactivos, observó un aumento en la filtración apical de dientes con 3 mm de sellado apical que se desobturaron 2 semanas después de finalizada la terapia endodóntica.

No obstante, Karapanov *et al.*⁽¹⁴⁷⁾, mediante estudios de penetración de tinta y Abramovitz *et al.*⁽¹⁴⁸⁾ utilizando marcadores radiactivos en un sistema de presión no observaron diferencias entre la desobturación inmediata y la

realizada 1 semana después, en dientes con un sellado apical de 5 mm.

Es conveniente realizar la desobturación del conducto durante la misma sesión de la obturación endodóntica, debido a que se obtiene el beneficio del aislamiento absoluto con dique de goma, se tiene un conocimiento reciente de la anatomía del conducto radicular y la utilización de los instrumentos calientes es fácil. A pesar que no se han demostrado diferencias en el sellado apical si se utilizan instrumentos rotatorios o instrumentos calientes, éstos últimos disminuyen el riesgo de causar perforaciones o falsas vías⁽¹⁴⁸⁾.

La desobturación endodóntica es un paso de gran importancia para la preparación del espacio para el perno intrapulpar, que involucra un detallado conocimiento de la morfología radicular y una adecuada selección del caso; por esta razón es necesario considerar en conjunto tanto los aspectos periodontales como la morfología coronaria y radicular^(1,55,117).

Además, es necesario mantener las condiciones de aislamiento adecuadas y seleccionar un método de suficiente dominio para el operador, que evite la sobrepreparación del conducto, que puede conducir a una perforación radicular o debilitamiento de la raíz debido a la disminución del grosor de la dentina remanente, provocando en consecuencia una disminución de la resistencia del diente a la fractura⁽⁵⁸⁾.

Para finalizar, Metzger, Abramovitz y Tagger⁽¹⁵³⁾ indican que para prevenir que la contaminación bacteriana durante la preparación del espacio para el perno, ocasione un fracaso del tratamiento de conducto. Se deben tomar medidas preventivas en tres niveles:

- Primero: durante el proceso de preparación del espacio para el perno se deben tomar las medidas asépticas necesarias, similares a las de un tratamiento endodóntico.
- Segundo: entre citas odontológicas, si el perno no se confecciona inmediatamente, se deben utilizar restauraciones provisionales resistentes, que soporten las

cargas oclusales; incluso si se van a utilizar por un corto período de tiempo.

- Tercero: realizar un método de colocación del perno y reconstrucción de la porción coronaria que no sólo cumpla con requerimientos mecánicos sino que cumpla, además, con requerimientos de sellado adecuados.

4.4 Factores que determinan la selección de los pernos intrarradiculares prefabricados metálicos

4.4.1 Diseño del perno

El diseño del perno determina la configuración geométrica de sus paredes, la textura de su superficie y su forma de retención. De esta manera, un perno puede ser geoméricamente cónico o paralelo, de superficie dentada, rugosa o lisa y presentar una retención activa o pasiva^(42,55,91). La combinación de cada uno de estos factores determinará una variación en cuanto a su forma de retención^(25,80,88,94,105-108), la rigidez del perno^(66,75), la distribución de las tensiones^(81,84,107,109,110,122) y la protección a los tejidos de soporte^(6,68).

Según Stockton⁽⁷¹⁾, existen 6 diseños básicos de pernos intrarradiculares prefabricados, disponibles comercialmente:

- Pernos cónicos de paredes lisas, como el Endopost[®] Kerr (Manufacturing Co., Romulus, Mich).
- Pernos paralelos de superficie dentada, como el Para-Post[®] (Whaledent International, New York, N.Y.)
- Pernos cónicos autorroscados como el Dentatus[®] (Weissman Technology International, Inc, New York, N.Y.)
- Pernos paralelos atornillados de punta bífida, como el Flexi-Post[®] (Essential Dental Systems, Hackensack, N.J.)
- Pernos atornillados de lados paralelos como el Radix[®] (Mailleffer/L.D. Caulk, Milford)
- Pernos de fibra de carbono como el C-Post[®] (Bisco Dental Products, Itasco III).

Partiendo de estos 6 diseños generales, el perno paralelo, por brindar una superficie mayor, provee una retención superior a los pernos cónicos. Sin embargo, los pernos cónicos son tradicionalmente más acordes a la anatomía de la superficie radicular (convergente hacia apical), por lo tanto recomendables en los casos de dientes delgados y estrechos en su porción apical^(6,7,76,77). También existen pernos que combinan la forma geoméricamente paralela que asegura una mayor retención con

un extremo apical ahusado para proteger la porción apical del diente^(71,76).

En cuanto a la superficie del perno, encontramos los de superficie lisa que a la vez es la menos retentiva, los de superficie dentada, con canales y con baño de arena, todas estas en busca de asegurar un mayor agarre mecánico con el medio cementante. La retención de los pernos intrarradiculares prefabricados metálicos es estrictamente mecánica, puesto que no tienen ningún mecanismo de unión química a los agentes cementantes adhesivos^(55,56,58).

Por último, la forma de retención puede ser activa o pasiva, si es activa brindará más retención, debido a que el perno ajustará dentro del conducto radicular semejante a un tornillo entrando en la madera, por lo tanto las roscas del perno se asegurarán en la dentina intrarradicular. A este diseño de perno se le atribuye la acumulación de tensiones que pueden causar la fractura radicular. El diseño de perno con retención pasiva, brindará menor retención. En estos casos el perno dependerá de la estrecha relación de su superficie con las paredes del conducto radicular y del medio cementante para asegurar la retención^(6,56,68,71).

Existen diversos estudios que comprueban que el diseño del perno prefabricado puede modificar su retención ante las fuerzas traccionales^(25,56,80,88,105,108), fuerzas compresivas⁽¹⁰⁸⁾ y fuerzas torsionales^(56,94,106,108).

Colley, Hampson y Lehman⁽⁸⁰⁾ demostraron, en una investigación *in vitro*, que la configuración y la superficie del perno influyen sobre su retención. Utilizaron incisivos tratados endodónticamente y los prepararon para recibir pernos paralelos y cónicos, de superficie lisa, rugosa o dentada. Sometieron los pernos a fuerzas traccionales con el tensiómetro de Hounsfield hasta desalojar los pernos de los conductos radiculares. Los resultados indicaron que los pernos más retentivos fueron los pernos paralelos y que la superficie rugosa o dentada incrementó la retención.

Cohen *et al.*⁽⁹⁴⁾, en una investigación *in vitro*, compararon la retención ante fuerzas torsionales de 8 diseños de pernos prefabricados, en relación a la configuración del perno y la forma de retención. Ellos estudiaron los diseños de perno activos Flexi-Post[®] (Essential Dental Systems Inc., South Hackensack, N.J.) y Flexi-Flange[®] (Essential Dental Systems Inc., South Hackensack,

N.J.), el perno pasivo Para-Post[®] (Coltene/Whaledent, New York, N.Y.), los pernos pasivos paralelos huecos internamente AccesPost[®] (Essential Dental Systems Inc., South Hackensack, N.J.) y WorldPost[®] (Essential dental Systems, Inc.), el perno paralelo con diseño de microroscas Vlock[®] (Brasseler Inc, Savannah, Ga.) y el perno cónico activo Dentatus[®] (Weissman Technology International, Inc., New York, N.Y.), que se utilizó en esta investigación como perno pasivo.

Ante la aplicación de fuerzas torsionales, los mayores valores de retención se registraron en los diseños de perno Flexi-Post[®] y el Flexi-Flange[®]. El perno con menor resistencia ante las fuerzas torsionales fue el Dentatus[®] (cementado como un perno pasivo). Entre los diseños de perno pasivos, no se observaron diferencias significativas en cuanto a su retención⁽⁹⁴⁾.

Ruemping, Lund y Schnell⁽⁵⁶⁾ estudiaron la influencia de la configuración del perno, su superficie y la forma de retención sobre la resistencia al desplazamiento de los pernos, ante fuerzas traccionales y torsionales. Se estudiaron los siguientes diseños de perno, el perno cónico de paredes lisas Endowel[®] (Star Dental Mfg. Co., Conshohocken, Pa.), el perno pasivo dentado de paredes paralelas Para-Post[®] (Whaledent

International, New York, N.Y.), el perno paralelo colado de paredes lisas, Para-Post[®] y el perno paralelo atornillado, Kurer[®] (Union Broach Co., Long Island City, N.Y.).

Bajo la aplicación de fuerzas traccionales, el perno activo atornillado fue significativamente más retentivo y bajo fuerzas torsionales tanto el perno activo Kurer[®], como el perno pasivo de superficie dentada, Para-Post[®] fueron significativamente más retentivos que los pernos de paredes lisas. Bajo diámetros y longitudes similares, los resultados demostraron que la forma de retención, la configuración y la superficie del perno fueron variables significativas para la retención de los diferentes sistemas de pernos⁽⁵⁶⁾.

Burns, Douglas y Moon⁽⁸⁸⁾ realizaron un estudio cuantitativo para determinar las diferencias en la retención, entre un diseño de perno pasivo y uno de perno activo. Los pernos del estudio fueron el Para-Post[®] (Coltene Whaledent, New York, N.Y.) y el Flexi-Post[®] (Essential Dental Systems, South Hackensack, NJ). Se utilizaron 88 incisivos antero-superiores, los cuales se dividieron en 2 partes, el primer grupo recibió el Para-Post[®] № 5 y un segundo grupo recibió el Flexi-Post[®] № 1.

Los dientes se colocaron verticalmente en una maquina de pruebas Instron[®] (Instron Corp., Canton, Mass) y se sometieron a una fuerza traccional dirigida directamente al eje largo del diente a una velocidad de 0,05 pulgadas por minuto. Se registró la fuerza necesaria para remover verticalmente los pernos de los conductos radiculares. Los resultados demostraron que la fuerza necesaria para causar una falla en la retención del Flexi-Post[®] fue sustancialmente mayor que la fuerza necesaria para desalojar el Para-Post^{®(88)}.

Lepe, Bales y Johnson⁽¹⁰⁵⁾ coincidieron con estos resultados, en un estudio *in vitro*, donde compararon la retención de pernos con diseños activos y pasivos ante fuerzas traccionales. Estudiaron 4 diseños de pernos prefabricados, el perno activo de punta bífida Flexi-Post[®], el diseño experimental de perno activo de 7 mm de longitud Para-Post XT7[®], el perno pasivo Para-Post[®] y el perno híbrido Para-Post XT10[®]. Utilizaron 4 grupos de 10 dientes monorradiculares tratados endodónticamente, prepararon los espacios para los pernos y los cementaron con fosfato de zinc. Con una máquina de pruebas Instron[®] (Instron Corp, Canton, Mass) aplicaron fuerzas traccionales, en la dirección del eje largo del diente, a una velocidad de 5 mm/min hasta desalojar los pernos.

Los resultados indicaron que el perno pasivo Para-Post® fue el sistema de menor promedio de retención $46,4 \pm 8,96$ Kg, seguido por el Para-Post XT7® con un promedio de $52,1 \pm 13,46$ Kg, luego el Para-Post Híbrido XT10® con un promedio de fuerza de $68,2 \pm 13,15$ Kg y el Flexi-Post® fue el más retentivo de todos con un promedio de retención de $79,2 \pm 9,2$ Kg. Estadísticamente, el diseño del perno activo Flexi-Post® desempeñó un papel importante en la retención⁽¹⁰⁵⁾.

De la misma forma, Stockton, Williams y Clarke⁽²⁵⁾ analizaron en una investigación *in vitro*, las propiedades retentivas de 4 diseños de pernos, basados en su forma de retención. Los diseños de perno que se analizaron fueron el perno pasivo Para-Post Plus® (Whaledent International, New York, N.Y.), el perno híbrido Para-Post XT® (Whaledent International, New York, N.Y.) y los pernos activos Flexi-Post® y Flexi-Flange® (Essential Dental Systems Inc., S. Hackensack, NJ).

Se prepararon los espacios para los pernos a una longitud máxima de 10 mm, se cementaron todos los pernos con cemento resinoso y se sometieron a una fuerza traccional hasta que se desalojaron los pernos, se registró el valor de la fuerza y se

realizó el análisis estadístico. El Flexi-Post[®] presentó los valores más altos de retención (58,9 Kg) seguido por el Para-Post Plus[®] (38,8 Kg) y el Para-Post XT[®] (38,7 Kg), que fueron estadísticamente similares y el menos retentivo fue el Flexi-Flange[®] (21,3 Kg)⁽²⁵⁾.

Este resultado se podría deber a que el Flexi-Post[®] presenta el mayor número de roscas, al compararlo con el Flexi-Flange[®] y el Para-Post XT[®], además, el Flexi-Post[®] presenta las roscas más largas en la porción coronaria. El Flexi-Flange[®] presenta una disminución de su porción activa debido al segundo hombro de su diseño, que disminuye el número de roscas. Por último, a pesar que se esperaba que el Para-Post XT[®] fuera más retentivo que el Para-Post Plus[®], al examinar cuidadosamente su diseño, se observó que las roscas son de bajo relieve lo que permite que el perno se desaloje con mayor facilidad, además, el Para-Post Plus[®] posee en su superficie anillos circunferenciales horizontales cada 2 mm, que aseguran una gran retención⁽²⁵⁾.

Cohen *et al.*⁽¹⁰⁶⁾ llegaron a esta misma conclusión bajo la aplicación de fuerzas torsionales, en una investigación *in vitro* en la que demostraron que los diseños de pernos activos son más retentivos que los diseños de pernos pasivos. Aplicaron fuerzas

torsionales sobre una corona confeccionada en un diente tratado endodónticamente, reconstruido con tres diseños de perno, el perno pasivo paralelo, hueco por dentro AccessPost[®], el perno activo Flexi-Post[®] y el perno pasivo Para-Post[®].

El estudio utilizó 30 dientes monorradiculares que se dividieron en 3 grupos. Cada grupo recibió un diseño de perno, la porción coronaria se reconstruyó con resina compuesta, se confeccionaron y se cementaron las coronas metálicas. Sobre las coronas se aplicó una fuerza torsional en dirección de las agujas del reloj hasta que la corona con su correspondiente perno se desalojó del conducto radicular. El perno Flexi-Post[®] demostró una resistencia ante las fuerzas torsionales, significativamente mayor que los otros dos diseños, los cuales fueron similares estadísticamente. Se concluyó que el diseño activo de punta bífida brindó una mayor resistencia a la torsión, que los diseños de perno pasivo⁽¹⁰⁶⁾.

Burgess, Summitt y Robbins⁽¹⁰⁸⁾ en una investigación *in vitro* estudiaron la retención de 4 diseños de perno basados en su forma de retención, bajo la aplicación de fuerzas traccionales, compresivas y torsionales. Ellos evaluaron el perno activo Flexi-Post[®] (Essential Dental Systems, South Hackensack), el perno

pasivo Para-Post[®] (Whaledent International, New York, N.Y.) y el perno paralelo con diseño de microroscas VLock[®] (Brasseler Inc, Savannah, Ga.).

Todos los pernos se sometieron a fuerzas traccionales y compresivas a una velocidad de 5 mm/min y el Flexi-Post[®] se sometió a una fuerza de torsión en el sentido de las agujas del reloj. El diseño de perno Flexi-Post[®] presentó los valores más altos de retención ante los tres tipos de fuerzas, seguido por el diseño de microroscas del VLock[®] y el perno menos retentivo fue el perno pasivo Para-Post[®](108).

En segundo lugar, el diseño de los pernos intrarradiculares prefabricados metálicos, también se ha relacionado con su rigidez^(76,85). Lambjerg-Hansen y Asmunssen⁽⁷⁶⁾ afirman que entre los pernos prefabricados, que poseen un mismo diámetro y están fabricados en un mismo material, existe una variación en su rigidez, límite elástico y resistencia a la fractura. Afirman que estas diferencias se originan en el diseño de la superficie de los pernos. Los pernos que poseen canales, espirales o roscas presentan un diámetro interno menor que el diámetro externo, en

consecuencia, pueden presentar una menor rigidez, que los pernos de paredes lisas.

De la misma forma, Purton, Chandler y Love⁽⁸⁵⁾ realizaron una investigación *in vitro* para relacionar el diseño de 3 pernos con su rigidez. Estudiaron tres diseños de pernos paralelos pasivos, que se diferenciaban en el diseño de su superficie, el Para-Post[®] (Whaledent International, NY, USA) perno de superficie dentada, el Masterposts[®] (Master Dental Services, Wiltshire, UK) perno de superficie con espirales espaciadas para el escape del cemento y el AccesPosts[®] (Essential Dental Systems, NJ, USA) perno hueco por dentro y de superficie dentada en espiral.

Diez pernos de cada diseño se sometieron a una prueba de flexión de tres puntos, se aplicó una carga hasta alcanzar el límite elástico de cada perno y se analizaron los resultados. La investigación reveló que el Para-Post[®] fue el perno más rígido y no se observaron diferencias significativas, entre los diseños restantes. Los autores afirman que la rigidez de los pernos se relaciona, en gran medida, con su diseño. En este estudio, el Para-Post[®] presentó una mayor rigidez, su diseño determina

que, en un corte transversal, el grosor del metal sea mayor que los pernos Masterposts[®] y Acces-Post^{®(85)}.

En tercer lugar, el diseño del perno tiene efectos determinantes sobre la distribución de tensiones a la raíz y a las estructuras de soporte^(81,107). Existen diversos estudios de laboratorio que relacionan el diseño del perno con la distribución de tensiones radiculares^(56,81,84,101,107,109,110). En general, los pernos de tipo pasivo se comportan libres de tensiones durante su inserción y bajo la aplicación de fuerzas la concentración de tensiones se modifica en función de su configuración; los pernos cónicos se asocian con una alta concentración de tensiones en el hombro⁽⁸¹⁾ y los pernos paralelos se relacionan con una distribución uniforme de tensiones bajo la aplicación de fuerzas^(56,81,109).

Los pernos activos, en general, generan una mayor cantidad de tensiones, al compararlos con los pernos pasivos⁽¹¹⁰⁾. Entre los pernos activos los cambios en su configuración afectan la distribución de tensiones radiculares, se han determinado tres factores que pueden modificar la cantidad de tensiones que se genera durante la inserción de los pernos activos: el número de roscas, la profundidad con que penetra la

rosca dentro de la dentina y la agudeza de las mismas^(84,101,107,109).

Por último, el diseño del perno también puede afectar el tipo de falla del sistema⁽⁵⁸⁾. Generalmente, los pernos paralelos prefabricados presentan fallas por desalojamiento y no involucran fractura radicular; los pernos atornillados se relacionan con la aparición de fracturas radiculares y los pernos cónicos colados presenta un alto índice de fracasos por fractura radicular; probablemente, esto se deba al efecto de cuña creado por los pernos cónicos⁽⁸¹⁾.

No existe un diseño de perno que satisfaga todos los criterios de éxito; para la selección adecuada del diseño del perno, se deben considerar las condiciones anatómicas y clínicas individuales de cada caso, con el propósito de seleccionar el diseño que brinde las mayores ventajas y las menores desventajas. El diseño del perno prefabricado debe brindar suficiente retención al sistema, distribuir las tensiones adecuadamente y no poner en riesgo la integridad de la estructura dentaria^(25,61,71,73).

4.4.2 Longitud del perno

La longitud del perno tiene un efecto muy importante sobre dos propiedades biomecánicas de los pernos intrarradiculares; la retención y las tensiones inducidas a la raíz^(5,6,33,58,71,116).

En cuanto a la retención el aumento de la longitud del perno resulta en un aumento de la retención^(5,6,33,58,71). Sin embargo, no se debe poner en peligro el sellado de la porción apical, un mínimo de 5 mm de gutapercha debe permanecer en apical para disminuir el riesgo de alterar el sellado apical^(5,6,160). Un perno pasivo debe ser generalmente tan largo como sea posible, sin traspasar la gutapercha remanente o causar la perforación de un conducto curvo⁽⁶⁾.

La adecuada longitud del perno asegura que las fuerzas que actúan sobre la corona dentaria, no actúen como un brazo de palanca que ejerza tensiones en la raíz, capaces de causar el desalojamiento del perno o la fractura de la raíz, por lo tanto, la proporción corona-raíz se debe tomar en cuenta para la determinación de la longitud del perno (Figura 5). La proporción ideal es 1:3, que indica que la raíz es tres veces el tamaño de la corona

clínica, lo que nos garantiza un mínimo de brazo de palanca; lo más común es la relación 1:2 y lo mínimo aceptable es la relación 1:1^(1,5,100).

Wheeler⁽¹⁶¹⁾ en un estudio *in vitro*, determinó que la longitud coronaria de un incisivo central superior es de 10,5 mm en promedio y la longitud radicular es de 13 mm en promedio. De esta forma dejar 5 mm de gutapercha para el sellado apical sería imposible, si se pretende obtener una longitud de perno igual a la longitud de la corona. En estos casos será necesario valerse de otros mecanismos para mejorar la retención del perno, como la utilización de pernos atornillados o la reconstrucción coronaria con otros materiales⁽⁵⁸⁾.

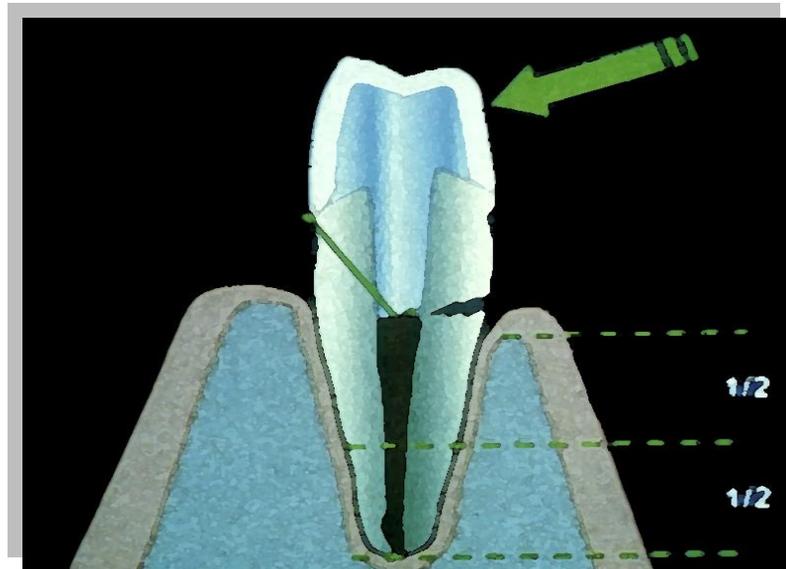


Fig. 5. Concentración de esfuerzos en la raíz con pérdida de soporte óseo periodontal, resultando en fractura radicular. Tomado de Bottino et al.¹⁵², 2001.

Sorensen y Martinoff⁽⁵⁸⁾ en un estudio *in vivo*, sobre 6.000 pacientes, evaluaron 1.273 dientes tratados endodónticamente y determinaron como influye la longitud del perno en la tasa de éxito de 6 diferentes tipos de restauraciones intrarradiculares. La longitud de los pernos se determinó radiográficamente. Se entendió como éxito clínico, la ausencia de hallazgos negativos durante la última visita al odontólogo.

Los resultados demostraron una correlación directa entre la longitud del perno y la tasa de éxito clínico; cuando la longitud del perno fue menor de tres cuartos de la longitud coronaria, la tasa de éxito fue menor de un 85,1%; sin embargo, cuando la longitud del perno igualaba la longitud coronaria la tasa de éxito aumentó a un 97,5%; por último cuando la longitud del perno sobrepasaba la longitud coronaria la tasa de éxito fue de un 100%⁽⁵⁸⁾.

Los resultados descritos anteriormente se deben analizar bajo la premisa de que no en todos los dientes se puede obtener

un máximo de longitud coronaria; sino que ésta dependerá de la evaluación de distintos elementos como: la evaluación de la cantidad de estructura dentaria remanente, la morfología radicular y el riesgo de causar perforación durante la preparación del espacio para el perno⁽⁵⁸⁾.

Los pernos cortos demostraron ser especialmente peligrosos y tuvieron un alto índice de fracasos⁽⁷¹⁾. Entre los peligros a los que está sometido el diente en estos casos, se encuentran el desalojamiento de la corona y la fractura de la raíz^(1,55,71).

Johnson y Sakumura⁽¹⁶²⁾ realizaron un estudio *in vitro*, donde estudiaron la retención ante fuerzas traccionales de pernos con longitudes de 7, 9 y 11mm. Los resultados no demostraron diferencias significativas en la retención entre pernos de 7 y los de 9 mm, sin embargo, aumentar la longitud del perno de 7 o 9 mm a 11 mm incrementó la retención entre un 24% y un 30%.

Los autores afirman que los resultados de este estudio proporcionan una base para las escuelas, que defienden un criterio óptimo de longitud de perno:

- Los pernos de 7 mm fueron el reflejo del criterio que recomienda que la longitud del perno debe ser al menos la mitad de la longitud radicular. Debido a que este estudio no demostró diferencias significativas en la retención entre los pernos de 7 y 9 mm, los primeros se recomiendan como una opción, para aquellos dientes que no permitan la colocación de un perno de mayor longitud.
- Los pernos de 9 mm reflejan el criterio que defiende que la longitud de perno debe ser igual a la longitud de la restauración coronaria y que el perno debe ser igual a dos terceras partes de la longitud radicular. Debido a que los pernos de 7 y 9 mm no demostraron diferencias significativas en la retención; estos criterios de longitud no se comprobaron con los resultados de este estudio.
- Los pernos de 11 mm reflejan el criterio que defiende que la longitud del perno debe ser igual a tres cuartas partes de la raíz. Debido a que los resultados demostraron que estos pernos brindaron un incremento significativo en la retención, los autores recomiendan este criterio de longitud cuando la condición radicular lo permita y la retención sea de máxima importancia para el éxito del caso⁽¹⁶²⁾.

En cuanto a las tensiones inducidas a la raíz, existen estudios fotoelásticos que han demostrado una disminución en la concentración de las tensiones, al incrementar la longitud del perno^(5,54,58,81,116,163).

Holmes, Diaz-Arnold y Leary⁽¹⁶³⁾ afirman que el incremento de la longitud del perno disminuye la concentración de tensiones radiculares. Utilizaron el análisis de elemento finito para predecir la distribución de tensiones de un diente tratado endodónticamente restaurado con diferentes longitudes de perno colado. Analizaron un modelo tridimensional de un canino inferior reconstruido con pernos colados paralelos de tres longitudes, 8 mm, 10,5 mm y 13 mm, los dientes se sometieron a la aplicación de una fuerza de 100N, en un ángulo de 45 grados, sobre la cúspide en dirección vestíbulo-lingual.

Se observó que las tensiones de cizallamiento se ubicaron adyacentes al perno en el tercio medio de la raíz y en la medida que la longitud del perno disminuyó, estas tensiones se incrementaron substancialmente. Se observó un 22% de incremento de las tensiones cuando la longitud del perno se redujo de 13 mm a 10,5 mm y un 57% de incremento cuando la longitud se redujo a 8 mm⁽¹⁶³⁾.

En general, la longitud del perno debe ser lo más larga posible conservando un sellado apical de al menos 5 mm de gutapercha. Es frecuente observar fracasos causados por la utilización de pernos largos, que comprometen el sellado apical o cortos que no brindan suficiente retención y acumulan tensiones en la raíz; por esta razón, la longitud del perno determina, en gran parte, el éxito o fracaso de la restauración intrarradicular^(1,5,58,61,100).

4.4.3 Diámetro del perno

El aumento del diámetro del perno produce un mínimo o tal vez ningún incremento en la retención y acentúa significativamente las fuerzas internas dentro de la raíz. La rigidez del perno será mayor a medida que se incremente el diámetro del mismo, sin embargo, si esto se hace a expensas de la eliminación de mayor cantidad de dentina remanente, la resistencia a la fractura del diente tratado endodónticamente disminuye, por lo tanto, el diámetro del perno debe ser tan pequeño como sea posible, mientras conserve la rigidez necesaria^(6,31,32,55,71,160).

El diámetro del perno determinará la resistencia del perno a la deformación, ante las fuerzas tangenciales que se ejercen sobre la porción coronaria; en la medida que un perno sea más delgado, es más probable que se doble o se fracture, lo cual traerá como consecuencia el desalojamiento de la corona o fractura de la raíz^(1,7,76).

Radke y Eissman⁽⁶⁵⁾ recomiendan que el diámetro del perno debe estar calibrado cuidadosamente para evitar la remoción innecesaria de dentina por sobreinstrumentación; no obstante la experiencia también muestra que un diámetro de perno insuficiente deja a la restauración vulnerable al fracaso, puesto que no será capaz de resistir las fuerzas masticatorias.

Shillingburg, Kessler y Wilson determinaron la dimensión promedio de 9.100 dientes naturales, a fin de estimar con mayor cuidado la longitud y el diámetro de cada perno. Determinaron el diámetro promedio que debe poseer un perno para brindar suficiente retención sin poner en peligro la estructura radicular y recomendaron que los pernos deben tener un diámetro que varíe entre 0,7 mm para los incisivos inferiores y 1,7 mm para los incisivos superiores⁽⁶⁵⁾.

Johnson, Schwartz y Blackwell⁽³⁾ determinaron que el diámetro del perno debe ser una tercera parte del ancho de la raíz. Caputo y Standlee⁽⁵⁹⁾ afirman que después de la preparación radicular, debe quedar por lo menos 1 mm de dentina sana alrededor de toda la circunferencia radicular y que las radiografías son indispensables, para confirmar el grosor de las paredes radiculares.

Lloyd y Palik⁽¹⁶⁴⁾ afirman que las variaciones anatómicas, la cantidad de destrucción dentaria, la localización del diente en el arco, el soporte periodontal y la función del diente complican la selección del diámetro más apropiado para una situación clínica específica. Identificaron tres filosofías existentes para la selección del diámetro de los pernos intrarradiculares; la Filosofía Conservacionista considera que después de la remoción de la gutapercha se debe realizar una preparación mínima del conducto radicular. La Filosofía Proporcionista, recomienda que el diámetro óptimo de un perno debe ser un tercio del diámetro de la raíz, en su porción más angosta y la filosofía Preservacionista considera que la preparación del espacio para el perno, depende de mantener un mínimo de 1 mm de grosor dentinario en las paredes radiculares, para prevenir la fractura. (Figura 6).

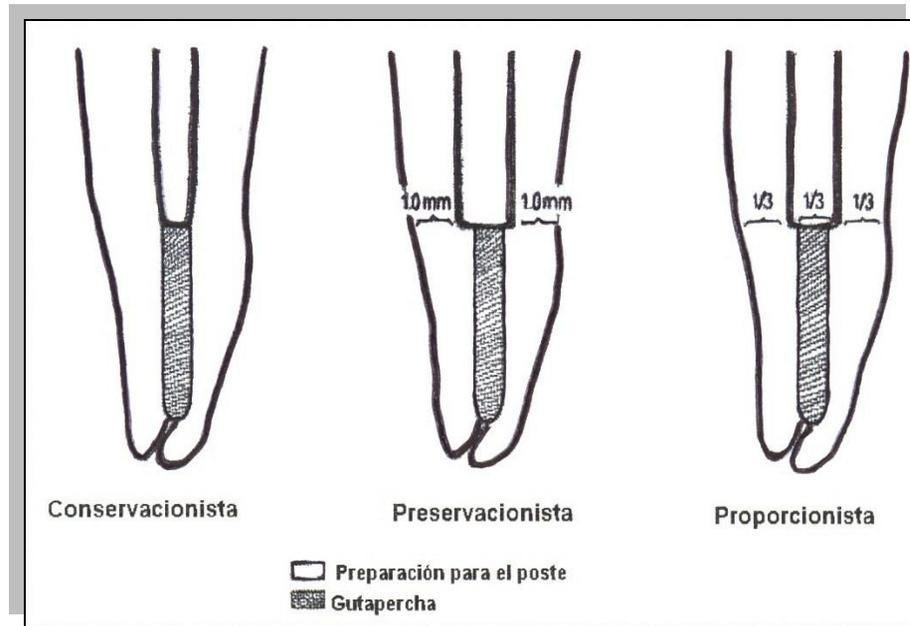


Fig. 6 Filosofías para la preparación del diámetro del perno (vista vestibular de un canino inferior izquierdo). Tomado de Lloyd *et al*⁽¹⁶⁴⁾., 1993.

Trabert, Caput y Abou-Rass⁽³¹⁾ estudiaron el efecto que ocasiona la variación del diámetro del perno en relación a la retención y la resistencia a la fractura del perno. En un estudio *in vitro*, investigaron la resistencia de 128 incisivos centrales superiores a la fractura. Dientes sanos, dientes tratados endodónticamente y dientes restaurados con el uso de pernos paralelos de acero inoxidable se sometieron al mismo impacto; la cantidad de energía requerida para causar la fractura se registró

y comparó con las variaciones en el tamaño de la preparación endodóntica y el diámetro del perno.

Los resultados indicaron que la sobrepreparación del espacio para el conducto radicular y la utilización de un perno de mayor diámetro, no suministraban un refuerzo adicional, sino que más bien disminuían la capacidad del diente para soportar el trauma. Determinaron que los dientes con pernos de acero de 1,25 mm de diámetro, tenían menor riesgo de fractura que los dientes con un perno de un diámetro mayor de 1,75 mm. Demostraron así, que la conservación de la estructura interna del diente y el uso de pernos más angostos en dientes tratados endodónticamente, suministraba una máxima resistencia a la fractura⁽³¹⁾.

El conocimiento del ancho de la raíz es crucial para la determinación del diámetro del perno. Tilk, Lommel y Gerstein⁽⁴⁷⁾ realizaron un estudio analítico del ancho de la raíz y la selección del perno correspondiente. En un estudio *in vitro*, utilizaron un total de 1.500 dientes; agrupados en 125 dientes de cada categoría de la dentición, excluyendo los segundos y terceros molares.

Los dientes monorradiculares se midieron en el plano mesio-distal más estrecho en los tercios cervical, medio y apical (3,5 a 4 mm del ápice). En los dientes multirradiculares se midieron todas las raíces en la furcación, tercio medio y apical (3,5 a 4 mm del ápice); con la raíz palatina de los primeros molares superiores, se realizó una excepción debido a que ésta es más estrecha en sentido vestibulo-lingual y todas las mediciones se tomaron en este plano. Los resultados de este estudio se expresaron en un 95% de intervalo de confianza. Con estas mediciones se determinó el tamaño mínimo y máximo de los pernos y se sugirió el tamaño óptimo de perno para cada raíz⁽⁴⁷⁾.

Se utilizó el sistema de perno Endowel[®] (Star Dental Manufacturing Co., Conshohocken, Pa) a excepción de los incisivos centrales inferiores en los que se utilizó el Endopost[®] (Kerr Manufacturing Co., Romulus Mich) debido a que el sistema Endowel[®] no posee un tamaño adecuado para estos dientes. Los resultados indicaron que en el maxilar superior se sugieren los siguientes tamaños de perno Endowell[®]; para el incisivo central un perno № 110, para el canino y la raíz palatina del primer molar un perno № 100; para el incisivo lateral, los premolares y la raíz mesio-vestibular del primer molar un perno

Nº 90 y para la raíz disto-vestibular del primer molar un perno Nº 80⁽⁴⁷⁾.

Para el maxilar inferior, se sugiere un perno Nº 80 para la raíz mesio-lingual del primer molar, un Nº 90 para los premolares, raíz distal y mesio-vestibular del primer molar, un perno Nº 100 para los caninos y el perno Endopost® Nº 70 para los incisivos⁽⁴⁷⁾.

El odontólogo, generalmente, determina el tamaño del perno basado en la experiencia clínica y la evidencia radiográfica; esta última no es muy exacta puesto que el ancho mesio-distal generalmente no puede ser observado correctamente por la presencia de concavidades y por la superposición de las raíces⁽⁴⁷⁾.

Mattison⁽³²⁾ estudió las tensiones inducidas en la raíz a causa de la variación del diámetro del perno intrarradicular. Este autor realizó una investigación *in vitro* utilizando pernos colados de oro de diferentes diámetros para analizar la distribución y concentración de las tensiones en la dentina y estructuras de soporte. Se prepararon 10 modelos de material fotoelástico

PSM-5 (Lot No.0269, Photoelastic Inc. Malvern, Pa), cuyo módulo de elasticidad es muy cercano al de la dentina, luego un incisivo central superior se trazó de acuerdo a las siguientes dimensiones: 15 mm de largo, 7,5 mm de ancho cervical y ancho apical de 3,5 mm, se prepararon conductos radiculares, los cuales fueron obturados con gutapercha.

Luego, se realizaron las preparaciones del espacio para el perno con fresas del sistema Para-Post® (Whaledent, Inc., Brooklyn, N.Y.); cinco modelos tenían preparaciones para pernos de 0,05 pulgadas (1,25 mm) de diámetro y otros cinco modelos preparaciones de 0,07 pulgadas (1,75 mm) de diámetro. El perno de oro usado en este estudio fue el Beauty Cast (Whip Mix Corp., Louisville, Ky.), luego se cementaron y reconstruyeron la porción coronaria con resina compuesta Concise® (Minnesota Mining and Mfg. Co., St. Paul, Minn.)⁽³²⁾.

Por último, se sometieron a fuerzas compresivas de 30 y 60 libras, aplicadas verticalmente. Los resultados del estudio indicaron que la variación del diámetro del perno afecta la magnitud de las tensiones, éstas

generalmente se incrementan en la medida que aumentan el diámetro del perno y las cargas verticales. Por lo tanto, es posible concluir que la reducción excesiva de la estructura dentaria, para colocar un perno de mayor diámetro, conduce a un incremento de las tensiones radiculares⁽³²⁾.

La sobrepreparación del conducto radicular con la finalidad de aumentar el diámetro de los pernos intrarradiculares metálicos, ocasiona las siguientes consecuencias:

- Excesiva reducción de la estructura dentaria.
- Incremento de las tensiones que soporta la raíz.
- Incremento del riesgo de perforación radicular.
- Ningún aporte significativo sobre la retención⁽³²⁾.

El diámetro ideal será aquel que iguale al diámetro del conducto radicular, para evitar la eliminación de mayor cantidad de dentina remanente y que a la vez proporcione suficiente rigidez al perno⁽⁷⁾.

4.4.4 Textura superficial

Texturizar la superficie del perno, poniéndola rugosa, por ejemplo con abrasión de aire o haciendo muescas aumenta la retención del perno. La texturización de la superficie se incorpora, usualmente, en los pernos prefabricados; por lo tanto, en aquellos casos en que la retención del perno esta comprometida, se deberá preferir los pernos con superficie dentada antes que los pernos de superficie lisa.^(6,57,58,77)

Øilo y Jørgensen⁽¹⁶⁵⁾ realizaron una investigación *in vitro* a fin de determinar como influye la texturización del tejido dentinario y de una superficie metálica, sobre la retención de coronas cementadas con fosfato de zinc y cemento de policarboxilato. Luego de someter las coronas a fuerzas tensionales concluyeron que la capacidad retentiva de ambos cementos se incrementa al crear una superficie rugosa sobre la dentina o sobre el metal. Colley, Hampson y Lehman⁽⁸⁰⁾ afirman que se incrementa la retención de pernos con la superficie dentada, inclusive, demostraron, *in vitro*, que los pernos dentados en 3,5 mm de su longitud, tenían de dos a tres veces una mayor retención que los pernos lisos de igual longitud.

Ruemping, Lund y Schnell⁽⁵⁶⁾ realizaron un estudio *in vitro*,

donde evaluaron la configuración de la superficie sobre la retención de cuatro diseños de pernos, bajo fuerzas de tracción y de torsión. El propósito fue establecer un criterio para seleccionar un perno intrarradicular, basado en la retención. Se utilizaron 148 incisivos centrales superiores, en los cuales se cementaron los pernos con fosfato de zinc, a una profundidad de 5 y 8 mm. Se utilizaron cuatro diseños de perno:

- Endowel[®] (Star Dental Mfg. Co., Conshohocken, Pa) perno cónico de paredes lisas.
- Para-Post[®] (Whaledent Internacional, New Cork, N.Y.) perno paralelo de paredes dentadas.
- Para-Post[®] (Whaledent Internacional, New Cork, N.Y.) perno colado paralelo de paredes lisas.
- Kurer[®] (Union Broach Co., Long Island, N.Y.) perno roscado paralelo de acero inoxidable.

Todos los pernos se sometieron a fuerzas de tracción y de torsión, se observó que ante las fuerzas de tracción, la retención fue mayor en los pernos atornillados, que en los pernos lisos o dentados y ante las fuerzas de torsión los pernos atornillados y dentados presentaron valores de retención significativamente mayores que los pernos lisos⁽⁵⁶⁾.

La longitud de los pernos determinó variaciones mínimas sobre la retención, los pernos de 8 mm fueron solo 1,20 veces más retentivos que los pernos de 5 mm, bajo fuerzas traccionales y 1,28 veces más retentivos, bajo fuerzas torsionales. Bajo las condiciones de este estudio, se concluyó que la configuración de la superficie de un perno fue una variable más importante que la longitud para determinar la retención de varios diseños de pernos ante fuerzas de tracción y de torsión⁽⁵⁶⁾.

Nergiz *et al.*⁽⁵⁷⁾ realizaron un estudio *in vitro*, en ochenta incisivos extraídos. Sesenta de éstos se prepararon para pernos № 3 de 1,1 mm de diámetro y 15 mm de longitud y 20 se prepararon para usar pernos № 1 de 0,5 mm de diámetro y 9 mm de longitud. Se utilizó un sistema de pernos prototipo ER[®] (Brasseler USA; y Komet GmbH). Compararon la fuerza de retención de estos pernos delgados, a los cuales se les realizó cuatro configuraciones de textura diferentes: grupo 1: liso, grupo 2: con canales, grupo 3: con baño de arena y grupo 4: con canales y baño de arena. Adicionalmente se evaluó el efecto de hacer las paredes dentinales del conducto rugosas.

Se registró la fuerza requerida para desalojar cada perno; con el perno liso se registró la menor fuerza retentiva (218 N),

los pernos con baño de arena demostraron el doble de retención (491 N), el más alto registro se obtuvo con los pernos con canales y baño de arena cementados dentro de un conducto preparado con rugosidades (986 N)⁽⁵⁷⁾.

Al confeccionar rugosidades en las paredes del conducto o texturizar la superficie de un perno con baño de arena o con canales, se añaden cambios estadísticamente significativos a la retención, lo cual nos brinda gran utilidad en aquellos casos en que se requiera aumentar la retención del perno, por ser pernos delgados o cortos⁽⁵⁷⁾.

4.4.5 Canales o ventanas de ventilación

Uno de los problemas asociados a la cementación de pernos intrarradiculares es la fractura radicular y la sensibilidad postoperatoria⁽¹⁶⁶⁾. Ejercer mucha presión durante la cementación de pernos intrarradiculares puede desarrollar una presión hidrostática excesiva que podría interferir con el completo asentamiento del perno dentro del conducto radicular, empujar el material de obturación endodóntico en dirección apical o iniciar fracturas radiculares⁽¹⁶⁷⁾.

Muchas de las fracturas radiculares, angulares y verticales,

se pueden atribuir a la presión hidrostática que se genera durante la cementación de los pernos^(58,167). Se entiende por presión hidrostática, la presión que ejerce el agua sobre la superficie de un cuerpo⁽¹⁶⁸⁾.

Gross y Turner⁽¹⁶⁷⁾ afirman que muchas fisuras que finalizan en fracturas radiculares, se iniciaron por la presión hidrostática creada durante la cementación de los pernos intrarradiculares. Morando, Leupold y Meiers⁽¹⁶⁶⁾ coinciden al afirmar que ejercer una presión excesiva del perno durante la cementación puede impedir el completo asentamiento del perno, debido a que no permite el escape del exceso de cemento. La acumulación de tensiones puede originar fisuras causantes de la fractura del diente durante las cargas funcionales o parafuncionales de la oclusión.

Para evitar la presión hidrostática durante el procedimiento de cementación, muchos pernos prefabricados incorporan dentro de su diseño un medio para que el cemento escape y de esta forma actúe como un mecanismo de liberación de la presión. La incorporación de canales internos llamados canales o ventanas de ventilación, que permiten que el cemento escape a través de éste y no se acumulen presiones internas por falta de

una vía de escape para el cemento^(6,58,166,167,169).

Morando, Leupold y Meiers⁽¹⁶⁶⁾ desarrollaron un sistema *in vitro*, capaz de medir la presión creada durante la cementación simulada de un perno. El sistema utilizado fue el modelo Validyne DP15-32[®] (Validyne Engineering Corp., Northridge, Calif.), se utilizaron 6 bloques de Plexiglass[®] (Swedlow Inc., Gardengrove, Calif.) para confeccionar las raíces para el sistema, se crearon 10 espacios para perno por cada bloque. En cada espacio se cementaron pernos colados, con tres tipos de agentes cementantes, a fin de diferenciar la presión hidrostática creada por el vidrio ionomérico, el cemento resinoso y el cemento de fosfato de zinc. Bajo las condiciones de este estudio el cemento resinoso y el vidrio ionomérico crearon menor presión hidrostática que el cemento de fosfato de zinc.

Turner y Gross⁽¹⁶⁹⁾ investigaron la efectividad de la incorporación de canales de ventilación en pernos atornillados para la disminución de la presión hidrostática durante la cementación. Se observó que no existía presión hidrostática cuando la cementación del perno se realizaba colocando el cemento sobre el perno, en cambio, cuando se introducía el cemento dentro del conducto con un léntulo la presión

hidrostática aumentaba. Esto pareciera indicar que con el primer método la película de cemento queda incompleta.

La adición de varios canales de ventilación redujo significativamente la presión hidrostática en comparación a los pernos con uno o sin canal de ventilación. Previo a la elección de un perno con más de un canal de ventilación o un perno hueco es necesario, evaluar la retención y determinar su importancia para la funcionalidad del sistema⁽¹⁶⁹⁾.

5. DISTRIBUCIÓN Y CONCENTRACIÓN DE TENSIONES RADICULARES EN DIENTES RECONSTRUIDOS CON PERNOS INTRARRADICULARES PREFABRICADOS METÁLICOS

Aunque los pernos intrarradicales son colocados frecuentemente en los dientes tratados endodónticamente para brindar retención al muñón coronario, existe controversia acerca de sus efectos sobre la integridad estructural y la distribución de las tensiones dentro del diente^(84,170). La formación de patrones de tensión asimétricos puede ocasionar la concentración de estas tensiones en ciertas zonas de la raíz, que pueden causar la falla prematura del sistema de perno o la fractura radicular⁽⁸⁶⁾.

El diseño y la longitud del perno afectan la distribución de tensiones dentro del conducto radicular y desafortunadamente muchos diseños que incrementan la retención pueden generar patrones de tensiones desfavorables, causantes de daños durante la función e instalación del perno^(56,81,84,87,107). Además, existen dos factores que afectan la distribución de tensiones, aunque en menor grado; el primero, la preparación del espacio para el perno y el segundo es la técnica de inserción del perno^(54,84,87,109,113,171).

La distribución de tensiones causadas por un sistema de perno y corona se estudia utilizando diferentes técnicas experimentales. Entre las más conocidas esta el uso de la fotoelasticidad y el método de Análisis de Elemento Finito^(32,81,170,172).

La fotoelasticidad es una técnica usada comúnmente para evaluar los patrones de tensión responsables de la falla de una estructura^(32,107). Esta técnica utiliza modelos transparentes elaborados de materiales fotoelásticos, con contornos similares a aquellos que van a ser de estudio. La dirección y la magnitud de las fuerzas que se aplican sobre el modelo y la forma del modelo deben ser similares a las condiciones de la estructura a

estudiar; de esta forma se asegura que el modelo tolerará las fuerzas y distribuirá las tensiones, de forma similar a la estructura original⁽³²⁾.

Noonan, en el año 1947, utilizó por primera vez la fotoelasticidad para una investigación en odontología restauradora⁽³²⁾. Luego en el año 1972, Standlee, Caputo y Collard⁽⁸¹⁾ examinaron las tensiones generadas por un perno intrarradicular y las interacciones con sus estructuras de soporte.

El análisis de tensiones fotoelástico consiste en un análisis visual cualitativo basado en la habilidad de los materiales plásticos transparentes de mostrar franjas de interferencia cuando son sometidos a tensión, bajo una luz polarizada⁽¹⁰⁷⁾. Estas franjas representan zonas de concentración de tensiones y pueden ser identificadas por la secuencia de una banda de colores; los cuales se extienden desde el negro (no tensión), hasta el amarillo, el rojo y el azul. Estos últimos representan los mayores patrones de tensión^(54,107).

Cuando un modelo fotoelástico se somete a cargas y una luz polarizada atraviesa el modelo, la luz se divide en dos componentes, cada uno con su plano de vibración paralelo a uno

de los principales planos de esfuerzo. La luz viaja a lo largo de estos dos patrones, con diferentes velocidades dependiendo de la magnitud de la fuerza generadora de tensión en el material. Debido a que estas ondas luminosas viajan a través del modelo, emergen con una nueva fase de relación o un retardo relativo entre ellas, este fenómeno es llamado doble refracción. Después de viajar por el modelo, estas ondas pasan por un polariscopio circular y producen los patrones de interferencia, éstos consisten en líneas llamadas franjas. La observación de la distribución de tensiones se demuestra por la formación de patrones de tensión fotoelásticos^(32,54).

La fotoelasticidad ha demostrado ser una herramienta útil debido a que tiene la habilidad de incorporar geometrías irregulares y permite visualizar rápidamente la concentración de tensiones en un material sometido a cargas. Sin embargo, entre sus desventajas se encuentra que los modelos deben confeccionarse con ciertos materiales y la duplicación exacta de las propiedades del material no es posible, por lo tanto los resultados son, probablemente, solo aproximaciones⁽¹⁷¹⁾.

Hunter, Feiglin y William⁽⁵⁴⁾ realizaron un estudio bidimensional de modelos fotoelásticos para determinar el efecto

de la terapia endodóntica, de la preparación del espacio para el perno y de la colocación del perno, sobre la distribución de los patrones de tensión en las regiones apical y cervical de unos modelos dentarios que representaban un incisivo central superior.

Se utilizaron 4 modelos bidimensionales de plástico birrefringente. La investigación completa comprendió 21 experimentos: Experimento 1: representó un diente intacto y fue el control. Experimento 2: probó el efecto de una preparación de conducto conservadora, con un diámetro de 0,4 mm a 1 mm en el ápice y un diámetro de 1,5 mm en la región cervical. Experimento 3: preparación de conducto mayor con 0,8 mm en apical y 2 mm en cervical. Los experimentos desde el 4 hasta el 21 investigaron el efecto de la preparación del espacio para el perno y la colocación de pernos de diferentes diámetros y longitudes⁽⁵⁴⁾.

Se aplicaron cargas a todos los modelos con una fuerza constante de 210,5 N, en un ángulo de 130 grados sobre la cara palatina del diente, se tomaron fotografías y los patrones de tensión se observaron sobre una pantalla con el polariscopio. Los resultados fueron los siguientes: los experimentos 2 y 3 que

simulaban dientes tratados endodónticamente, demostraron un ligero incremento de las tensiones compresivas en la superficie labial al compararlos con el experimento control y se observó un incremento elevado en las tensiones de cizallamiento sobre la superficie palatina, ocasionado probablemente por el ensanchamiento de la porción cervical. La preparación del espacio para el perno generó patrones de tensión similares a los experimentos que simularon la terapia endodóntica, si se incrementaba el diámetro o la profundidad de la preparación del espacio para el perno, aumentaban los niveles de tensión, sin embargo, en la superficie palatina profundizar la preparación de un tercio a dos tercios disminuyó las tensiones⁽⁵⁴⁾.

En cuanto a la colocación del perno, aumentar el diámetro del perno demostró mínimas variaciones en los patrones de tensión, a excepción de la combinación de un perno corto con gran diámetro, que intensificó marcadamente las tensiones palatinas dentro de la raíz. Por último, incrementar la longitud del perno de un tercio a dos tercios, disminuyó los patrones de tensión en las superficies vestibular y palatina a la altura cervical. Además, se observó que los pernos medianos y anchos, insertados a una máxima longitud, concentraron tensiones en el ápice del perno⁽⁵⁴⁾.

En conclusión los resultados indicaron que remover la estructura interna del diente durante la terapia endodóntica acrecienta la susceptibilidad a la fractura. Sin embargo, aumentar ligeramente el diámetro de la preparación, no debilita sustancialmente el diente y permite la colocación de un perno que ajuste mejor en el diente, disminuye el grosor de la película de cemento e incrementa la rigidez del perno y su resistencia a la flexión ante las fuerzas masticatorias. Por último, este estudio demostró que las tensiones se incrementan en la región apical en la medida que el perno se acerca al ápice dentario, esto puede ser por el cambio abrupto en la forma del perno al relacionarlo con la forma del ápice⁽⁵⁴⁾.

Mentnik *et al.*⁽¹⁰⁹⁾ realizaron un análisis fotoelástico de la distribución de tensiones de seis sistemas de pernos atornillados, durante varios estados de inserción. Los patrones de tensión que se obtuvieron al final de la inserción, se estudiaron con más detalle a fin de investigar el efecto de la variación de ciertas características geométricas, en el diseño de los pernos atornillados.

En material fotoelástico, insertaron 3 pernos de cada sistema, de acuerdo a las instrucciones del fabricante. Para

facilitar el estudio de las características geométricas, en cada perno se identificó la cabeza, el cuello, el tallo y se realizaron mediciones de los diámetros de cada una de estas partes. En la porción roscada del tallo se midió el diámetro interno y el diámetro externo, así como el número de vueltas y el grado de inclinación de las roscas. En base a esos datos se calculó el área de la cabeza de todos los sistemas de pernos⁽¹⁰⁹⁾.

Los pernos estudiados fueron el Para-Post Plus[®] (Whaledent, New York, N.Y., USA) perno pasivo de lados paralelos que se utilizó como perno control, el Flexi-Post[®] (Essential Dental Systems, New York, N.Y., USA), el RS[®] (Maillefer, Ballaigues, Switzerland), el Radix[®] (Maillefer, Ballaigues, Switzerland), el Cytco[®] (Maillefer, Ballaigues, Switzerland), el K4[®] (Sabre-k Ltda, Altrincham, UK) y el TRA[®] (Harald Nordin SA, Montreux, Switzerland)⁽¹⁰⁹⁾.

Se realizaron fotografías de los patrones de tensión durante las siguientes etapas del procedimiento de inserción:

1. preparación del espacio simulado para la pulpa a una profundidad de 25 mm;
2. preparación del espacio para el perno prefabricado;
3. conformación del conducto, seguido de la remoción del

taladro y la fresa;

4. preparación de las roscas;
5. prueba del perno luego de la formación de las roscas;
6. conducto radicular vacío, seguido de la inserción y remoción del perno;
7. cementación del perno con fosfato de zinc;
8. cementación del perno después de realizar un cuarto de vuelta de contrarrotación⁽¹⁰⁹⁾.

Durante la etapa 1 y 2 se generaron tensiones mínimas que se liberaron en la etapa 3. Luego, durante la preparación de las roscas, en la etapa 4 y durante la prueba de los pernos, en la etapa 5, se observaron tensiones moderadas que, nuevamente, se liberaron en la etapa 6. Al entrar en la etapa 7, durante la cementación de los pernos, todos los pernos a excepción del Para-Post Plus[®] generaron tensiones severas; por último en la etapa 8, dependiendo del diseño del perno, las tensiones se aliviaron luego de dar un cuarto de vuelta de contrarrotación⁽¹⁰⁹⁾.

Para investigar el efecto de las variaciones en el diseño de las roscas y el efecto de la variación del área de contacto de la cabeza de los pernos, sobre las tensiones generadas en la

porción del cuello y del tallo; los patrones de tensión residual de la etapa 8 se dividieron en tres partes, la región coronaria, la región de las roscas y la región apical⁽¹⁰⁹⁾.

Los cambios en las tensiones generadas en la región coronaria, parecieran relacionarse con el área de contacto de la cabeza del perno, excepto en el perno control. Los sistemas de perno que tenían una superficie de contacto mayor presentaron una disminución de las tensiones generadas en la región coronaria y los pernos que no tenían área de contacto de la cabeza del perno, no generaron tensiones coronarias, de acuerdo a esto, pareciera que es preferible no tener cabeza de perno, que tener una superficie de contacto de la cabeza del perno, demasiado pequeña. Sin embargo, los pernos que no poseían este límite en la porción coronaria generaron tensiones mayores en la región apical. Los autores recomendaron que los pernos atornillados posean una superficie de contacto de al menos 3 mm^2 , con la cabeza de perno⁽¹⁰⁹⁾.

En cuanto a las tensiones que se acumularon alrededor de las roscas de los pernos; éstas disminuyeron si la separación de las roscas era mayor; se observaron tensiones de mínimas a moderadas con separaciones de 1,0 a 0,8 mm, mientras que las

rosas con separaciones de 0,6 a 0,4 mm generaron tensiones de moderadas a severas. Con estas dos consideraciones, las tensiones acumuladas en la porción apical del perno se pueden mantener limitadas. Por último, el número de vueltas también influyó en la acumulación de tensiones y debe ser limitado (menos de 6 vueltas). Cuando se utilizan pernos atornillados, estas tres consideraciones pueden minimizar o limitar las tensiones que se acumulan en la región apical del perno, la porción de mayor cuidado en la raíz⁽¹⁰⁹⁾.

Dentro de las consideraciones de este estudio, la relación de las características geométricas de seis diseños de pernos atornillados con la distribución de tensiones dentro de la raíz, mediante un análisis fotoelástico, determinó las siguientes conclusiones:

- Para-Post Plus[®] perno pasivo de lados paralelos se utilizó como un perno control, libre de la formación de tensiones durante su inserción.
- Cytco Post[®] fue un perno atornillado de pocas vueltas y un área suficiente de contacto en la cabeza del perno.
- Radix[®] perno atornillado que presentó zonas de tensión en la porción coronaria del conducto con una superficie de

contacto con la cabeza del perno suficiente para prevenir la formación de tensiones apicales.

- TRA[®] presenta un área de contacto en la cabeza suficiente para limitar las tensiones en la región apical, pero el número de vueltas excede la relación con el área de contacto en la cabeza generando tensiones en la región coronaria.
- Flexi-Post[®] presenta un área de contacto con la cabeza insuficiente y el tamaño de la rosca hace posible la formación de zonas de tensión en la región coronaria y sobretodo en la región apical del perno.
- RS[®] es un perno sin cabeza que generó tensiones en la porción apical del conducto.
- K4[®] tiene suficiente área de contacto con la cabeza del perno, sin embargo las tensiones se concentraron en las roscas del perno y el número de vueltas (30 vueltas) predispone la formación de tensiones en la porción apical del perno⁽¹⁰⁹⁾.

De la misma forma, Standlee *et al.*⁽¹¹³⁾ realizaron un estudio mediante el análisis de tensión bidimensional fotoelástico, con el propósito de visualizar las tensiones que se

generan durante la instalación del sistema Radix® (Star Dental Mfg. Co., Inc., Conshohocken, Pa.), perno atornillado de lados paralelos. Se construyeron ocho modelos de material birrefringente. El análisis de las tensiones relacionadas con la instalación, se basó en una comparación del número de franjas (magnitud de las tensiones) y la cercanía del espacio entre las franjas (concentración de las tensiones).

Las dos variables probadas en esta fase del estudio fueron la profundidad 5 y 8 mm y el diámetro de los pernos 1,65 y 1,85 mm. Adicionalmente se construyeron otros modelos para observar el efecto del engranaje del ápice del perno y las roscas, el engranaje del flanco coronario y las roscas y por último solo el engranaje de las roscas⁽¹¹³⁾.

Los pernos se colocaron siguiendo las instrucciones del fabricante, se atornillaron dentro del conducto hasta que el operador percibió una resistencia mediana. Los datos se fotografiaron, luego de pasarlos por el polariscopio circular. Los resultados indicaron que la inserción del perno Radix® hasta que engranan solo el ápice y las roscas, genera un incremento de la tensión en la región apical, lateral y adyacente a las roscas. Cuando el flanco coronario engrana completamente, alrededor de

la porción oclusal del conducto radicular, se concentra gran cantidad de tensiones en la región cervical y las tensiones disminuyen en dirección apical⁽¹¹³⁾.

Cuando el perno se atornilló hasta sentir una resistencia leve y luego se retrocedió media vuelta se observó un moderado acúmulo de tensiones. El análisis fotoelástico demostró que no existen diferencias aparentes en la concentración de tensiones, durante las variaciones de longitud y diámetro del perno. Dentro de las condiciones de este estudio se concluye que la instalación de perno Radix[®] genera gran concentración de tensiones durante su instalación, que se pueden reducir, evitando el completo engranaje del perno o retrocediendo media vuelta luego de su inserción, sin embargo, sigue acumulando más tensiones que los pernos de ajuste pasivos⁽¹¹³⁾.

Burns *et al.*⁽⁸⁷⁾ realizaron un estudio comparativo de la distribución de tensiones durante la inserción y función de tres diseños de pernos prefabricados, cementados sobre modelos fotoelásticos. Se estudiaron el Para-Post[®] (Whaledent International, New York, N.Y.) perno pasivo de lados paralelos, el Para-Post Plus[®] (Whaledent International, New York, N.Y.), una modificación del Para-Post[®] tradicional

que presenta una superficie espiral estriada para mayor agarre con el cemento, y el Flexi-Post[®] (Essential Dental Systems, South Hackensack, New York) perno activo de punta bífida.

Para cada diseño de perno se utilizaron 3 modelos fotoelásticos, además se utilizaron dos tipos de diámetro y dos diferentes longitudes. Cada modelo se fotografió sin la aplicación de cargas, con la aplicación de una carga compresiva vertical de 135 N y con la aplicación de una carga oblicua de 135 N⁽⁸⁷⁾.

Los resultados demostraron que bajo la aplicación de cargas compresivas, el Para-Post[®] y el Para-Post Plus[®] presentaron patrones simétricos de distribución de tensiones similares, en todas las combinaciones de longitud, diámetro y cantidad de fuerza aplicada. Bajo la misma aplicación de cargas, el Flexi-Post[®] demostró un patrón asimétrico de concentración de tensiones, acumulando tensiones alrededor de las roscas y se observó una gran concentración de tensiones en la porción coronaria del perno. Las tensiones concentradas en la zona apical bajo cargas compresivas, fueron similares para los tres diseños de pernos⁽⁸⁷⁾.

Bajo la aplicación de cargas oblicuas los tres diseños de perno, presentaron un incremento significativo de las tensiones compresivas en el tercio cervical. Por último, se observó que bajo cargas oblicuas, los diseños de perno pasivos demostraron una distribución de tensiones más uniforme a lo largo del perno, que el diseño de perno activo⁽⁸⁷⁾.

Cohen *et al.*⁽¹⁰⁷⁾ investigaron el perno Flexi Post[®] (Essential Dental Systems, New York, N.Y., USA) con pernos como el C-Post[®] (Bisco Inc., Itasca, IL, USA) perno cónico pasivo, de fibra de carbono dentro de una resina epóxica. Mediante un análisis de modelo fotoelástico, compararon las propiedades retentivas y la distribución de tensiones, bajo dos tipos de carga, una carga vertical de 133,2 N (30 libras) y una carga oblicua con una angulación de 26° a 133,2 N (30 libras).

Los resultados demostraron que Flexi-Post[®] presentó tensiones mínimas cuando no se sometió a cargas y durante la aplicación de cargas verticales y oblicuas se concentraron patrones simétricos de tensiones coronarias. En el C-Post[®] se observaron tensiones mínimas cuando no se sometió a ninguna carga, y bajo cargas verticales y oblicuas se concentraron patrones de tensión asimétricos en la zona apical⁽¹⁰⁷⁾.

Standlee, Caputo y Holcomb⁽⁸⁴⁾ utilizaron el análisis de modelo fotoelástico para determinar el patrón de distribución de tensiones del perno Dentatus[®] (Dentatus, Stockholm, Sweden) y compararlo con otros diseños de perno. Utilizaron cuatro diseños de perno el Endopost[®] (Kerr Mfg Co., Romulus, Michigan) perno cónico de paredes lisas, que actúa creando un efecto de cuña ante las fuerzas oclusales⁽⁸¹⁾, el Para-Post[®] (Whaledent International, New York, N.Y.) perno pasivo de lados paralelos, distribuye los patrones de tensión a lo largo del perno y brinda óptima protección contra la fractura dentaria, el Dentatus[®] perno cónico atornillado, con roscas que engranan en la dentina y el Kurer[®] (Star Dental Mfg Co., Conshohoken, Pennsylvania) perno atornillado de lados paralelos, acumula gran cantidad de tensiones en la porción apical y alrededor de las roscas.

Se utilizaron 48 modelos de material plástico birrefringente, los pernos se instalaron a una profundidad de 5 y 8 mm y se utilizaron dos diámetros de perno de 1,4-1,6 mm y de 1,8-1,85 mm. Los pernos pasivos se cementaron con fosfato de zinc, los pernos activos se atornillaron sin forzarlos y luego se les dio media vuelta de contrarrotación. Se fotografiaron sin la aplicación de cargas y con la aplicación de una carga de 55 Kg en un ángulo de 26 grados⁽⁸⁴⁾.

Los resultados demostraron que el incremento en el diámetro del perno Dentatus[®], aumentó la concentración de tensiones en la porción lateral y coronaria del perno. Los otros pernos no evidenciaron cambios apreciables causados por el aumento del diámetro. El incremento de la longitud del perno causó una leve disminución en los patrones de tensión. La concentración de tensiones también disminuyó cuando a los pernos atornillados se les daba media vuelta de contrarrotación durante la instalación. Durante la instalación, el Endopost[®], el Radix[®] y el Kurer[®] demostraron menor concentración de tensiones que el Dentatus[®]. El Para-Post[®] fue el único que no presentó concentración de tensiones durante la instalación⁽⁸⁴⁾.

Durante la aplicación de cargas el Para-Post[®] fue el perno que distribuyó mejor las tensiones, el Endopost[®] demostró un incremento en la concentración de tensiones cerca de la superficie vestibular y cervical, el Kurer[®] presentó una alta concentración de tensiones a nivel de las roscas que engranan en la dentina y fue superado por el Radix[®] que causó severas concentraciones de tensión. Sin embargo, todos fueron superados en un amplio rango por el Dentatus^{®(84)}.

Bajo las condiciones de este estudio, se concluye que el Dentatus[®] se comportó como un perno atornillado que generó un efecto de cuña, presentó la más alta concentración de tensiones durante la instalación y fueron proporcionalmente magnificadas por la aplicación de cargas. El Kurer[®] demostró ser el más seguro de los tres perno atornillados y el ParaPost[®] demostró ser el más seguro de todos, su diseño permitió proteger la estructura dentaria remanente⁽⁸⁴⁾.

Assif *et al.*⁽¹⁷³⁾ utilizaron el método de análisis de modelo fotoelástico para determinar la influencia de la realización de diferentes tipos de restauraciones en dientes tratados endodónticamente, enfatizando la forma en que las fuerzas aplicadas sobre la superficie oclusal se dispersan a través de las estructuras de soporte dentario.

Utilizaron 6 premolares monorradiculares extraídos, los cuales fueron preparados endodónticamente. Las estructuras de soporte se elaboraron en material fotoelástico dentro de un cilindro de teflón, cada diente se introdujo dentro del cilindro de teflón hasta llegar a la unión cemento-esmalte⁽¹⁷³⁾.

Se aplicaron dos tipos de carga; una carga vertical dirigida hacia el eje largo del diente y una carga oblicua en un ángulo de 30 grados. Las cargas fueron de 30 Kg y se aplicaron sobre la ranura central de los premolares. Luego los dientes se examinaron y fotografiaron en 4 estados. Estado 1, diente tratado endodónticamente con sellado de la cavidad de acceso. Estado 2, diente tratado endodónticamente restaurado con una corona colada de oro, cementada provisionalmente. Estado 3, dientes restaurados con dos tipos de perno intrarradicular y reconstruidos coronariamente con resina compuesta. Tres dientes se restauraron con el Para-Post[®] (Whaledent International, New York, N.Y.) y tres dientes se restauraron con el Dentatus[®] (Stokholm, Sweden). Estado 4 dientes restaurados con los pernos mencionados y corona colada, con márgenes ubicados sobre tejido dentario sano, 2 mm apicalmente a la porción coronaria del perno⁽¹⁷³⁾.

Ante la aplicación de las cargas, las tensiones se distribuyeron a los tejidos de soporte de la siguiente forma:

- Estado 1: dientes intactos, ante las cargas verticales se observaron tensiones a lo largo del diente con una alta concentración en la región apical, característico del efecto de cuña, causado por la forma dentaria. Ante las cargas

oblicuas, se observó concentración de tensiones en la unión cemento-esmalte.

- Estado 2: Ante las cargas verticales y oblicuas, la colocación de una corona completa cambió el patrón de la distribución de tensiones, debido a que las tensiones se concentraron alrededor de los márgenes de la corona.
- Estado 3: Ante las cargas verticales, el perno cilíndrico y la reconstrucción coronaria ocasionaron una alta concentración de tensiones en apical, mientras que el perno cónico distribuyó tensiones similares en la unión cemento-esmalte y la porción apical. Ante las cargas oblicuas las tensiones se intensificaron para ambos pernos.
- Estado 4: Ante las cargas verticales y oblicuas, la colocación de una corona sobre las restauraciones con perno, redistribuyó las tensiones hacia la unión cemento-esmalte. No se observaron diferencias en la distribución de tensiones, para los dos diseños de perno. La concentración de tensiones fue mayor en ambos pernos, que en los dientes intactos⁽¹⁷³⁾.

De acuerdo a las condiciones de este estudio, cuando una reconstrucción con perno intrarradicular, cubierta por una corona que se extiende 2 mm hacia apical sobre tejido sano se somete a

cargas; el diseño del perno pareciera no establecer diferencias en la distribución de tensiones hacia los tejidos de soporte. Es posible que la corona actúe compensando las tensiones, debido a que las redistribuye y tiende a localizarlas en la unión cemento-esmalte⁽¹⁷³⁾.

Yaman y Thorsteinsson⁽¹⁷⁴⁾ realizaron una investigación mediante el análisis bidimensional de modelos fotoelásticos a fin de determinar la influencia de diferentes materiales de reconstrucción coronaria sobre la distribución de tensiones utilizando pernos cilíndricos colados y prefabricados para la reconstrucción de dientes tratados endodóticamente.

Se utilizaron cuarenta bloques de material fotoelástico, sobre los cuales se prepararon los espacios para los pernos con el sistema Para-Post Plus[®] (Whaledent International, New York, N.Y.). Luego se dividió la muestra en cuatro grupos: grupo 1, Para-Post Plus[®] sin reconstrucción coronaria el cual sirvió de control; grupo 2, Para-Post Plus[®] con reconstrucción coronaria de resina compuesta Concise[®] (3M Dental Products, St. Paul, Minn.); grupo 3, Para-Post Plus[®] con reconstrucción coronaria de amalgama Tytin[®] (Kerr Mfg., Co., Romulus Mich) y grupo 4,

perno y muñón coronario colado en aleación de oro Forticast® (J.F. Jelenko & Co., New Rochelle, N.Y.)⁽¹⁷⁴⁾.

Después de la instalación y fabricación de las reconstrucciones coronarias cada grupo se dividió en dos subgrupos, 5 modelos recibieron una carga vertical de 30 libras y los otros 5 modelos recibieron una carga oblicua de 30 libras. Luego del análisis de los modelos con el polariscopio circular, se observaron las fotografías las cuales se evaluaron en tres tercios (cervical, medio y apical). Durante la instalación se observó el perno colado de oro relativamente libre de tensiones y el perno prefabricado Para-Post Plus® con ligeras tensiones en el tercio medio y apical, especialmente, en los grupos reconstruidos con resina compuesta⁽¹⁷⁴⁾.

Bajo las cargas verticales se observó un considerable incremento de las tensiones en todos los tercios, en el tercio cervical los pernos sin muñón coronario registraron las tensiones más bajas, seguidos por los de resina compuesta y los de amalgama, con el perno colado de oro se obtuvo la mayor concentración de tensiones. En el tercio medio en todos los grupos se demostró una distribución de tensiones similares. En el tercio apical el grupo sin reconstrucción coronaria registró la

más alta concentración de tensiones y el grupo con el perno colado presentó los registros más bajos de tensiones. Las tensiones se concentraron siempre en el ápice de los pernos⁽¹⁷⁴⁾.

Bajo la aplicación de cargas oblicuas, los resultados demostraron la acumulación de tensiones en el lado de compresión y una distribución asimétrica de las tensiones. En el tercio cervical, las tensiones se acumularon debajo de la reconstrucción coronaria y la mayor concentración de tensiones se observó con el perno colado. En el tercio medio se observó una concentración de tensiones de magnitud similar para todos los grupos. En el tercio apical, las tensiones se acumularon en el ápice del perno y se observó una mayor concentración de tensiones en el grupo sin reconstrucción coronaria⁽¹⁷⁴⁾.

La diferencia observada entre el perno colado y el perno Para-Post Plus[®] podría explicarse de acuerdo a sus diferentes diseños, el perno colado posee un canal de ventilación, mientras que el ParaPost Plus[®] posee nueve espirales acanalados que posiblemente disminuyen la ventilación e incrementan la presión hidrostática. Además, la capacidad del perno para distribuir las tensiones se puede ver afectada por la presencia de la reconstrucción coronaria, el material de la reconstrucción

coronaria y eventualmente por la restauración final. La reconstrucción coronaria debe estar hecha con materiales que tengan un adecuado módulo y límite de elasticidad para complementar las propiedades mecánicas de la estructura dentaria subyacente y el perno⁽¹⁷⁴⁾.

Pareciera que la reconstrucción coronaria impide la intrusión del perno que se somete a cargas, lo que resulta en una disminución de la concentración de las tensiones en apical permitiendo a las cargas desviarse a la superficie cervical, como si la rigidez del material fuera más responsable de este fenómeno que cualquier otra propiedad física. El grosor de la estructura dentaria en la superficie cervical es más adecuado para soportar las tensiones, además el odontólogo puede proteger esta área con un collar metálico⁽¹⁷⁴⁾.

Considerando las limitaciones del presente estudio se concluyó que los pernos cilíndricos prefabricados y colados son pasivos durante la instalación (presentan pocas tensiones alrededor del perno en el tercio medio y apical) y que bajo la aplicación de cargas verticales y oblicuas, ambos pernos presentan aumento de las tensiones en el ápice del perno, debido a que el perno se intruye. La rigidez del material de

reconstrucción coronaria disminuye la intrusión del perno e incrementa las tensiones en el tercio cervical⁽¹⁷⁴⁾.

Thorsteinsson y Yaman⁽¹⁷⁵⁾ utilizaron el análisis bidimensional de modelo fotoelástico para investigar la distribución de tensiones entre varios tipos de perno. Utilizaron el perno cónico colado de oro y el perno prefabricado atornillado VLock[®] (Brasseler Inc, Savannah, Ga.) con reconstrucción de amalgama y resina compuesta para compararlos con la utilización del perno VLock[®] sin reconstrucción coronaria. Se observó la distribución de los patrones de tensión durante la instalación, bajo cargas verticales y cargas oblicuas.

Los resultados confirmaron que el perno colado es beneficioso durante la instalación, el perno atornillado demostró tensiones cuando las roscas engranaron en el modelo y las tensiones se intensificaron cuando los pernos atornillados se sometieron a cargas. También los pernos con reconstrucción coronaria presentaron una mejor distribución de los patrones de tensión, especialmente bajo las cargas oblicuas⁽¹⁷⁵⁾.

Existe otro procedimiento propuesto originalmente por Turner en el año 1956, ampliamente utilizado dentro del campo

de la ingeniería, que actualmente se utiliza para analizar las tensiones en dientes y prótesis dentales, este método se conoce como el Análisis de Elemento Finito (A.E.F.)⁽¹⁷⁰⁾.

El A.E.F. utiliza un modelo matemático que se aproxima a la geometría del objeto de análisis. El concepto puede ser ilustrado con la mecánica de un simple resorte, la deflexión del resorte (acortamiento o alargamiento) será proporcional a la magnitud de la fuerza aplicada y a la rigidez del resorte. Las estructuras dentarias se comportan de forma análoga al resorte descrito; la rigidez y la resistencia a la deformación bajo la aplicación de cargas, dependerá principalmente de la geometría y módulo de elasticidad del objeto⁽¹⁷⁰⁾.

El A.E.F. simplifica los cálculos, permitiendo al operador subdividir la estructura en pequeñas piezas y elementos, formas triangulares o cuadrilaterales que están conectadas por puntos nodales. Una vez conectados todos los elementos, la subdivisión de la estructura facilita la determinación de la rigidez estructural, la deflexión y la distribución de las tensiones. El cálculo de las tensiones permite al investigador determinar las áreas de mayor acúmulo de tensiones y deformación, que podrían terminar en fractura de la estructura⁽¹⁷⁰⁾.

Yaman, Alacam y Yaman⁽¹⁷²⁾ utilizaron el método de análisis tridimensional de elemento finito para determinar la distribución de tensiones en un incisivo central superior, con tratamiento endodóntico, reconstruido con diferentes diseños de perno y restaurado con una corona. Los tipos de perno utilizados para este estudio fueron el perno colado de oro con muñón coronario de oro, el perno prefabricado de acero inoxidable y el perno prefabricado de titanio, estos últimos con reconstrucción coronaria de amalgama o de resina. En todos los casos el diente tuvo una corona de porcelana.

Se desarrolló la geometría de un diente que representaba el tamaño de un incisivo central. Se aplicó una carga en el borde incisal del diente, con una angulación de 26 grados con respecto al eje largo del diente. El perno colado de oro se modeló de acuerdo a las características morfológicas del diente; los pernos prefabricados fueron pernos cilíndricos de 2 mm de diámetro, la longitud fue de dos terceras partes de la raíz dejando un sellado apical de 4 mm⁽¹⁷²⁾.

El perno colado de oro se sometió a fuerzas de 150 N, 170 N y 200 N. La tensión más alta se localizó en el borde

incisal del diente y esto indicó que la posibilidad de fractura era mayor en la corona del diente, las tensiones disminuyeron progresivamente en dirección apical. A los pernos prefabricados se les aplicó una carga de 200 N en todos los casos, se observó que el material de reconstrucción coronaria demostró un papel más importante en la distribución de las tensiones que el perno mismo⁽¹⁷²⁾.

De acuerdo a esta investigación si el material de reconstrucción coronaria se deforma menos, bajo la aplicación de fuerzas, la restauración coronaria actuará acorde a esto y en consecuencia las tensiones desarrolladas disminuirán. El perno colado de oro con reconstrucción coronaria de oro, pareciera ser superior que las otras alternativas de reconstrucción coronaria por poseer un módulo de elasticidad superior a la amalgama y la resina compuesta⁽¹⁷²⁾.

Esta investigación concluyó que bajo las mismas cargas el perno colado de oro produjo menos tensiones que los pernos prefabricados reconstruidos con resina compuesta o amalgama. Otro hallazgo importante en relación a los pernos prefabricados, fue que si los materiales de reconstrucción coronaria son idénticos, las diferencias entre los materiales de confección del

perno no causaron diferencias significativas en la distribución y cifras de tensión soportadas por el diente⁽¹⁷²⁾.

Ho *et al.*⁽¹⁷⁶⁾ realizaron una investigación mediante A.E.F. a fin de determinar la influencia de diferentes tipos de pernos sobre la distribución de tensiones de un diente tratado endodónticamente. En este estudio, se elaboraron modelos tridimensionales para simular cercanamente, un incisivo tratado endodónticamente.

Un incisivo central superior de un paciente de origen chino fue reconstruido con un perno colado de oro, luego el diente fue impregnado en acrílico y cortado transversalmente, se tomaron fotografías que fueron digitalizadas a fin de reconstruir la geometría tridimensional del diente y elaborar los modelos para el A.E.F. Los modelos presentaron hueso esponjoso, dentina, ligamento periodontal, 4 mm de gutapercha en apical, reconstrucción con perno y muñón coronario y restauración con una corona colada de oro⁽¹⁷⁶⁾.

Se elaboró un segundo modelo para simular un perno prefabricado de acero inoxidable, para simplificar la elaboración del modelo, se diseñó el muñón coronario en acero inoxidable en

lugar de resina compuesta o amalgama, como es común en la utilización de pernos prefabricados. Debido a que el acero inoxidable es más rígido que la resina compuesta, se espera que el perno de acero inoxidable superé las expectativas de reducción de tensiones dentinarias de un perno prefabricado. Por último, se elaboró un tercer modelo de un incisivo tratado endodónticamente, sin perno intrarradicular, con la cámara de acceso obturada con resina⁽¹⁷⁶⁾.

Se aplicaron dos tipos de fuerzas; primero, una fuerza masticatoria, en un ángulo de 45 grados desde lingual hacia el borde incisal y segundo, una fuerza traumática aplicada horizontalmente sobre la superficie vestibular de la corona artificial. Los resultados indicaron que en el modelo sin perno sujeto a fuerzas masticatorias, las tensiones dentinarias se concentraron en los tercios coronario y medio de la raíz con un ligero aumento de las tensiones en la superficie vestibular. Las mayores tensiones de cizallamiento se concentraron en la superficie lingual y las mayores tensiones compresivas se concentraron en la superficie vestibular⁽¹⁷⁶⁾.

Las tensiones dentinarias con un perno colado de oro y con un perno de acero inoxidable se distribuyeron de forma similar,

con una ligera reducción en los valores de tensión dentinaria. Se observó un patrón similar de distribución de las tensiones, con las fuerzas traumáticas. Cuando los modelos del A.E.F. se sometieron a fuerzas masticatorias y traumáticas, los porcentajes de disminución de los picos de tensión fueron entre un 6,9% y un 9,6% con el perno colado de oro y entre un 9,9% y un 14,5% con el perno de acero inoxidable. El mínimo reforzamiento que se observó en este estudio, no siempre, se puede demostrar en otras investigaciones, debido a los inherentes errores experimentales⁽¹⁷⁶⁾.

En conclusión, esta investigación sugiere que la restauración de un diente tratado endodónticamente con un perno intrarradicular, no disminuye substancialmente las tensiones dentinarias, si se compara con un diente tratado endodónticamente que mantiene suficiente estructura dentaria sana y que se restaura sin perno intrarradicular. Sin embargo, los autores indican que si el diente posee poca estructura dentaria remanente los resultados podrían ser diferentes⁽¹⁷⁶⁾.

Cailleteau, Rieger y Akin⁽¹⁷⁰⁾ realizaron una investigación utilizando el A.E.F. para determinar los efectos de un perno prefabricado cilíndrico de acero inoxidable, sobre los patrones y

niveles de tensión dentro del conducto radicular de un modelo bidimensional de un incisivo central superior. Utilizaron cuatro modelos bidimensionales de un incisivo central superior. El modelo 1 representó un diente intacto, el modelo 2 un diente tratado endodónticamente, el modelo 3 un diente tratado endodónticamente restaurado con una corona y el modelo 4 un diente tratado endodónticamente reconstruido con un perno intrarradicular cilíndrico prefabricado de 1,5 mm de diámetro, con 5 mm de sellado apical, la porción coronaria se reconstruyó con amalgama y se restauró con una corona.

Se aplicó a cada modelo una carga de 1N, perpendicular a la superficie lingual. Las cargas descritas y las tensiones generadas se calcularon sobre las paredes del conducto radicular. Los resultados indicaron que la colocación de un perno afectaba los patrones de tensión dentro de la raíz, al compararlo con un diente intacto⁽¹⁷⁰⁾.

La mayor concentración de tensiones traccionales y de cizallamiento se presentó en el modelo con el perno, mientras que las mayores tensiones compresivas se desarrollaron en el modelo con el perno y en el modelo con el diente intacto. Los modelos con el tratamiento endodóntico y con la corona sin

perno demostraron una disminución en las tensiones de cizallamiento y las tensiones compresivas de un 5% y un 25%, respectivamente, mientras que tuvieron un incremento de aproximadamente un 48% en las tensiones máximas traccionales. El modelo con el perno demostró un incremento de un 12% en las tensiones de cizallamiento y una disminución de un 1% en las tensiones compresivas; por último se observó un incremento de un 102% en las tensiones máximas traccionales al comparar el modelo con el perno con el modelo del diente intacto⁽¹⁷⁰⁾.

En cuanto a la distribución de tensiones en la raíz, los modelos que no utilizaron el perno demostraron un incremento gradual en las tensiones hasta llegar a un máximo de tensión, que se ubicó, en la porción coronaria del diente, aproximadamente 2 mm apical al orificio de entrada del conducto. En contraste, el modelo con el perno demostró una disminución de las tensiones en la porción coronaria de la pared vestibular de la raíz y luego un incremento abrupto de las tensiones, hasta presentar la tensión máxima cerca del ápice del perno⁽¹⁷⁰⁾.

Esta área de tensión máxima pareciera ser el resultado de las flexiones que se presentan en el ápice del perno, es

decir, como resultado de la rigidez que otorga el perno a la porción coronaria del diente se desvía el punto de flexión hacia apical, donde ocasiona un incremento de las tensiones y podría forzar al ápice dentario (sin perno), a deformarse en el punto donde finaliza el perno. Bajo las condiciones de este estudio la colocación del perno no resultó en una distribución uniforme de las tensiones dentro del conducto radicular⁽¹⁷⁰⁾.

Existen otros estudios que investigaron el papel del perno colado de oro en la distribución de tensiones radiculares de un diente tratado endodónticamente^(163,171,177-179). Estudios sobre modelos fotoelásticos y utilizando el A.E.F. determinaron que pequeñas variaciones en el diámetro de los pernos colados no afectan la distribución de las tensiones radiculares bajo la aplicación de cargas^(163,178,179). En cuanto a la longitud de los pernos colados, se determinó mediante el A.E.F. que el incremento de la longitud del perno disminuye la concentración de las tensiones y ocasiona un cambio en la localización de las tensiones hacia el ápice dentario, bajo la aplicación de fuerzas^(163,171,178).

De la misma forma se ha evaluado el efecto de la conicidad del perno colado sobre la distribución de las tensiones, Davy, Dilley y Krejci⁽¹⁷¹⁾ afirman que la conicidad del perno ocasiona un leve efecto sobre la distribución de las tensiones radicales, sin embargo, Yang *et al.*⁽¹⁷⁸⁾ indican que ésta incrementa las tensiones en el ápice dentario.

Por último, existen estudios de A.E.F. que afirman que un perno colado de oro tiene un pequeño efecto de reforzamiento sobre el tejido remanente de un diente tratado endodónticamente restaurado con una corona metal porcelana⁽¹⁷⁸⁾. Los resultados de esta investigación coinciden con la investigación realizada por Ko *et al.*⁽¹⁷⁷⁾, quienes utilizaron el mismo método y demostraron que el perno colado de oro ocasionó una reducción de las tensiones sobre la dentina y demostraron que durante la aplicación de fuerzas masticatorias y fuerzas traumáticas, el perno colado de oro disminuyó los patrones de tensión dentinaria entre un 3% y un 8%.

Cuando, a juicio del odontólogo, es necesaria la colocación de un perno, la distribución de tensiones se debe analizar desde el inicio⁽¹⁶³⁾. Las tensiones que se transmiten a través del perno hacia la estructura dentaria remanente deben ser, idealmente

uniformes y de baja magnitud, para evitar el potencial riesgo de fractura radicular por concentraciones de tensiones desfavorables^(84,174).

A fin de poder conocer los efectos de los pernos sobre la estructura dentaria, los investigadores utilizan diferentes técnicas de laboratorio; numerosos estudios utilizan los modelos fotoelásticos^(32,54,81,84,87,107,109,113,173-175,179) o el análisis de elemento finito^(163,170-172,176-178). El conocimiento de la distribución de las tensiones generadas por lo pernos, permitirá establecer un criterio de selección de perno que esté orientado a proteger la estructura dentaria y a proteger los tejidos de soporte^(54,56,81,84,87,107,113,163,170-176).

6. RESISTENCIA A LA FRACTURA DE LOS DIENTES RECONSTRUIDOS CON PERNOS INTRARRADICULARES PREFABRICADOS METÁLICOS

El índice de fracasos de las restauraciones en dientes tratados endodónticamente, reconstruidos con pernos intrarradiculares metálicos, es más alta que los fracasos que se presentan en las restauraciones sobre dientes vitales. Entre las fallas más comunes que se le pueden atribuir a estas restauraciones se encuentran, la fractura del medio cementante,

la fractura de la reconstrucción coronaria, la fractura o la deformación estructural del perno y la fractura radicular^(7,25,57,85).

La fractura del medio cementante, usualmente permite el retratamiento dentario. La fractura de la reconstrucción coronaria, puede desalojar la restauración final, sin embargo, no es una falla irreversible. La fractura o deformación del perno podría permitir el retratamiento dentario, pero frecuentemente se transforma en un reto, retirar el perno sin causar mutilaciones irreversibles a la raíz. Por último, la fractura radicular se considera la más seria de todas las fallas, puesto que generalmente determina la pérdida definitiva del diente⁽²⁵⁾.

Entre los factores que pueden influenciar la resistencia a la fractura del diente tratado endodónticamente, restaurado con un perno intrarradicular metálico se encuentran, la cantidad de dentina remanente^(28,31,32,63,71,91,117,170,180,181), la sobrepreparación del conducto radicular^(31,57,82,97,117,170), el diseño del perno^(82,103,180,181), la longitud y el diámetro del perno⁽¹⁸⁰⁾, la magnitud y dirección de las fuerzas oclusales^(170,178), las tensiones transmitidas a la raíz durante procedimientos endodónticos^(54,57,63,170,182) y

restauradores^(7,57,178,180,181), la ausencia de una restauración extracoronaria^(57,74,97,181,183,184) y el proceso de corrosión del perno^(7,82,185-187).

La cantidad de dentina remanente puede determinar la capacidad del diente a resistir las tensiones inducidas durante los procedimientos endodónticos y restauradores, por lo tanto, cuando la raíz tiene un extenso daño estructural, por caries o sobrepreparación del conducto radicular, la estructura residual presentará paredes delgadas que comprometerán el pronóstico del diente y de la restauración^(31,63,91).

A través de los estudios sobre modelos fotoelásticos y de A.E.F. se ha demostrado que los dientes reconstruidos con pernos intrarradiculares metálicos pueden generar tensiones compresivas, traccionales o de cizallamiento cuando se someten a la aplicación de fuerzas funcionales^(54,170). La aparición de estas tensiones varía en función de la magnitud y dirección de las fuerzas aplicadas, del diseño del perno y de la integridad de la estructura radicular⁽¹¹⁴⁾. En base a estos hallazgos, el estudio de las propiedades mecánicas de la dentina puede proporcionar información útil, para que el odontólogo proteja las estructuras dentarias contra la fractura⁽³¹⁾.

Dentro de este contexto, Lehman⁽¹⁸⁸⁾ utilizó el Tensiómetro de Hounsfield para investigar las propiedades de la dentina ante las fuerzas de tracción y de compresión. La investigación reveló que la resistencia traccional de la dentina, se encuentra muy por debajo de su resistencia compresiva. Mientras que la resistencia compresiva de la dentina alcanzó un valor promedio de 40.000 psi, la resistencia traccional alcanzó un valor promedio de 6.000 psi. Los resultados de esta investigación brindan información útil para que el odontólogo mejore los diseños de las restauraciones, en función de proteger la dentina contra las fuerzas de tracción, incluso cuando el diente es vital.

De acuerdo a esa investigación, el incremento en la magnitud y la concentración de las tensiones traccionales podrían ser los responsables de iniciar la formación de fisuras que podrían conducir a la fractura de la estructura radicular^(54,170). En general, las tensiones se pueden transmitir al conducto radicular durante la terapia endodóntica, la preparación del espacio para el perno y los procedimientos de inserción y cementación del perno^(54,57,82,87,113,170,181). Los diseños de pernos activos también pueden incrementar las tensiones que se transmiten a la raíz^(82,84,109,113).

Meister *et al.*⁽¹⁸²⁾ realizaron una investigación *in vivo* para evaluar dientes con fracturas radiculares verticales, a fin de determinar sus causas y reconocer los signos y síntomas diagnósticos que se presentan con mayor frecuencia. La investigación encontró 32 dientes con fracturas verticales radiculares, en pacientes con una edad que oscilaba entre 21 y 83 años, practicaron un examen clínico que incluyó radiografías, fotografías, sondaje periodontal y cirugía exploratoria en algunos casos.

Todos los pacientes, a excepción de dos, presentaron defectos óseos en la zona de la fractura vertical. Un 65,63% de los pacientes presentaron un dolor moderado, un 28,13% no presentó síntomas y un 6,25% presentó un dolor severo. Radiográficamente, un 75% de los pacientes presentó un ensanchamiento del espacio de ligamento periodontal⁽¹⁸²⁾.

Las fracturas radiculares verticales que se presentaron en este estudio ocurrieron en un 84,36%, por la aplicación de una fuerza excesiva durante la condensación lateral de la gutapercha y en segundo lugar por la colocación de incrustaciones sin protección cuspídea o pernos intrarradiculares. La investigación

demonstró que la acumulación de una fuerza excesiva durante la obturación endodóntica y durante la colocación de los pernos intrarradiculares o de incrustaciones sin protección cusplídea, puede incrementar el riesgo de aparición de fracturas radiculares⁽¹⁸²⁾.

Obermayr *et al.*⁽¹⁸¹⁾ realizaron una investigación *in vitro* para comparar la incidencia de fracturas radiculares, que se presentan en los incisivos centrales superiores, durante dos situaciones clínicas: 1. durante la obturación endodóntica y 2. durante la obturación endodóntica más la cementación de un perno colado de oro.

La investigación incluyó 32 dientes, que se dividieron en 3 grupos controles y en 2 grupos experimentales, de la siguiente forma:

- Grupo 1. Control negativo, se realizó solo la preparación biomecánica a 5 dientes.
- Grupo 2. Control positivo, para la obturación endodóntica se realizó la condensación lateral de la gutapercha en 5 dientes, hasta que ocurrió la fractura radicular.
- Grupo 3. Control positivo, para la cementación del perno se cementaron 2 pernos colados sin el asiento oclusal positivo

y sin el canal de ventilación para el cemento; seguidamente se aplicó una carga compresiva paralela al eje largo del diente hasta que se presentó la fractura radicular.

- Grupo 4: se realizó la condensación lateral de la gutapercha a 10 dientes, con una fuerza constante de 3 kg, aplicada verticalmente dentro de los conductos radiculares.
- Grupo 5: se realizó el mismo procedimiento del grupo anterior, se removió la gutapercha, se cementaron 10 pernos con una fuerza constante de 3 kg, paralela al eje largo del diente⁽¹⁸¹⁾.

Los controles positivos se utilizaron para demostrar que estas técnicas son capaces de causar una fractura radicular inmediata, en este estudio se observó que en algunos casos el condensador atravesó el foramen apical, antes de causar la fractura radicular, lo cual sugirió que se requiere una gran fuerza para causar la fractura de los dientes. Durante el ejercicio clínico es poco probable que se aplique una fuerza tan grande como para ocasionar esta situación clínica⁽¹⁸¹⁾.

La incidencia a la fractura vertical no fue significativamente diferente entre los dos grupos experimentales, en el grupo 4

(obtención endodóntica) no se presentaron fracturas y en el grupo 5 (cementación del perno) se presentó 1 diente con una fractura vertical incompleta, que no se extendió a la superficie externa de la raíz, por lo tanto, las tensiones que se acumularon en ambos procedimientos no fueron suficientes para incrementar el riesgo de fracturas radiculares⁽¹⁸¹⁾.

Los resultados de esta investigación demostraron que existen otras variables que afectan el comportamiento del diente y que determinan su mayor o menor riesgo a la aparición de fracturas radiculares, estas variables incluyen: la edad del diente; tamaño, ajuste y diseño del perno; grosor de la dentina remanente; configuración de la raíz y presencia o ausencia de restauración coronaria⁽¹⁸¹⁾.

Trabert, Caput y Abou-Rass⁽³¹⁾ realizaron un estudio *in vitro* a fin de correlacionar el efecto de la preparación endodóntica, el diámetro de un perno prefabricado y la dimensión dentaria con la aparición de fracturas en incisivos centrales superiores. Se utilizaron 207 incisivos centrales superiores y se realizaron mediciones de la longitud radicular y de las dimensiones de la cámara pulpar.

Los dientes se dividieron en tres grupos, de la siguiente forma:

- Grupo 1: grupo control con dientes intactos.
- Grupo 2: dientes tratados endodónticamente con 1,40mm y 1,80mm de diámetro de preparación biomecánica, a la altura de la unión cemento-esmalte.
- Grupo 3: dientes restaurados con pernos prefabricados de lados paralelos de 0,050 y 0,070 pulgadas de diámetro y obturación de la cámara de acceso palatina con resina compuesta⁽³¹⁾.

Todos los dientes se sometieron al impacto de una fuerza única, dirigida al centro de la cara vestibular (1mm por encima de la unión cemento-esmalte) capaz de causar la fractura del diente. Se presentaron 128 dientes con fracturas radiculares; de los cuales 7 dientes mostraron fracturas horizontales y todos los demás fracturas oblicuas o verticales⁽³¹⁾.

En todos los grupos se observó que el aumento de la longitud radicular, incrementó la resistencia del diente a la fractura. En el grupo 2 los dientes con menor tamaño de preparación endodóntica necesitaron un mayor impacto de

energía para producir la fractura y en el tercer grupo, los dientes restaurados con los pernos de menor diámetro incrementaron su resistencia a la fractura⁽³¹⁾.

Los resultados del estudio demostraron que la cantidad de tejido remanente después del tratamiento endodóntico y de la preparación del espacio para el perno es determinante para incrementar la resistencia a la fractura. La sobrepreparación del conducto radicular para alojar un perno de mayor diámetro, no ofrece ningún reforzamiento y reduce la habilidad del diente para soportar el trauma⁽³¹⁾.

Tjan y Whang⁽⁹¹⁾ coincidieron con estos resultados en una investigación *in vitro*, donde compararon la resistencia a la fractura de dientes reconstruidos con pernos colados, con diferentes grosores de dentina remanente en la pared vestibular. Utilizaron 40 dientes y los dividieron en 4 grupos que tenían: 1mm, 2mm y 3mm de tejido dentario remanente en la entrada del conducto y 1mm de tejido remanente con un bisel de 60 grados para la colocación de un collar metálico.

Sometieron los dientes a fuerzas horizontales y concluyeron que aunque la diferencia entre los resultados de los grupos no fue significativa estadísticamente; los dientes con 1 mm de tejido remanente fueron aparentemente más susceptibles a la fractura que los que tenían 2 mm y 3 mm de tejido remanente⁽⁹¹⁾.

En este mismo sentido, Gordon y Metzger⁽¹¹¹⁾ demostraron que los dientes posteriores, tratados endodónticamente son más resistentes a la fractura radicular si conservan mayor cantidad de estructura dentaria durante los procedimientos restauradores. Realizaron una investigación *in vitro*, en la que compararon la capacidad que presentaron los molares inferiores, reconstruidos con tres diseños de perno prefabricado y con una restauración con pernos peripulpaes, de soportar el componente horizontal de las fuerzas de la oclusión.

Utilizaron 42 molares inferiores y los prepararon para recibir los siguientes diseños de perno:

- Grupo 1: 10 dientes reconstruidos con el perno Dentatus[®] (Dentatus Stockholm, Sweden) con una reconstrucción coronaria de amalgama. Los pernos se

adaptaron como pernos pasivos, y se cementaron con resina compuesta.

- Grupo 2: 10 dientes reconstruidos con el sistema Para-Post[®] (Whaledent International, New York, U.S.A.) con la porción coronaria de amalgama. Los pernos se cementaron con fosfato de zinc.
- Grupo 3: 10 dientes reconstruidos con el sistema de perno Flexi-Post[®] (Essential Dental Systems, New York, U.S.A.), la porción coronaria se reconstruyó con amalgama. Los pernos se cementaron con fosfato de zinc.
- Grupo 4: 10 dientes reconstruidos con una amalgama retenida con 4 pernos peripulpaes atornillados TMS Minim[®] (0,023, Whaledent, New York, USA). En este grupo no se realizó la apertura de la cámara pulpar⁽¹¹¹⁾.

En todos los grupos se aplicó una fuerza horizontal de 500 Kg, con una máquina electro-hidráulica y se registró la fuerza que ocasionó la fractura en cada caso. Se evaluó cada diente fracturado a fin de determinar el tipo de falla para agruparlos entre fractura de la reconstrucción de amalgama, fractura dentaria, desalojamiento del perno o del perno peripulpar⁽¹¹¹⁾.

En base a este diseño, los resultados de este estudio fueron los siguientes:

- Grupo 1: (reconstrucción con el perno Dentatus[®]), no se presentaron casos de fractura radicular, se presentó 1 caso de desalojamiento del perno, 3 casos de fractura horizontal del perno, la porción apical permaneció retenida en la raíz y seis casos de fractura de la amalgama radicular.
- Grupo 2: (reconstrucción con el perno Para-Post[®]) se observaron 3 casos de fractura radicular, 9 casos de desalojamiento del perno y 1 caso de fractura de la reconstrucción de amalgama.
- Grupo 3: (reconstrucción con el perno Flexi-Post[®]) se presentaron 7 casos de fractura dentaria y 10 casos de desalojamiento del perno.
- Grupo 4: (reconstrucción de amalgama con pernos peripulpaes), se presentó 1 caso de fractura dentaria, 2 casos de fractura de la amalgama con los pernos intactos y 8 casos de fractura de los pernos peripulpaes⁽¹¹¹⁾.

El menor número de fallas por pérdida de la retención que presentó el diseño de perno Dentatus[®] en comparación con el Para-Post,[®] que presentó 9 casos y el Flexi-Post[®] que presentó desalojamiento del perno en todos los casos; probablemente

tenga relación con la naturaleza de su diseño activo y el método que se utilizó para cementar los pernos⁽¹¹¹⁾.

El diseño de perno Flexi-Post[®] presentó el mayor número de casos de fractura dentaria, seguramente debido a la naturaleza de su diseño activo y a su flexibilidad que pudo contribuir a generar mayores tensiones en la porción coronaria de la raíz. Los dientes reconstruidos con el sistema de pernos peripulpares, que conservaron las cámaras pulpares intactas, presentaron la mayor resistencia a las fuerzas horizontales. Estos resultados demostraron que la conservación de la estructura dentaria, incrementó la resistencia de los dientes a la fractura, el techo de la cámara pulpar contribuyó a fortalecer la estructura dentaria⁽¹¹¹⁾.

Greenfeld *et al.*⁽¹⁰³⁾, mediante una investigación *in vitro*, relacionaron el diseño de dos pernos prefabricados con la aparición de fracturas radiculares en dientes sometidos a fuerzas compresivas de cizallamiento. Los sistemas de perno analizados fueron el Flexi-Post[®] № 2 (Essential Dental Systems, New York, N.Y.) y el Para-Post[®] (Whaledent International, New York, N.Y.) de 0,05 pulgadas de diámetro. Utilizaron 26 dientes anterosuperiores contralaterales, los emparejaron y los midieron

en el plano vestíbulo-lingual (V-L), el plano mesio-distal (M-D) y el plano longitudinal; para verificar que los dientes estuvieran estructurados similarmente.

Todos los dientes se prepararon para recibir los pernos con una longitud de 10,5 mm, los pernos se cementaron con fosfato de zinc dejando una cabeza de perno de 6mm. La porción coronaria se reconstruyó con la resina compuesta Concise[®] (3M, Dental Products Division, St. Paul Minn.) hasta conformar una porción coronaria con las medidas V-L y M-D que se tomaron en el primer paso. Luego todos los dientes se sometieron a una fuerza compresiva de cizallamiento de 1 KN en un ángulo de 130 grados con respecto al eje largo del diente, la fuerza se aplicó sobre la porción lingual a 2 mm del borde incisal y se incrementó constantemente a una velocidad de 6 mm/min⁽¹⁰³⁾.

En esta investigación se detectó la falla inicial, ésta se registró como la separación de la reconstrucción coronaria de la raíz que retorna a su posición original después de liberarse la carga. Esta forma de falla puede manifestarse, clínicamente, como microfiltración con invasión bacterial, disolución del cemento o irritación periodontal. También, se registraron los valores de las cargas que produjeron la falla final, en los

siguientes casos, separación o destrucción de la reconstrucción coronaria de resina compuesta, fractura radicular o desalojamiento del perno⁽¹⁰³⁾.

En la falla inicial no se registraron diferencias estadísticamente significativas entre el Flexi-Post[®] y el Para-Post[®]. En cuanto a la falla final, el Flexi-Post[®] necesitó mayor cantidad de fuerza (583,8N) para producir la falla, en comparación con el Para-Post[®] (430,8N). Las fallas que se presentaron por desalojamiento del perno fueron 4 del Para-Post[®] y ninguna del Flexi-Post[®], probablemente, debido a que éste último no depende del cemento para su retención sino que se retiene activamente por las roscas que penetran en la dentina⁽¹⁰³⁾.

Las fallas que se presentaron por fractura radicular fueron 6 del Para-Post[®] y 9 del Flexi-Post[®]. A pesar de que el número de fracturas que se presentaron con el sistema Flexi-Post[®] fue mayor, el análisis de la fuerza que causó la fractura reveló que en 9 de 10 dientes en el sistema Flexi-Post[®], la fuerza necesaria para provocar la fractura radicular (420N-100N) excedió la máxima fuerza de la oclusión humana (410,62 N) y las fuerzas necesarias para fracturar 3 de 6 dientes que se restauraron con

el sistema Para-Post[®] estuvieron dentro del promedio de fuerzas de la oclusión normal (240N-340N)⁽¹⁰³⁾.

De acuerdo a los resultados de este estudio se concluyó que el sistema Flexi-Post[®] fue un sistema más resistente ante las fuerzas compresivas que el Para-Post[®] y fue el sistema que presentó mayor cantidad de fallas por fractura radicular, un 76% al compararlo con el sistema Para-Post[®] que presentó un 53% de fracturas radiculares⁽¹⁰³⁾.

De la misma forma, Burns, Douglas y Moon⁽⁸⁸⁾ realizaron un estudio *in vitro*, con la finalidad de comparar las propiedades retentivas del diseño de perno pasivo Para-Post[®] (Coltene Whaledent, New York, N.Y.) con el diseño de perno activo Flexi-Post[®] (Essential Dental Systems, South Hackensack) y relacionar estas propiedades con la aparición de fracturas radiculares.

Utilizaron 88 incisivos antero-superiores y los dividieron en dos grupos, se prepararon 44 dientes para recibir el Para-Post[®] N° 5 y 44 dientes para recibir el Flexi-Post[®] N° 1. Los dientes se colocaron en una posición vertical en una maquina de pruebas Instron[®] (Instron Corp., Canton, Mass) y se sometieron a una

fuerza de cizallamiento dirigida directamente al eje largo del diente con una velocidad de 0,05 pulgadas por minuto⁽⁸⁸⁾.

Se registró la fuerza necesaria para remover verticalmente los pernos de los conductos radiculares y se determinó la forma de falla. La fuerza necesaria para causar una falla en la retención del Flexi-Post[®] fue sustancialmente mayor que la fuerza necesaria para desalojar el Para-post,[®] el registro promedio de fuerzas excedió las fuerzas generadas clínicamente durante la masticación⁽⁸⁸⁾.

Todas las fallas del perno Para-Post[®] se ubicaron en la interfase dentina-cemento o dentro del cemento; no se registraron fallas que involucraran la fractura de la raíz o del perno. El Flexi-Post[®] presentó fallas significativamente mayores, se observaron 10 casos con fallas en la interfase dentina-cemento, 16 casos con fractura radicular y 12 casos con fractura del perno. Los resultados de este estudio demostraron que el perno Flexi-Post[®], a pesar de ser el perno más retentivo, tiene un mayor potencial de causar un daño irreversible sobre la estructura radicular⁽⁸⁸⁾.

Stockton, Williams y Clarke⁽²⁵⁾ realizaron un estudio *in vitro* para evaluar la retención de 4 diseños de pernos y determinar la

resistencia a la fractura de los dientes restaurados con éstos. Utilizaron 80 incisivos centrales superiores y los dividieron en ocho grupos de 10. Los grupos 1, 2, 3, 4 se utilizaron para evaluar la retención, el grupo 1 utilizó el perno Para-Post Plus® (Whaledent/Coltene, New York, NY.), el grupo 2 utilizó el Para-Post XT® (Whaledent/Coltene, New York, NY.), el grupo 3 utilizó el Flexi-Post® (Essential Dental Systems Inc, Hackensack, N.J.) y el grupo 4 utilizó el Flexi-Flange® (Essential Dental Systems Inc, Hackensack, NJ 07606).

Los grupos 5, 6, 7 y 8 se utilizaron para evaluar la resistencia a la fractura, se restauraron respectivamente con los mismos pernos del grupo anterior y se reconstruyó la porción coronaria con Ti-Core® (Essential Dental Systems Inc, S Hackensack, N.J.). Los grupos 1, 2, 3 y 4 recibieron una fuerza de tracción que se aplicó con una maquina de pruebas Rheile FS-5 Screw-Power® (American Machine and Metals, Fast Moline, IL). Los grupos 5, 6, 7 y 8 recibieron la aplicación de una fuerza incremental de cizallamiento, en un ángulo de 45 grados, desde lingual a 1 mm del borde incisal, hasta que se presentó la falla⁽²⁵⁾.

En cuanto a la retención los resultados evidenciaron que el Flexi Post[®] presentó la mayor retención, estadísticamente significativa, seguido por Para-Post Plus[®], Para-Post XT[®] y Flexi-Flange[®]. En cuanto a la resistencia a la fractura solo Para-Post XT[®] mostró un comportamiento estadísticamente diferente, mientras que 8 dientes de Flexi-Post[®], 7 de Para-Post plus[®] y 6 de Flexi Flange[®] presentaron fracturas radiculares, solo Para-Post XT[®] presentó 1 diente con fractura radicular y 8 dientes con falla de la cementación del perno⁽²⁵⁾.

Para los autores de este estudio, el perno Flexi-Post[®] ocasionó bajos promedios de resistencia a la fractura, probablemente, debido a que en su diseño, las roscas de mayor tamaño engranan en la porción coronaria y en esta zona se acumula la mayor cantidad de tensiones, capaces de ocasionar la fractura dentaria. En segundo lugar, la hendidura interna de la punta bífida del sistema Flexi-Post[®] lo convierten en un diseño flexible, que puede deformarse ante las fuerzas e incrementar el riesgo de fractura radicular⁽²⁵⁾.

La mayor resistencia a la fractura de los dientes reconstruidos con el sistema Para-Post XT[®], probablemente se

relacione con la incorporación de un hombro externo en su diseño, que permitió que las fuerzas se distribuyeran sobre un área mayor, obteniendo como resultado un menor número de fracturas⁽²⁵⁾.

Los autores sugieren que para incrementar la resistencia del diente a la fractura es necesario que el perno sea lo suficientemente rígido, de manera que no se produzcan tensiones internas por la tendencia del perno a flexionarse; además, el perno debe brindar suficiente retención, sin que por esto sea necesario remover gran cantidad de estructura dentaria y que el perno no concentre tensiones internas en la porción coronaria⁽²⁵⁾.

Deutsch *et al.*⁽¹⁸⁰⁾ demostraron en una investigación *in vitro*, que la forma del perno se relaciona con la aparición de fracturas radiculares en dientes sometidos a fuerzas torsionales. Compararon fracturas radiculares que se presentaron en dientes reconstruidos con tres diseños de perno activo. Se utilizaron 212 dientes para este estudio y se asignaron aleatoriamente a tres diseños de perno prefabricado, el perno Radix[®] N° 2 (Maillefer, Switzerland), el perno Medidenta[®] mediano (Medidenta, New

York, N.Y.) y el perno Dentatus[®] M-5 (A.B. Dentatus, Hagersten, Sweden).

Se cementaron los pernos con cemento de fosfato de zinc y se aplicaron fuerzas torsionales sobre todos los pernos hasta que ocurrió la fractura del perno o de la raíz. Se analizó cada diente con una lámpara de fibra óptica, para detectar visualmente las fracturas radiculares. El perno Radix[®] tuvo 27 % de fracturas radiculares, el perno Medidenta[®] tuvo 30% de fracturas radiculares y el perno Dentatus[®] tuvo 62 % de fracturas radiculares⁽¹⁸⁰⁾.

El análisis estadístico demostró que el perno Dentatus[®] fue el único que presentó un comportamiento diferente en comparación a los otros dos pernos, registró el más alto porcentaje de fracturas radiculares y estas se registraron con una menor fuerza de torque. Debido a que los dientes se asignaron aleatoriamente y cada perno recibió una distribución similar de raíces; se elimina la variable de tamaño de la raíz. Por lo tanto la variable crítica en esta fase fue la forma del perno; los autores indicaron que la forma cónica del perno Dentatus[®], incrementó la probabilidad de que ocurran fracturas radiculares ante fuerzas torsionales⁽¹⁸⁰⁾.

Deutsch *et al.*⁽¹⁸⁹⁾ en una investigación *in vitro*, relacionaron el tamaño de la raíz y la forma del perno con la incidencia de fracturas radiculares que se presentan durante la inserción de 3 diseños de pernos prefabricados activos en los dientes tratados endodónticamente. Utilizaron 212 dientes a los cuales se les removió la porción coronaria, cada raíz se midió 5 veces antes de insertarlas en bloques de acrílico. Utilizaron tres sistemas de perno activos; el perno Radix[®] N° 2 (Maillefer, Ballaigues, Switzerland), el perno Medidenta[®] (Medidenta, Woodside, N.Y.) y el perno Dentatus[®] M-5 (A.B. Dentatus, Hagersten Sweden).

Los pernos se impregnaron con fosfato de zinc y se insertaron en los conductos preparados mediante un transductor de torque Leblow[®] (Model1102-200, Eaton Corp., Troy, Mich.). Los pernos se roscaron hasta que se presentó la fractura del perno o del diente. Cada raíz se removió del bloque de acrílico y se examinó con una lámpara de fibra óptica para visualizar las fracturas. Se observó que el perno Radix[®] y el perno Medidenta[®] presentaron un promedio similar de fracturas, entre un 31% y un 37%, en cambio el perno Dentatus[®] presentó un 62% de promedio de fracturas⁽¹⁸⁹⁾.

El análisis estadístico determinó que los factores que están asociados significativamente con la aparición de fracturas durante la inserción del perno, fueron el diámetro superior del diente y la forma del perno. A menor diámetro superior del diente, se incrementaron los riesgos de fractura, puesto que el grosor de la estructura dentaria entre la entrada del conducto y el margen gingival es menor, lo cual complica el proceso de inserción. En cuanto a la forma del perno, se observó que los pernos cónicos roscados incrementaron 20 veces la incidencia de fracturas⁽¹⁸⁹⁾.

Torbjörner, Karlsson y Ödman⁽⁹⁰⁾ en una investigación *in vivo*, compararon el índice de fracasos y las características de las fallas que se presentaron en dientes reconstruidos con el diseño de perno cónico colado y con el diseño de perno prefabricado de lados paralelos Para-Post[®] (Whaledent International, New York, N.Y.).

Las historias clínicas de 638 pacientes restaurados con 788 pernos colados o prefabricados del sistema Para-Post[®], constituyeron la base de este estudio. El criterio de evaluación incluyó el sexo, la edad, el tipo de perno y el método de fabricación, la posición del diente en el arco, la longitud y el

diámetro del perno, la altura de la cresta ósea, el tipo de falla y el tipo de pilar⁽⁹⁰⁾.

Las fallas técnicas que se registraron fueron, la pérdida de la retención del perno, la fractura radicular y la fractura del perno. La presencia de caries, de complicaciones endodónticas y periodontales, solo se registraron cuando ocasionaron la remoción del perno o del diente⁽⁹⁰⁾.

Se registraron fallas en 72 de 788 pernos. El tiempo promedio de seguimiento de los pernos fue de 36,7 meses para los pernos colados y de 40,8 meses para los pernos prefabricados; se evaluaron un total de 456 pernos colados y 332 pernos Para-Post[®]. El sistema Para-Post[®] presentó un promedio de un 2% de fallas irreversibles comparado con un 5% del sistema de pernos colados⁽⁹⁰⁾.

Entre los tipos de fallas, la más frecuente fue el desalojamiento del perno por pérdida de la retención. La fractura del perno se reportó en 6 casos de pernos Para-Post[®] y solo en uno de estos casos fue necesaria la extracción del diente. La fractura radicular se presentó en 16 casos de pernos colados y en 5 casos de pernos Para-Post^{®(90)}.

La más alta frecuencia de fracasos se presentó en dientes de la zona antero superior, probablemente debido al componente horizontal de la fuerza; también fueron frecuentes las fallas en los dientes pilares de prótesis removibles y en los dientes pilares de la prótesis fija a extremo libre. De acuerdo a los resultados de este estudio, el sistema de pernos prefabricados Para-Post[®] se presentó como el perno con el diseño más exitoso desde el punto de vista clínico⁽⁹⁰⁾.

Sorensen y Martinoff⁽⁵⁸⁾ coincidieron con los resultados presentados por Torbjörner, Karlsson y Ödman⁽⁹⁰⁾ en una investigación *in vivo* donde evaluaron diferentes métodos de retención intracoronaria, en las historias clínicas de 6.000 pacientes. Se examinaron 3 variables, el método de retención intracoronaria, la longitud del perno y la forma de la falla.

Se evaluaron 6 métodos de retención intracoronaria, el perno cónico colado, el perno prefabricado Para-Post[®] (Whaledent/Coltene, New York, N.Y.) con reconstrucción de resina o amalgama, el perno Para-Post[®] colado, los pernos atornillados y la reconstrucción de amalgama o resina con pernos peripulpaes. Además, se determinó radiográficamente la longitud de los pernos⁽⁵⁸⁾.

Se estudiaron dos formas de fallas, las que se consideraron restaurables como las fallas por desalojamiento del perno y las fallas no restaurables como la fractura radicular o la perforación radicular. Se excluyeron los dientes con una historia de fracasos por patologías periodontales o por caries, se seleccionaron un total de 1.273 dientes para formar parte de este estudio. La definición de éxito clínico se basó en la ausencia de hallazgos negativos en la última visita al odontólogo⁽⁵⁸⁾.

Los pernos prefabricados paralelos no presentaron fallas por fractura radicular; dos tercios de las fallas fueron por fractura del medio cementante y desalojamiento del perno, lo que permitió el retratamiento del diente. Los pernos cónicos colados presentaron un 39% de dientes con fracturas verticales y angulares que hicieron necesaria la extracción. Los resultados demostraron que con los pernos paralelos pasivos, aproximadamente, en un 97,7% de los casos no se presenta fractura radicular, mientras que con los pernos cónicos colados el éxito fue de un 87,3%⁽⁵⁸⁾.

Chan y Bryant⁽⁸⁹⁾ mediante una investigación *in vitro* compararon la resistencia a la fractura y las características de las fracturas en un diente posterior reconstruido con pernos

colados y con pernos prefabricados paralelos pasivos. Utilizaron 55 premolares inferiores monorradiculares, todos los dientes se prepararon endodónticamente y la reconstrucción coronaria se realizó de tres formas:

- Grupo 1: se reconstruyeron 15 dientes, con un perno colado en aleación de oro tipo III.
- Grupo 2: se reconstruyeron 20 dientes con un perno prefabricado Para-Post[®] N°6, con reconstrucción coronaria de amalgama.
- Grupo 3: se reconstruyeron 20 dientes con un perno Para-Post[®] con reconstrucción coronaria de resina Adaptic[®] (Johnson and Johnson Dental Products Co.).

Todos los pernos se cementaron con fosfato de zinc, la línea de terminación fue un hombro de 0,5 mm de espesor y se confeccionaron las restauraciones coronarias de todos los dientes; éstas no se cementaron a fin de poder observar con facilidad los patrones de fractura. Se aplicó una fuerza compresiva con una velocidad de 0,16 mm/min, sobre el plano inclinado lingual de la cúspide vestibular hasta que se presentó la fractura del diente y se removieron las restauraciones coronarias para determinar los tipos de fracturas⁽⁸⁹⁾.

De acuerdo a este diseño de investigación, los resultados indicaron lo siguiente:

- Grupo 1: presentó desalojamiento de la raíz en todos los pernos colados, fractura radicular en 13 dientes y fractura del tercio coronario de la raíz en 4 dientes. La falla se presentó con un promedio de fuerza de 75,4 kg.
- Grupo 2: se observó fractura de la reconstrucción coronaria de amalgama en 16 dientes, desalojamiento del perno en 8 dientes, fractura radicular en 8 dientes y dentro de éstos, 4 dientes limitaron su fractura al tercio coronario de la raíz. La falla se presentó con un promedio de fuerza de 92,2 kg.
- Grupo 3: la fractura radicular se presentó con menos frecuencia y no tan extensamente como en los otros grupos. La fractura de la reconstrucción coronaria de resina fue una evidencia muy común⁽⁸⁹⁾.

Los resultados demostraron que los pernos colados necesitaron menores valores de fuerza para que se produjera la falla del sistema y fue el grupo que presentó mayor cantidad de fracturas radiculares y desalojamiento del perno. Los dientes reconstruidos con pernos prefabricados y reconstrucción coronaria con amalgama o resina presentaron la mayor cantidad

de fracturas de la reconstrucción coronaria pero a la vez evidenciaron la menor cantidad de fracturas radiculares y desalojamiento del perno⁽⁸⁹⁾.

Bajo las condiciones de este estudio se concluyó que la utilización de pernos prefabricados con la porción coronaria de amalgama o resina, pareciera ser la alternativa más favorable cuando se trata de la reconstrucción de dientes en el sector posterior, donde las fuerzas están dirigidas hacia el eje largo del diente, puesto que si se presentara la falla del sistema causarían menores daños al diente⁽⁸⁹⁾.

Fraga *et al.*⁽⁷⁴⁾ coincidieron en afirmar que la fractura de la resina compuesta, sobre un perno prefabricado, podría actuar positivamente, puesto que puede prevenir una posible fractura radicular ante la aplicación de fuerzas oclusales. Ellos realizaron un estudio *in vitro* donde compararon la resistencia a la fractura de 27 dientes monorradiculares, tratados endodónticamente, restaurados con pernos colados y con pernos prefabricados activos con reconstrucciones coronarias de resina.

Se dividieron los dientes en dos grupos, grupo 1 compuesto por 14 dientes reconstruidos con pernos colados de níquel-cromo y cementados con fosfato de zinc, los márgenes del perno se extendieron hasta el bisel de la preparación a fin de simular el efecto de un collar metálico; el grupo 2 compuesto por 13 dientes reconstruidos con pernos prefabricados activos de acero inoxidable, cementados con fosfato de zinc⁽⁷⁴⁾.

El perno activo fue el Obturation Screws[®] (FKG, Flückiger & Huguenin Dentaire S.A, La Chaux-de-fonds, Switzerland) y la porción coronaria de 3 mm se reconstruyó con una resina compuesta Prisma[®] (APH 12905/2; Dentsplay, Petrópolis, RJ, Brazil). Con una maquina de pruebas universal se aplicaron las fuerzas de cizallamiento con una velocidad constante de 0,05 cm/min, sobre el tercio cervical de la raíz y en un ángulo de 45° en relación al eje largo del diente⁽⁷⁴⁾.

Los dientes se seccionaron longitudinalmente y se observaron en el microscopio estereoscópico, para facilitar el examen de posibles líneas de fractura. No se observaron líneas de fractura en ninguno de los dientes, de ambos grupos, en las zonas de anclaje de los pernos. Todos los dientes del grupo 1 (perno colado) presentaron fracturas cervicales radiculares

mientras que todos los dientes del grupo 2 (perno prefabricado activo) se fracturaron en la reconstrucción coronaria de resina compuesta⁽⁷⁴⁾.

Los dientes reconstruidos con pernos colados necesitaron un promedio de fuerzas de cizallamiento, significativamente más altas (48,36 Kg) para causar las fracturas cervicales radiculares, que el promedio de fuerzas necesarias para fracturar el muñón coronario de resina compuesta (30,92 Kg), sin embargo, la reconstrucción coronaria de resina compuesta sobre el perno prefabricado permitió que las fracturas se presentaran, por lo general, en la reconstrucción coronaria protegiendo de esta forma la estructura radicular⁽⁷⁴⁾.

Sorensen y Engelman⁽¹⁹⁰⁾ en una investigación *in vitro*, determinaron el efecto de la variación de la adaptación al conducto radicular de diferentes diseños de perno sobre la resistencia a la fractura radicular de los dientes tratados endodónticamente.

Utilizaron 40 incisivos centrales superiores tratados endodónticamente, se conformaron 4 grupos de 10 dientes. Los grupos 1,2 y 3 se prepararon con un hombro de 90 grados,

removiendo la estructura axial hasta dejar solo 1 mm de estructura dentaria axial remanente, creando un conducto radicular con una amplia entrada que semejaba la forma de un embudo. En el grupo 4 se preparó un hombro de 90 grados y se conservó toda la estructura dentaria remanente⁽¹⁹⁰⁾.

Se utilizó un perno plástico Para-Post[®] (Whaledent International, New York, N.Y.) N° 4 para conformar los patrones de los pernos en los diferentes grupos:

- Grupo 1: utilizó el Para-Post[®] sin modificaciones,
- Grupo 2: utilizó el Para-Post[®] y se le agregó resina acrílica para copiar íntimamente la forma del conducto.
- Grupo 3: se le agregó 2 mm de resina acrílica al Para-Post[®] a fin de copiar solo la entrada del conducto.
- Grupo 4: utilizo solo el Para-Post[®] para obturar el conducto radicular⁽¹⁹⁰⁾.

Los pernos se colaron en aleación plata-paladio y todos los dientes se restauraron con coronas coladas, se sometieron a fuerzas incrementales, en un ángulo de 130 grados con respecto al eje largo del diente, a una velocidad de 2,54 mm/min, hasta que se presentó la falla. Los resultados indicaron que el grupo 2 (perno adaptado íntimamente a la raíz) necesitó un promedio de

fuerza mayor para producir la fractura radicular (49,58Kg)⁽¹⁹⁰⁾.

La más alta incidencia de fracturas se presentó en los grupos 2 y 3 (17 de 20 dientes), que poseían un diseño de perno cónico adaptado íntimamente a las paredes del conducto. En los grupos 1 y 4 (Para-Post[®] sin modificaciones), las fallas se produjeron por fractura del agente cementante y en menor grado por fractura radicular⁽¹⁹⁰⁾.

Las formas de las fracturas que se presentaron en el grupo 2 y 3 involucraron mayor cantidad de estructura dentaria y se extendieron más apicalmente. Las fracturas que se observaron en los grupos 1 y 4 abarcaron menor cantidad de estructura dentaria y se desarrollaron en el tercio coronario de la raíz, muy cerca del los márgenes de la preparación⁽¹⁹⁰⁾.

Cuando se restaura un diente tratado endodónticamente es fundamental utilizar un diseño de perno que preserve la estructura dentaria. Si los sistemas de perno pueden fallar por fractura del diente, fractura del perno o fractura del agente cementante, es preferible utilizar un sistema de perno que

permita que la falla se produzca por fractura del agente cementante, ya que permitirá el retratamiento dentario, lo cual no sucederá si se produce la fractura del diente⁽¹⁹⁰⁾.

En base a las consideraciones anteriores, el refuerzo radicular de un diente reconstruido con un perno prefabricado se puede lograr de dos formas, mediante el diseño y la confección de un *ferrule*^(34,65,66,74,97,183,184,191) y mediante la utilización de técnicas adhesivas dentro del conducto radicular^(30,46,63,65).

El *efecto ferrule* se define como una banda de metal colado en forma de abrazadera o en forma circular alrededor de la superficie coronaria y para mejorar la integridad del diente⁽¹⁹²⁾. El riesgo de fractura radicular puede aumentar considerablemente si el margen de la corona no está sobre una estructura dentaria sólida^(2,6,65,97). Radke y Eissman⁽⁶⁵⁾ afirman que si el diente tiene poca estructura coronaria residual, es conveniente utilizar restauraciones que encierren de 1 a 2 mm de estructura coronaria axial vertical, con el objeto de crear el *efecto ferrule* alrededor del diente que lo protegerá de la fractura.

El sistema *ferrule* está compuesto por el perno, la reconstrucción coronaria o supraestructura y el collar metálico. El perno prefabricado debe ser cilíndrico o de paredes paralelas, superficie aserrada, ahusado, con un canal de ventilación y pasivo (Para-Post® y ADPost®). La reconstrucción coronaria debe ser colada en aleación de oro tipo III, debido a sus propiedades mecánicas y físicas. Por último, el collar metálico que circunscribe al diente está dado por un bisel circunferencial de 1,5mm con 3 grados de inclinación en el margen de la preparación⁽¹⁹²⁾.

El *efecto ferrule* se prepara sobre la raíz dentaria en forma de un contrabisel circunferencial a fin de reforzar el aspecto coronario de la preparación para el perno^(34,66,74,97,183,184,191), permitir el asiento oclusal positivo y actuar como un elemento antirrotacional⁽⁶⁶⁾. Este efecto se puede utilizar en la línea de terminación de la restauración coronaria, cuando no existe suficiente tejido remanente para la colocación de un contrabisel en la superficie radicular⁽⁶⁶⁾.

Cuando se utiliza en la restauración coronaria, el *ferrule* es un collar metálico que rodea las paredes paralelas dentinarias que se extienden sobre el hombro de la preparación^{6,34}. Para ser

efectivo debe rodear al diente en 360 grados e idealmente debe extenderse de 1,5 a 2 mm⁽⁶⁾.

No siempre es posible desarrollar un *ferrule* en la restauración coronaria, debido a que resultaría poco estético en las coronas totalmente cerámicas y las coronas metálicas con márgenes de porcelana. También, es difícil preparar un *ferrule* cuando la estructura dental coronaria remanente es mínima, puesto que se corre el riesgo de invadir el espacio biológico⁽⁶⁾.

Milot y Stein⁽⁹⁷⁾ realizaron una investigación *in vitro* a fin de relacionar el diseño del perno, el tipo de reconstrucción coronaria y el diseño de la restauración coronaria, con la resistencia a la fractura de los dientes tratados endodónticamente. Los autores utilizaron 48 incisivos centrales superiores, que se confeccionaron en un material plástico transparente, los cuales dividieron en tres grupos:

- Grupo 1: se reconstruyó con un perno colado.
- Grupo 2: se reconstruyó con un perno prefabricado pasivo de lados paralelos Para-Post Plus[®] (Whaledent International Co.) con la porción coronaria reconstruida con Ketac Silver[®] (ESPE, Seefeld/Oberbay, Germany).

- Grupo 3: se reconstruyó con el perno activo de punta bífida Flexi-Post[®] (Essential dental Systems, New York, N.Y.), la porción coronaria se confeccionó igual que el grupo 2. Los tres sistemas de pernos se cementaron con fosfato de zinc.

Los tres grupos se subdividieron en dos subgrupos (grupo A y B), en el subgrupo A se conservó el tejido remanente intacto y en el subgrupo B se confeccionó un bisel cóncavo circunferencial de 1 mm con una fresa de carburo de 12 hojas N° 7104 (Brasseler U.S.A.). Se confeccionaron las coronas y se cementaron con fosfato de zinc en todos los grupos. Luego todos los dientes se sometieron a una fuerza creciente desde lingual, en un ángulo de 120 grados, con respecto al eje largo del diente, hasta que ocurrió la fractura y se procedió a analizar los resultados⁽⁹⁷⁾.

En cuanto al diseño del perno, los resultados indicaron que cuando se conserva la mayor cantidad posible de estructura dentaria remanente, el tipo de perno tiene un efecto mínimo sobre la resistencia final del diente a la fractura. En cuanto a la preparación de un bisel circunferencial sobre el tejido remanente, los resultados indicaron que éste incrementó la resistencia del diente tratado endodónticamente a la fractura. Se observó

que en los dos subgrupos A y B, el tipo de fractura predominante fue la horizontal, sin embargo, en el subgrupo A (sin el bisel circunferencial) el número de fracturas oblicuas duplicó las del subgrupo B (con bisel circunferencial). Pareciera que la confección de un bisel circunferencial sobre el tejido remanente, actúa como un diseño protector sobre la estructura dentaria remanente (efecto *ferrule*)⁽⁹⁷⁾.

Los autores destacaron que este estudio se realizó ante un escenario ideal, en que el diente tiene suficiente tejido remanente, seguramente si la estructura dentaria supragingival estuviera deteriorada los resultados cambiarían drásticamente, por lo que ellos recomendaron la realización de nuevas investigaciones⁽⁹⁷⁾.

Hoag y Dwyer⁽¹⁸³⁾ realizaron una investigación *in vitro* para evaluar tres sistemas de perno y el efecto de la colocación de una restauración extracoronaria sobre la resistencia a la fractura de dientes posteriores. Se utilizaron 40 molares tratados endodónticamente, se colocaron en bloques de acrílico y se les removió la porción coronaria 2 mm sobre la unión cemento-esmalte.

Se reconstruyeron los dientes posteriores mediante tres técnicas:

- Grupo 1: se colocó un perno colado en el conducto distal, un perno prefabricado Para-Post[®] №4 (Whaledent International, New York, N.Y.) en uno de los conductos mesiales y se confeccionó la porción coronaria colada.
- Grupo 2: se colocó un perno Para-Post[®] №4 en el conducto distal y en uno de los conductos mesiales y se reconstruyó la porción coronaria con resina compuesta.
- Grupo 3: se condensó amalgama dentro de los tres conductos radiculares y se reconstruyó la porción coronaria con amalgama.
- Grupo control: se utilizó un diente tratado endodónticamente con el tallado de la porción coronaria, la cual permaneció intacta⁽¹⁸³⁾.

Se prepararon 4 grupos adicionales idénticos y sobre las reconstrucciones se cementaron coronas completas con márgenes situados 1 o 2 mm por debajo de las reconstrucciones coronarias. Sobre todos los dientes se aplicó una fuerza compresiva a una velocidad de 0,03 mm/min, en un ángulo de 45 grados con respecto al eje largo del diente. Se registró el valor

de la fuerza antes de que ocurriera la fractura de la porción coronaria, la fractura del perno o el desalojamiento de la corona⁽¹⁸³⁾.

Los resultados demostraron que dentro del grupo sin restauración coronaria, se observó una resistencia a la fractura un 5% mayor, en los dientes reconstruidos con perno colado, al compararlo con los tres grupos restantes. Dentro del grupo de los dientes con restauración coronaria no se observó ninguna diferencia entre los sistemas de perno. Por último, al comparar los grupos con y sin restauración coronaria se observó una diferencia significativa, puesto que los dientes con restauración coronaria fueron más resistentes a la fractura que aquellos que se mantuvieron sin protección⁽¹⁸³⁾.

Los autores concluyeron que bajo las condiciones de esta investigación la variación del sistema de reconstrucción entre un perno colado, prefabricado o la reconstrucción del diente con amalgama, no fue tan significativa para aumentar la resistencia del diente a la fractura, como la colocación de una restauración coronaria, cuyos márgenes se extendieran por sobre la reconstrucción coronaria y se ubicaran sobre tejido sano⁽¹⁸³⁾.

Kahn *et al.*⁽¹⁸⁴⁾ coincidieron con estos resultados en una investigación *in vitro* donde compararon la resistencia a la fractura de dientes monorradiculares tratados endodónticamente restaurados con tres tipos de pernos prefabricados activos y con una restauración coronaria con efecto *ferrule*, sometidos a fuerzas compresivas.

Los resultados indicaron que no existió diferencia en las fallas que se presentaron entre los tres tipos de pernos, los tipos de fracturas observadas en todos los dientes fueron fracturas radicales oblicuas. Probablemente, la restauración coronaria con efecto *ferrule* influyó en la distribución de tensiones radicales, por lo tanto, el diseño, la longitud y el material del perno no determinaron diferencias significativas en la falla del sistema, sin embargo, los autores recomiendan más estudios que avalen los resultados de esta investigación⁽¹⁸⁴⁾.

Barkhordar, Radke y Abbasi⁽¹⁹¹⁾ realizaron un estudio *in vitro* en el que investigaron el efecto de la colocación de un collar metálico de 2 mm sobre la resistencia a la fractura de un diente tratado endodónticamente reconstruido con un perno colado de oro, sometido a una fuerza compresiva.

Los resultados indicaron que existió una diferencia en la localización de la fractura entre los dientes que tenían collar metálico y los que no lo tenían, además, sugieren que los dientes se reforzaron ligeramente por el collar metálico, puesto que necesitaron una mayor cantidad de fuerza para ocasionar la fractura radicular. Los dientes reconstruidos sin collar metálico presentaron un mayor número de fracturas radiculares longitudinales y oblicuas, mientras que los dientes reconstruidos con el collar metálico presentaron un mayor número de fracturas horizontales⁽¹⁹¹⁾.

De la misma forma, la utilización de técnicas adhesivas es otro método que se utiliza para reforzar las raíces, de los dientes tratados endodónticamente reconstruidos con pernos intrarradicales metálicos^(30,46,63,193). Cuando una raíz que está debilitada se reconstruye internamente con materiales adhesivos adecuados, se puede reforzar dimensional y estructuralmente para retener un perno intrarradicular metálico^(63,193).

Desde que se introdujo la técnica de grabado ácido para la adhesión de resinas al esmalte, los avances en el área de la adhesión permiten la unión tanto al esmalte como a la

dentina^(194,195). El reforzamiento de las raíces comprometidas estructuralmente con técnicas adhesivas se basa en incrementar el grosor diametral de la raíz con la utilización de una resina que se adhiere a la dentina y que adicionalmente evita que el metal del perno se encuentre contacto con la delgada pared radicular⁽⁶³⁾.

Sheth, Fuller y Jensen⁽⁴⁶⁾ utilizaron materiales adhesivos para incrementar la resistencia a la fractura de premolares con cavidades MOD. Los resultados de la investigación demostraron un incremento significativo a la fractura, en la preparaciones amplias (4 a 4,5 mm) restauradas con materiales adhesivos.

Saupe, Gluskin y Radke⁽⁶³⁾, en base a este principio, realizaron una investigación *in vitro* con el fin de investigar el reforzamiento de dientes tratados endodónticamente con paredes radiculares delgadas mediante técnicas adhesivas y la utilización del sistema *ferrule* para incrementar la resistencia a la fractura. Utilizaron 40 incisivos centrales superiores tratados endodónticamente y se seccionaron las coronas clínicas de todos los dientes.

Se sobreprepararon los espacios para pernos para simular un diente con un daño estructural intenso, dejando una longitud para el perno de 8 mm y un grosor de paredes de 0,5 mm a 0,75 mm a la altura de la unión cemento-esmalte. Se utilizó una fresa N°4 del sistema de pernos Dentatus® (Dentatus USA), para producir un asiento positivo, centrado en los 2 mm apicales a los 8 mm de la preparación del espacio para el perno⁽⁶³⁾.

Los 40 dientes se subdividieron en 4 grupos de 10, dientes, de la siguiente forma:

- Grupo A: reconstrucción con un perno colado y porción coronaria sin *ferrule*.
- Grupo B: reforzamiento intrarradicular con resina compuesta TPH® (Caulk Dentsply), reconstrucción con un perno colado y porción coronaria sin *ferrule*.
- Grupo C: reconstrucción con un perno colado y porción coronaria con *ferrule*.
- Grupo D: reforzamiento intrarradicular con resina compuesta TPH®, reconstrucción con un perno colado y porción coronaria con *ferrule*⁽⁶³⁾.

Todos los pernos se cementaron con un cemento resinoso y se sometieron a una fuerza transversal dirigida contra la cara lingual de la porción coronaria, a una velocidad de 2 mm/min, hasta que se presentó la fractura. El análisis estadístico reveló que los grupos B y D con reconstrucción intracoronaria de resina, presentaron un promedio de resistencia a la fractura entre un 41,1% y un 52,4% mayor que aquellos dientes que utilizaron solamente el perno colado (grupos A y C)⁽⁶³⁾.

Este incremento significativo en el promedio de fuerza de fractura se presentó en los grupos con *ferrule* o sin *ferrule*, por lo tanto bajo las condiciones de este estudio, la utilización del *ferrule* en dientes con debilitamiento estructural, no brindó beneficios adicionales para la retención o la resistencia a la fractura y requirió de un desgaste de estructura adicional⁽⁶³⁾.

Sirimai, Riis y Morgano⁽¹⁹³⁾ en un estudio *in vitro* compararon la resistencia a la fractura vertical de dientes reconstruidos con diferentes sistemas de perno prefabricados pasivos, modificados con fibras de polietileno Ribbond[®] (Ribbond, Inc, Seattle, Wash.) impregnadas en resina sin relleno

HelioBond® (Ivoclar, North America Inc). y los compararon con los sistemas de perno colado.

Los resultados demostraron que la utilización de las fibras de polietileno disminuyó significativamente las fracturas radiculares, a pesar de que este fue el sistema más débil de todos, las fallas más comunes involucraron fractura de la porción coronaria o el desalojamiento del sistema. El grupo de pernos colados fue el sistema más fuerte de todos, sin embargo todas las fallas involucraron fractura vertical u oblicua de la raíz⁽¹⁹³⁾.

Pareciera que en una raíz debilitada estructuralmente, la reconstrucción intrarradicular con resina, es una opción viable para disminuir las tensiones por cementación o por función que generalmente preceden la fractura radicular. El reforzamiento intrarradicular del diente con un material que es elásticamente compatible con la dentina es mucho mejor que reconstruir la estructura intrarradicular destruida con un perno colado^(63,193).

Por último, la corrosión del perno metálico también se ha relacionado con la aparición de fracturas radiculares en

dientes tratados endodónticamente^(75,185-187,194). Comúnmente, se utilizan pernos intrarradiculares que no están confeccionados en aleaciones nobles, los cuales pueden corroerse dentro del conducto radicular y causar la fractura radicular⁽¹⁸⁷⁾.

La corrosión se puede producir mediante una corriente galvánica por la combinación de varios metales que tienen diferentes potenciales eléctricos. La combinación de varios metales se puede observar cuando se utiliza un tipo de aleación para el perno, que puede ser de acero inoxidable, oro, níquel, plata o cobre y luego se reconstruye la porción coronaria con otra aleación^(78,186,187).

Silness, Gustavsen y Hunsbeth⁽¹⁸⁷⁾ realizaron una investigación *in vitro* para estudiar los mecanismos de la corrosión que pueden ser responsables de la fractura radicular de dientes reconstruidos con pernos, mediante microanálisis de dispersión de energía, microradiografías y microscopio electrónico. Ellos estudiaron secciones dentarias de 200 nm y 300 nm de grosor, de dientes que se reconstruyeron con pernos de acero inoxidable con una porción coronaria de amalgama y restauración final en aleación de oro.

El análisis demostró que el hierro y el cromo se observaron, frecuentemente, sobre las principales superficies de fracturas, este hallazgo era de esperarse debido a que estos son los principales componentes de los pernos de acero inoxidable. También se encontraron otros elementos como calcio, fósforo, níquel, zinc y estaño. El microscopio electrónico reveló que los túbulos dentinarios cercanos al perno estaban completamente saturados con un material electrodensó que contenía calcio, fósforo, cromo, hierro, zinc y estaño⁽¹⁸⁷⁾.

Las microradiografías revelaron que la dentina adyacente a los productos de corrosión se observaba radiolúcida, lo que sugiere que se presentó un proceso de desmineralización. El autor sugirió un mecanismo de corrosión que puede ser el responsable de la fractura de los dientes restaurados con pernos de acero inoxidable. En la fase inicial del proceso, los productos de la corrosión emigran hacia los túbulos dentinarios, disponibles en las paredes del conducto radicular, ocasionando una presión y tinción de las estructuras dentinarias. Cuando los túbulos se encuentran completamente llenos y no pueden absorber la presión ejercida por el aumento de los productos de corrosión, se produce la fractura de la raíz⁽¹⁸⁷⁾.

Petersen⁽¹⁸⁵⁾ describió un caso de fractura radicular vertical por corrosión en un primer premolar y un segundo molar superior reconstruido con un perno de acero inoxidable, con la reconstrucción coronaria de amalgama y una restauración final de oro. Luu y Walter⁽¹⁸⁶⁾ presentaron un caso similar de fractura radicular de la raíz distal de un molar inferior por corrosión. El molar presentaba una restauración con un perno intrarradicular prefabricado, en aleación níquel-cromo, retenido en la raíz distal, el cual daba retención a una reconstrucción coronaria de amalgama y presentaba una restauración colada de oro.

Petersen⁽¹⁸⁵⁾ y Luu y Walter⁽¹⁸⁶⁾ coinciden en que los hallazgos radiográficos pueden ser variables, generalmente, se puede observar una imagen radiolúcida en el tercio medio de la raíz o una completa destrucción ósea alrededor de ésta. Ellos afirman que la fractura por corrosión se puede presentar en un paciente asintomático o se puede acompañar de un dolor o molestia periodontal.

El fenómeno de la corrosión en un perno intrarradicular, en realidad, se puede presentar como un efecto secundario a una fractura resultante de la aplicación de una fuerza excesiva sobre

la raíz, por procedimientos endodónticos o restauradores. Una vez que se inicia la fractura, se permite una entrada natural para el ingreso de líquidos tisulares, que entran en contacto con el perno metálico e inician la elaboración de productos de corrosión^(129,186).

No existe una evidencia directa de que el fenómeno de la corrosión pueda ocasionar fracturas radiculares, por lo tanto, no se ha definido claramente, si la fractura radicular es un resultado de la corrosión o si la corrosión es un resultado de la fractura radicular, sin embargo, se recomienda que tanto el perno, como la reconstrucción coronaria y si es posible la restauración final se confeccionen en una sola aleación, que sea de alta nobleza^(75,78,82).

En base a las consideraciones anteriores sobre la necesidad de la conservación de la estructura dentaria remanente^(31,91) y la influencia de los diseños del perno sobre la aparición de fracturas radiculares^(58,164), conviene tomar en cuenta los planteamientos realizados por Jacobi y Shillingburg⁽⁷⁾, quienes afirman que los siguientes factores pueden reducir el riesgo de fractura radicular:

- Determinar la longitud máxima del perno, que sea compatible con el sellado apical y que no ponga en peligro la morfología radicular.
- Utilizar el diámetro de perno moderado, que no sea mayor de una tercera parte del diámetro de la raíz.
- Confeccionar un bisel externo, para que la restauración coronaria tenga un efecto *ferrule*.
- Mantener un ajuste pasivo, sin añadir presiones excesivas,
- que permitan que el proceso de cementación tenga suavidad durante la inserción.
- Utilizar pernos que posean canales de ventilación.
- Seleccionar pernos confeccionados en aleaciones biocompatibles que sean resistentes al proceso de corrosión.

Durante muchos años, en la restauración de los dientes tratados endodónticamente se le daba mayor importancia a la retención de la restauración y menos importancia a los factores que afectan la resistencia del diente a la fractura radicular^(26,32,58,73). Debido a esto, los diseños de pernos prefabricados generalmente se desarrollaron en base a criterios

erróneos, que cumplían más con principios de ingeniería que con principios biológicos⁽¹¹⁷⁾.

Para finalizar, la aparición de fracturas radiculares en dientes reconstruidos con pernos intrarradiculares metálicos se ha estudiado ampliamente, tanto en investigaciones clínicas^(58,90) como de laboratorio^(25,31,88,89,91,103,111,180,181,189). Los factores analizados, como la cantidad de estructura remanente^(31,91,111,189,190), la preparación del conducto radicular^(31,181), el diseño del perno^(25,58,88,90,103,180,189), la cantidad y dirección de las fuerzas oclusales^(89,103,189) y la adaptación del perno⁽¹⁹⁰⁾ demostraron influir sobre la aparición de estas fracturas.

Los diseños de pernos deben brindar retención, rigidez y permitir la conservación de la estructura dentaria⁽⁸⁵⁾. Se debe preferir los diseños de pernos pasivos^(25,88), evitar los diseños que incrementan la magnitud y la concentración de tensiones^(87,88,105), trabajar con aleaciones resistentes a la corrosión^(54,85,155,187) y utilizar el sistema *ferrule*^(97,183,184,191) o las técnicas adhesivas^(63,193) para reforzar la estructura radicular, en los casos que la cantidad de estructura dentaria remanente no

asegure el soporte y la resistencia adecuada a la restauración. El odontólogo deberá seleccionar el sistema de perno prefabricado intrarradicular metálico en base a estos parámetros con la finalidad de disminuir la incidencia de fracturas radiculares⁽⁶⁾.

III. DISCUSIÓN

El estudio del diente tratado endodóticamente genera controversias en cuanto al efecto del tratamiento endodóptico sobre las propiedades físicas y mecánicas de la dentina y la influencia de estos cambios en la aparición de fracturas radiculares. Inicialmente, estas fracturas se relacionaron con la supuesta fragilidad que presentaban estos dientes debido a la pérdida de humedad y elasticidad de la dentina^(1-4,14).

Sin embargo, pareciera que esta pérdida de humedad no es determinante en el debilitamiento de la estructura dentaria de los dientes tratados endodóticamente⁽¹⁴⁾. Además, cuando se compararon dientes extraídos, tratados endodóticamente y vitales, en cuanto a sus propiedades biomecánicas, no se encontraron diferencias, estadísticamente significativas, en cuanto a la dureza⁽¹²⁾, límite proporcional⁽¹³⁾, módulo de elasticidad⁽¹³⁾ y resistencia a la fractura⁽¹³⁾. Así como tampoco, se observó debilitamiento de la estructura dentaria ante fuerzas compresivas y tensionales⁽¹⁴⁾.

En realidad, la investigación ha demostrado que la pérdida de estructura, dentaria causada por el proceso de caries, los

procedimientos endodónticos y los restauradores, es uno de los principales factores relacionados con la aparición de fracturas radiculares en estos dientes^(8-13,23,24,29,30). Por lo tanto, se afirma que la cantidad de estructura dentaria remanente es uno de los más importantes para la selección del método de restauración del diente tratado endodónticamente^(30,32-34,36,37,55,59-61).

Los dientes que presentan grandes pérdidas de estructura dentaria se deben restaurar con el uso de un perno intrarradicular, a fin de brindar retención al material de reconstrucción coronaria^(5,28,33,34,142). Anteriormente se pensaba que el perno reforzaba la raíz debilitada de estos dientes^(28,57), sin embargo, se demostró que no existe ningún tipo de reforzamiento ante la fractura en los dientes reconstruidos con pernos intrarradicales^(28,58). Por el contrario, los dientes reconstruidos con estos pernos podrían tener una mayor susceptibilidad a las fracturas radiculares^(25,27,58,89,90,111).

La susceptibilidad a la fractura de los dientes reconstruidos con pernos intrarradicales metálicos se relaciona con la escasa cantidad de estructura dentaria remanente^(25,31,63,71,91,111,188) y

con las tensiones que se generan durante las técnicas endodónticas^(54,57,63,109,170,182), la inserción del perno^(54,109,180,189) y el diseño del mismo^(25,58,88,90,98,103,111,180). Esta concentración de tensiones puede incrementar el riesgo de fracturas ante las fuerzas oclusales^(25,88,103,180).

Recientemente, la investigación acerca de las características del diente tratado endodónticamente se ha orientado a determinar el efecto de los irrigantes, medicamentos, nuevos materiales y técnicas, sobre las propiedades físicas y mecánicas de la dentina⁽¹⁵⁻²²⁾.

Entre los irrigantes de mayor uso, se encuentra el hipoclorito de sodio en diferentes concentraciones; sus propiedades antibacterianas, lubricantes y su capacidad de disolver tejido orgánico facilitan la preparación endodóntica de los conductos radiculares. Sin embargo, se le atribuye la capacidad de disminuir la microdureza dentinaria cuando se le utiliza sólo, por períodos prolongados^(17,18,22) o en combinación con otros irrigantes como el peróxido de hidrógeno⁽¹⁵⁾ y el EDTA^(16,21).

Pareciera que la capacidad del hipoclorito de sodio de disolver el contenido orgánico de la dentina facilita la

penetración de otras sustancias, como el EDTA, dentro de los túbulos dentinarios con una consecuente acción desmineralizante⁽¹⁶⁾.

En cuanto al uso de agentes quelantes, como el EDTA, se señala que, *per se*, ocasionan la desmineralización y la disminución de la microdureza dentinaria^(15,16). Se dice que su efecto depende de la profundidad y el tiempo de aplicación, del pH y la concentración⁽¹⁶⁾.

De la misma forma, se señala que el uso prolongado del hidróxido de calcio y el MTA pueden disminuir la resistencia a la fractura de la dentina radicular, probablemente por la alcalinidad de estos materiales⁽¹⁸⁾.

Dentro de los estudios sobre las características de los dientes tratados endodóticamente⁽¹¹⁻²²⁾, se debe reconocer que existen contradicciones, mientras que las investigaciones sobre dientes extraídos no señalan diferencias en las propiedades físicas entre los dientes tratados y los no tratados endodóticamente⁽¹¹⁻¹⁴⁾, los estudios sobre el efecto de los irrigantes y medicamentos que se emplean durante la terapia endodóptica demuestran que existe una evidente acción

desmineralizante que afecta la microdureza, módulo de elasticidad, resistencia a la flexión y resistencia a la fractura de la estructura dentinaria⁽¹⁵⁻²²⁾.

Se consideran importantes las consecuencias clínicas de estos resultados, pues la investigación *in vitro* demostró que los irrigantes y medicamentos endodónticos son capaces de ocasionar cambios en las propiedades biomecánicas de la dentina, sin embargo, clínicamente no se ha demostrado que estos cambios aumenten el riesgo de aparición de fracturas radiculares en el diente tratado endodónticamente.

Naturalmente, sin restar importancia a la acción antiséptica proporcionada por los irrigantes y medicamentos endodónticos, se recomienda realizar más investigaciones que determinen, a largo plazo, el papel de la terapia endodóntica en la resistencia a la fractura de los dientes tratados endodónticamente. Se deben evaluar las variables, tales como, la cantidad de estructura dentaria remanente, el tipo de irrigante, la preparación del conducto, el tipo de perno, las restauraciones defectuosas y las cargas oclusales, pues es importante diferenciar cuál o cuáles de ellas son responsables de la aparición de fracturas en este diente durante la función. De esta forma, se podrá orientar la

investigación hacia el control de los factores que resulten determinantes en el incremento del riesgo de fracturas de este diente.

Desde el punto de vista endodóntico, cuando se va a reconstruir un diente con un perno intrarradicular es necesario tomar en cuenta diversos factores relacionados con el diente para poder predecir el éxito de la restauración. En primer lugar, es necesario conocer la longitud y la morfología radicular, estas dimensiones permitirán establecer un límite biológico, a fin de evitar la perforación o el debilitamiento de las paredes radiculares⁽⁶⁵⁾.

De la misma forma, se debe evaluar la calidad del tratamiento de conducto, entre los criterios a considerar se menciona la evaluación de la obturación endodóntica, en cuanto a su longitud, homogeneidad, adaptación a los paredes del conducto⁽¹¹²⁾ y sellado apical^(33,128,129); También se debe considerar la presencia de perforaciones, omisión de conductos, lesiones periapicales⁽¹³⁰⁾, fístulas e inflamación⁽¹³¹⁾.

Otro factor importante es la presencia de un adecuado sellado coronario que proteja la obturación endodóntica del

medio bucal⁽¹²⁸⁾. Se contraindica el uso de cementos a base de óxido de zinc eugenol como selladores coronarios a largo plazo y se recomienda el uso de restauraciones adhesivas⁽¹⁸⁰⁾ o ionómero de vidrio⁽¹³⁵⁾.

Los conductos radiculares expuestos al medio bucal se deben retratar endodónticamente antes de la colocación de la restauración definitiva, pues se ha demostrado que los materiales de obturación endodóntica se pueden disolver y permitir la penetración bacteriana^(137,140,139). Sin embargo, no se ha establecido el tiempo exacto en que se presenta la recontaminación, los estudios varían en función del tipo de bacteria⁽¹³⁷⁾, el tipo de sellador endodóntico⁽¹³⁹⁾ y el cemento provisional⁽¹³³⁻¹³⁵⁾. Cada caso se deberá evaluar de forma individual en base a sus características clínicas, radiográficas y tipo de restauración.

En cuanto a la desobturación del conducto radicular existen diversos criterios para determinar la longitud apropiada^(33,55,100,117). La finalidad es brindar una adecuada retención al perno intrarradicular, sin poner en riesgo el sellado apical⁽¹⁴⁸⁾. Diversos estudios determinaron la cantidad de filtración apical posterior a la desobturación

radicular, dentro de los métodos de investigación se mencionan las pruebas de penetración de tinta^(146,156), el método electroquímico⁽¹⁵⁴⁾ y señales radioactivas en un sistema a presión^(148,153).

La mayoría de estudios señala que la filtración disminuye a medida que aumenta la cantidad de sellado apical^(146,154,156). Se señala que se necesitan entre 4 mm^(146,148,156) y 5 mm de gutapercha para asegurar un adecuado sellado apical^(148,153,154). Sin embargo, existen además otros factores que determinan la cantidad de sellado apical que debe permanecer posterior a la desobturación radicular, se señala la presencia de curvaturas apicales que pueden poner en riesgo la integridad de las paredes del conducto⁽⁵⁹⁾ y las variaciones en la microanatomía radicular⁽¹⁵³⁾; aproximadamente un 27,4% de las ramificaciones del conducto radicular se encuentra entre los 3 y 5 mm apicales de la raíz⁽¹⁵⁷⁾. La suma de todos estos factores determina que se prefiera mantener 5 mm de sellado apical.

Desde el punto de vista protésico, los factores determinantes para la selección del diseño, la longitud y el diámetro del perno intrarradicular prefabricado son la cantidad de tejido remanente, la forma y longitud de la raíz, el soporte

periodontal, la ubicación del diente en la arcada, la oclusión y la estética^(58,71,81). De esta forma, la selección de un perno intrarradicular determinado originará cambios en la retención, en la distribución de tensiones hacia la raíz y en la frecuencia de fracturas radiculares^(58,71,81).

Existen dos alternativas para la reconstrucción con pernos intrarradicales metálicos, los pernos colados y los prefabricados^(5,7). Estos tipos de pernos poseen características que los diferencian en cuanto a su distribución de tensiones^(172,174,175) e incidencia de fracturas radiculares⁽⁵⁸⁾.

Específicamente, los pernos intrarradicales prefabricados metálicos brindan al odontólogo una amplia gama de diseños^(33,61), permiten su instalación en un menor tiempo^(3,33,61,65,66,71-73) y a un menor costo^(3,33,61,65,71). Las ventajas de este sistema han incrementado su uso en la reconstrucción de dientes tratados endodónticamente, por lo tanto, es de gran importancia conocer cómo distribuyen las tensiones y su influencia sobre la aparición de fracturas radiculares.

Los diseños de pernos prefabricados de uso más común en

la odontología son el perno pasivo cónico, el perno pasivo paralelo, y los pernos activos^(6,7,58,77). Los diseños pasivos se retienen por el agente cementante y son menos retentivos que los pernos activos^(6,25,56,68,71,88,105-108).

Los pernos pasivos cónicos presentan la menor concentración de tensiones durante su inserción, sin embargo, bajo la aplicación de fuerzas tienden a concentrar tensiones en la porción coronaria de la raíz con franjas de tensión de bajo orden alrededor de la longitud radicular y a crear el llamado efecto de cuña^(81-84,113,171,173,178). Estos pernos, generalmente, fallan por desalojamiento^(56,71,80), sin embargo, algunos autores afirman que debido al efecto de cuña pueden causar fractura radicular en sentido vertical u oblicuo^(58,83).

Por el contrario, Weine, Wax y Wenckus⁽⁷⁹⁾ afirman que este diseño es confiable, pues no requiere fresas para la preparación del conducto y no debilita la raíz apicalmente. Estos hallazgos contradicen clínicamente los análisis de tensiones que afirman que este diseño crea un efecto de cuña y causa fracturas verticales y oblicuas; probablemente, esta contradicción podría tener relación con el método de reconstrucción utilizado, los dientes de este estudio se reconstruyeron con el sistema *ferrule*

y se restauraron con coronas coladas o incrustaciones con protección cuspídea, por lo tanto, sería conveniente realizar investigaciones con un diseño experimental, que controle estas variables para esclarecer el comportamiento de estos pernos.

El perno pasivo de lados paralelos es uno de los sistemas de mayor uso, su comportamiento ha resultado exitoso tanto en pruebas de laboratorio como clínicamente, entre los diseños más conocidos se encuentra el sistema Para-Post[®]. La configuración paralela de este diseño brinda una retención superior a la cónica^(6,7,55,56,58,76,77) y tiene un comportamiento libre de tensiones durante su inserción, previo a la aplicación de cargas posteriormente, durante la aplicación de cargas compresivas, generalmente, distribuye las tensiones uniformemente^(25,56,81,84,87,88,103,109,113,173).

Cuando se evaluó el diseño Para-Post Plus[®], Yaman y Thorsteinsson⁽¹⁷⁴⁾ encontraron, durante la inserción, un ligero incremento de las tensiones en el tercio medio y apical de la raíz. Estos autores afirman que esto se podría relacionar con los espirales acanalados de este diseño que disminuyeron la ventilación durante la cementación. Ante estos hallazgos se recomienda comparar la presión hidrostática que se genera

durante la cementación del Para-Post[®] tradicional y el Para-Post Plus[®].

Por último, algunos investigadores afirman que ambos diseños tienden a acumular tensiones en el ápice del perno bajo la aplicación de fuerzas compresivas, debido a que no poseen un hombro coronario que evite la intrusión en el conducto^(81,87,170,174).

La falla que presenta este sistema, generalmente, es del medio cementante, debido a que estos pernos no ajustan íntimamente al conducto radicular, por lo tanto el agente cementante tiene un mayor grosor y permite así la falla del agente cementante^(25,58,88,90,103,190). Además, la reconstrucción coronaria, confeccionada en resina o amalgama, permite la falla del sistema por fractura del material de reconstrucción antes que la fractura radicular^(74,89,111). Se recomienda la realización de nuevas investigaciones que comparen el perno Para-Post[®], que ha demostrado ser un sistema exitoso tanto en pruebas clínicas^(58,90), como de laboratorio^(56,80,85-89), con los nuevos diseños de pernos prefabricados.

En relación a los pernos activos, el de punta bífida

Flexi-Post[®] presenta durante su inserción y bajo la aplicación de fuerzas un incremento de las tensiones^(87,117,110) y, generalmente, una concentración mayor y asimétrica de las mismas, en la porción coronaria donde las roscas engranan con mayor profundidad^(87,109). Sin embargo, Metnik *et al.*⁽¹⁰⁹⁾ encontraron, en modelos fotoelásticos, que estos pernos desarrollaron mayores tensiones en apical y lo atribuyen a que presenta una pequeña área de contacto con la cabeza del perno, que no limita su intrusión en el conducto.

Por el contrario, Cohen *et al.*⁽¹⁰⁷⁾ afirman que este diseño genera tensiones mínimas luego de su inserción y que distribuye tensiones coronarias simétricas bajo la aplicación de cargas, debido a su configuración paralela y a su mayor retención.

Pareciera que la distribución de tensiones de este diseño aun presenta contradicciones, por ello se recomienda realizar nuevos estudios con un diseño experimental que controle la cantidad de fuerza que se aplica durante su inserción y la adaptación del hombro de su diseño dentro de la estructura dentaria, para evitar su intrusión durante la aplicación de fuerzas.

Con relación a las fracturas radiculares, existe coincidencia en que este diseño las ocasiona, esto se ha relacionado con dos características del perno: su diseño activo con roscas que engranan profundamente en la porción coronaria de la raíz^(25,88,103,111) y por la punta bífida flexible, que permitiría ante la aplicación de fuerzas, que el perno tienda a flexionarse ocasionando fractura radicular.^(25,111).

Los pernos paralelos activos, como el Kurer[®] y el Radix[®] brindan suficiente retención, pero presentan una distribución desfavorable de tensiones durante su inserción y la función^(84,109,113). El Dentatus[®], perno cónico activo, presenta la mayor concentración de tensiones de todos los sistemas de perno (activos y pasivos) durante su inserción y la función; además, presentan la mayor tendencia a ocasionar fracturas radiculares^(111,180,189), seguramente debido a su diseño activo y a su configuración cónica^(56,81,84,173,189).

No se observaron diferencias en la resistencia a la fractura, bajo fuerzas compresivas, de dientes que conservaban al menos 2 mm de estructura coronaria remanente, que fueron reconstruidos con diferentes diseños de pernos prefabricados activos, pasivos y colados^(97,183,184,191), sin embargo, se

recomiendan más estudios que permitan evaluar el comportamiento del perno intrarradicular con la restauración coronaria instalada.

Por último, el análisis de tensiones^(54,82,84,107,169,173-176) y los estudios de fractura *in vitro*^(25,31,74,88,89,91,103,111,180,181,189,190), se deben interpretar cuidadosamente, por la dificultad de simular las condiciones de la cavidad bucal, como la ausencia del ligamento periodontal^(181,183,190), la aplicación de fuerzas aisladas que no simulan las fuerzas cíclicas de la masticación^(90,103,193) y la ausencia de restauración coronaria, generalmente, presente en la cavidad bucal^(90,183). Se recomienda realizar más investigaciones clínicas, que evalúen la influencia del diseño del perno intrarradicular prefabricado metálico sobre la aparición de fracturas radiculares.

Debido a que el diente tratado endodónticamente podría ser más susceptible a la fractura por la pérdida de la estructura dentaria^(8-13,23,24,29,30), el efecto desmineralizante que ejercen ciertos materiales endodónticos⁽¹⁵⁻²²⁾, la sobrepreparación del conducto radicular^(31,57,82,97,117,170), la aplicación de fuerzas excesivas durante la obturación endodóntica^(54,57,63,170,182), la colocación de un perno intrarradicular^(7,57,82,103,178,180,181), las

fuerzas oclusales^(170,178) y la ausencia de una restauración extracoronaria^(57,74,97,181,183,184). Uno de los objetivos de la restauración del diente tratado endodónticamente es crear un diseño en el cual la estructura dentaria se preserve en el caso que la restauración falle⁽¹⁹⁰⁾. Por esta razón, la retención del sistema de perno no debe condicionar la selección del mismo, es preferible incrementar la retención con el uso de configuraciones paralelas, diferentes texturas o con el uso de sistemas adhesivos de cementación, de esta forma la falla del sistema tenderá a producir desalojamiento del perno sin involucrar la fractura radicular.

La colocación de un perno intrarradicular altera los patrones de tensión durante la inserción y la función del mismo⁽¹⁷¹⁾, por lo tanto, la selección del diseño más adecuado permitirá disminuir estas tensiones y evitar la fractura radicular^(87,180), sin embargo, no existirá un diseño de perno ideal, si no se cuidan los procedimientos previos a su colocación como son el respeto al sellado apical y el debilitamiento o adelgazamiento de las paredes del conducto, con el fin de colocar pernos de mayor diámetro^(31,32,54) o que ajusten íntimamente a las paredes del conducto⁽¹⁹⁰⁾. Estos procedimientos solo incrementarán la retención del perno en

detrimento de la integridad de la raíz.

Se considera que cuando los pernos concentran tensiones asimétricas, lo ideal es que estas se concentren en la porción coronaria donde hay mayor cantidad de tejido dentario. Además, si existe riesgo de fractura se podría incrementar la resistencia a la fractura del diente, con la utilización de un collar metálico en la restauración coronaria^(77,146,163) o con el uso del sistema *ferrule*^(97,191).

Existe coincidencia en que el diseño de perno intrarradicular prefabricado metálico más exitoso será el que tenga un comportamiento pasivo durante su inserción y cementación, distribuya las tensiones uniformemente durante la función^(71,73,81,84,87,174) y que en caso de falla del sistema, permita la falla del agente cementante antes que la fractura radicular^(58,88,90,103,190).

IV. CONCLUSIONES

1. La disminución de la resistencia a la fractura del diente tratado endodónticamente se debe, principalmente, a la pérdida de tejido dentario por el proceso carioso, los procedimientos endodónticos y los restauradores.
2. Los irrigantes y medicamentos endodónticos ejercen una acción desmineralizante sobre la estructura dentaria que ocasiona alteraciones en las propiedades biomecánicas de la dentina. Se desconoce su implicación clínica en la aparición de fracturas radiculares.
3. Para evaluar la condición del tratamiento endodóntico se debe valorar la calidad de la obturación en cuanto a su longitud, homogeneidad, adaptación a las paredes del conducto y sellado apical y coronario. Además, se debe considerar la presencia de perforaciones, omisión de conductos, lesiones periapicales, fístulas e inflamación.
4. El material de obturación endodóntico remanente a la desobturación, durante la preparación del espacio para el perno intrarradicular, deberá actuar como una barrera

contra la microfiltración de los microorganismos y sus productos. Se recomienda que permanezca al menos 5 mm de obturación con gutapercha para asegurar un adecuado sellado apical.

5. El perno intrarradicular metálico no refuerza el diente tratado endodónticamente; su uso se justifica, únicamente, en aquellos casos que la cantidad de pérdida de estructura dentaria ponga en riesgo la retención del material de reconstrucción coronario.
6. Para la utilización de los pernos prefabricados se recomienda seleccionar, preferiblemente, dientes con raíces rectas, anchas y voluminosas, de una adecuada longitud, con suficiente estructura coronaria remanente y con un apropiado soporte periodontal, para disminuir el riesgo de fractura radicular, perforación de la raíz o alteración del sellado apical.
7. La colocación de un perno intrarradicular prefabricado metálico afecta la distribución de tensiones dentro del conducto radicular, durante su inserción y bajo la aplicación de cargas.

8. El incremento de la longitud del perno reduce la concentración de las tensiones radiculares e incrementa la retención del sistema, por el contrario, el incremento de su diámetro aumenta su rigidez pero pone en peligro la estructura radicular y no proporciona beneficios significativos a la retención.
9. Los patrones de tensión varían en función del diseño del perno, de la magnitud y la dirección de las fuerzas aplicadas y de la integridad de la estructura dentaria. El incremento en la concentración de estas tensiones aumenta el riesgo de fractura radicular.
10. La forma de retención, la configuración geométrica y la textura superficial determinan el diseño del perno prefabricado metálico. Entre estos diseños se encuentran los pernos pasivos cónicos y paralelos y los pernos activos cónicos, paralelos y los de punta bífida.
11. Los sistemas de pernos pasivos cónicos son los menos retentivos, son pasivos durante su inserción, sin embargo, pareciera que bajo la aplicación de cargas concentran tensiones, que ocasionan un efecto de cuña que se ha

relacionado con la aparición de fracturas verticales u oblicuas.

12. Los diseños de pernos pasivos paralelos de superficie dentada son pasivos durante su inserción, con ellos se logra una adecuada retención, distribuyen de manera uniforme las tensiones radiculares y en caso de presentar fallas, generalmente, no involucran la fractura radicular.
13. Los diseños de pernos activos son los sistemas más retentivos, acumulan gran cantidad de tensiones durante su inserción y la función del sistema. Las tensiones, generalmente, se ubican alrededor de las roscas y se modifican de acuerdo a la configuración geométrica del perno. Por lo general, las fallas involucran la fractura radicular.
14. Entre los sistemas de pernos prefabricados se deben preferir los diseños que en caso de falla protejan la estructura dentaria de la fractura, al favorecer la falla del agente cementante o la fractura de la reconstrucción coronaria. Los diseños que mejor se adaptan a estas recomendaciones son los que brindan retención pasiva,

poseen una configuración paralela y un canal de ventilación.

15. Se recomienda realizar investigaciones *in vivo* que permitan evaluar la influencia de los diferentes diseños de pernos intrarradiculares prefabricados metálicos en la distribución de tensiones y la incidencia de fracturas radiculares, con variables como la cantidad de estructura dentaria remanente, el efecto de la restauración coronaria y la oclusión.

V. REFERENCIAS

1. Baum L, Phillips R, Lund M. Refuerzo del Diente Tratado en Endodoncia. En: Baum L, Phillips R, Lund M, editores. Tratado de Operatoria Dental. 3ra. Edición. Mexico: Mc Graw Hill Interamericana; 1996. p. 605-629.
2. Rosen H. Operative Procedures on mutilated endodontically treated teeth. J Prosthet Dent 1961; 11(5): 973-986.
3. Johnson JK, Schwartz NL, Blackwell RT. Evaluation and restoration of endodontically treated posterior teeth. J Am Dent Assoc 1976; 93:597-605.
4. Helfer A, Melnick S, Schilder H. Determination of the moisture content of vital and pulpless teeth. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 1972; 34: 661-669.
5. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett S. Restauración del Diente Tratado Endodónticamente. En: Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett S, editores. Fundamentos Esenciales en Prótesis Fija. 3ra. Edición. Barcelona-España: Editorial Quintessence; 2000. p. 85-209.
6. Robbins JW. Restauración de Dientes Tratados Endodónticamente. En: Schwart R, Summit J, Robbins W, editores. Fundamentos en Odontología Operatoria. Colombia: D´Vinni Editorial Ltda; 1999. p. 321-336.
7. Jacobi R, Shillingburg HT. Pins, dowels, and other retentive devices in posterior teeth. Dent Clin North Am 1993; 37(3): 367-390.
8. Vale WA. Cavity preparation. J Am Dent Assoc 1956; 2:33-41.

9. Mondelli J, Steagall L, Ishikiriyama A, Lima M, Soares F. Fracture strength of human teeth with cavity preparations. *J Prosthet Dent* 1980; 43(4): 419-422.
10. Larson TD, Douglas WH, Geistfeld RE. Effect of prepared cavities on the strength of teeth. *Oper Dent* 1981; 6:2-5.
11. Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *J Endod* 1989; 15:512.
12. Lewinstein I, Grajower R. Root dentin hardness of endodontically treated teeth. *J Endod* 1981; 7: 421-422.
13. Sedgley CM, Messer HH. Are endodontically treated teeth more brittle?. *J Endod* 1992; 18: 332-335.
14. Huang T, Schilder H, Nathanson D. Effects of moisture content and endodontic treatment on some mechanical properties of human dentin. *J Endod* 1992; 18(5): 209-215.
15. Saleh A, Ettman W. Effect of endodontic irrigation solutions on microhardness of root canal dentin. *J Dent* 1999; 27: 43-46.
16. Doğan H y Çalt S. Effects of chelating agents and sodium hypochlorite on mineral content of root dentin. *J Endod* 2001; 27(9): 578-580.
17. Slutzky-Goldberg I, Liberman R, Heling I. The effect of instrumentation with two different file types, each with 2,5% NaOCl irrigation on the microhardness of root dentin. *J Endod* 2002; 28(4): 311-312.
18. White J, Lacefield W, Chavers L, Eleazer P. The effect of three commonly used endodontic materials on the strength

and hardness of root dentin. J Endod 2002; 28(12): 828-830.

19. Sim TP, Knowles JC, Shelton J, Gulabivala K. Effect of sodium hypochlorite on mechanical properties of dentine and tooth surface strain. Int Endod J 2001; 34(2): 120-32.
20. Grigoratos D, Knowles J, Ng YL, Gulabivala K. Effect of exposing dentine to sodium hypochlorite and calcium hydroxide on its flexural strength and elastic modulus. Int Endod J. 2001; 34(2): 113-9.
21. Eldeniz A, Erdermir A, Belli S. Effect of EDTA and Citric Acid solutions on the microhardness and the roughness of human root canal dentin. J Endod 2005; 31(2): 107-110.
22. Slutzky-Goldberg I, Maree M, Liberman R, Heling I. Effect of sodium hypochlorite on dentin microhardness. J Endod 2004; 30(12):880-882.
23. Zillich R, Yaman P. Effect of root curvature on post length in restoration of endodontically treated premolars. Endod Dent Traumatol 1985; 1:135-137.
24. Rubio AJ, Segura JJ. La protección cuspldea en la restauraci3n del diente tratado endod3nticamente. Endodoncia 1998; 16(2): 81-85.
25. Stockton LW; Williams PT, Clarke CT. Post retention and post core shear bond strength. Oper Dent 2000; 25: 441-447.
26. Sorensen JA, Martinoff JT. Intracoronal reinforcement and coronal coverage: A study of endodontically treated teeth. J Prosthet Dent 1984; 51: 780-784.

27. Lovdahl PE, Nicholls JI. Pin retained amalgam vs cast gold dowel cores. *J Prosthet Dent* 1977; 38: 507.
28. Guzy G, Nicholls J. In vitro comparison of intact endodontically treated teeth with and without endo post reinforcement. *J Prosthet Dent* 1979; 42:39-44.
29. Assif D, Gorfil C. Biomechanical consideration in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1994; 71: 565-567.
30. Johnson ME, Stewart GP, Nielsen CJ, Hatton JF. Evaluation of root reinforcement of endodontically treated teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2000; 90: 360-4.
31. Trabert KC, Caput AA, Abou-Rass M. Tooth fracture a comparison of endodontic and restorative treatments. *J Endod* 1978; 4 (11): 341-345.
32. Mattison GD. Photoelastic stress analysis of cast-gold endodontic posts. *J Prosthet Dent* 1982; 48: 407-411.
33. Halpern BG. Restoration of endodontically treated teeth. *Dent Clin North Am* 1985; 29 (2):293-303.
34. McLean A. Criteria for the predictably restorable endodontically treated tooth. *J Can Dent Assoc* 1998; 64 (9): 652-6.
35. Frank AL. Protective coronal coverage of the pulpless tooth. *J Am Dent Assoc* 1959; 59: 895-900.
36. Ulusoy N, Nayyar A, Morris C, Fairhurst C. Fracture durability of restored functional cusps on maxillary non vital premolar teeth. *J Prosthet Dent* 1991; 66(3): 330-335.

37. Smith CT, Schuman NJ, Wasson W. Criterios biomecánicos para la evaluación de sistemas de muñón y perno prefabricados: guía para el odontólogo restaurador. Quintessence (ed. esp.) 1999; 12 (10): 636-643.
38. Fissore B, Nicholls JI, Yuodelis RA. Load fatigue of teeth restored by a dentin bonding agent and a posterior composite resin. J Prosthet Dent 1991; 1: 80-85.
39. Nayyar A, Walton RE, Leonard LA. An amalgam coronal radicular dowel and core technique for endodontically treated posterior teeth. J Prosthet Dent 1980, 5: 511-515.
40. Kane JJ, Burgess JO, Summitt JB. Fracture resistance of amalgam coronal-radicular restorations. J Prosthet Dent 1990; 63: 607-13.
41. Markley MR. Pin reinforcement and retention of amalgam foundations and restorations. J Am Dent Assoc 1958; 56: 675-679.
42. Outhwaite WC, Garman TA, Pashley DH. Pin vs. Slot retention in extensive amalgam restorations. J Prosthet Dent 1979; 41: 396-400.
43. Macpherson LC, Smith BG. Reinforcement of weakened cusps by adhesive restorative material: an *in vitro* study. Br Dent J 1995; 178: 341-344.
44. Trope M, Tronstand L. Resistance to fracture of endodontically treated premolars restored with glass ionomer cement or acid etch composite resin. J Endod 1991; 17 (6): 257-259.
45. Hilton TJ. Restauraciones directas de resina en el sector posterior. En: Schwart R, Summit J, Robbins W, editores.

Fundamentos de Operatoria Dental. Colombia: D'Vinni Editorial Ltda; 1999. p. 207-228.

46. Sheth JJ, Fuller JL, Jensen ME. Cuspal deformation and fracture resistance of teeth with dentin adhesives and composites. J Prosthet Dent 1988; 60: 560-569.
47. Tilk MA, Lommel TJ, Gerstein H. A study of mandibular and maxillary root widths to determine dowel size. J Endod 1979; 5:79-82.
48. Davis SP, Summitt JB, Mayhew RB, Hawley RJ. Self threading pins and amalgam pins compared in resistance form for complex amalgam restorations. Oper Dent 1983; 8: 88-93.
49. Standlee JP, Collard EW, Caputo AA. Dentinal defects caused by some twist drills and retentive pins. J Prosthet Dent 1970; 24: 185-192.
50. Dilts WE, Welk DA, Laswell HR, George L. Crazing of tooth structure associated with placement of pins for amalgam restorations. J Am Dent Assoc 1970; 81(2): 387-391.
51. Moffa JP, Razzano MR, Doyle MG. Pins a comparison of their retentive properties. J Am Dent Assoc 1969; 78: 529-535.
52. Goldstein PM. Retention pins are friction locked without use of cement. J Am Dent Assoc 1966; 73: 1103-1106.
53. Durkowski JS, Pelleu GB, Harris RK, Harper RH. Effect of diameters of self-threading pins and channel locations on enamel crazing. Oper Dent 1982; 7(3):86-91.
54. Hunter AJ, Feiglin B, Williams JF. Effects of post placement

- on endodontically treated teeth. J Prosthet Dent 1989; 62: 166-172.
55. Loyo K. Pernos Intrarradiculares Prefabricados. Tesis de escalafón. Caracas: Facultad de Odontología U.C.V., 1995.
 56. Ruemping DR, Lund MR, Schnell RJ. Retention of dowels subjected to tensile and torsional forces. J Prosthet Dent 1979, 41:159-162.
 57. Nergiz I, Schmage P, Platzer U, McMullan-Vogel C. Effect of different surface textures on retentive strength of tapered posts. J Prosthet Dent 1997; 78(5): 451-57.
 58. Sorensen J, Martinoff J. Clinically significant factors in dowel design. J Prosthet Dent 1984; 52 (1): 28-34.
 59. Caputo AA, Standlee JP. Pin and posts. Why, When and How. Dent Clin North Am 1976; 20 (2): 299-311.
 60. Ziebert GJ. Restauración de Dientes Tratados Endodónticamente. En: Malone WF, Koth DL, editores. Tylman's Teoría y Práctica en Prostodoncia Fija. Octava edición. Caracas-Venezuela: Actualidades Médico Odontológicas Latinoamérica, C.A; 1993. p. 407-418.
 61. Cadafalch E, Cadafalch J, Caban G. Reconstrucción de dientes endodonciados. En: Cadafalch E, Cadafalch J, Caban G, editores. Manual Clínico de Prótesis Fija. Barcelona-España: Harcourt Brace de España; 1998. p. 43-47.
 62. Sorensen JA, Martinoff JT. Endodontically treated teeth as abutments. J Prosthet Dent 1985; 53: 631-636.
 63. Saupe WA, Gluskin AH, Radke RA. A comparative study of

fracture resistance between morphologic dowel and cores and a resin reinforced dowel system in the intraradicular restoration of structurally compromised roots. *Quintessence Int* 1996; 27: 483-491.

64. Baratieri LN, Caldeira MA, Müller A, Ritter AV. Influence of post placement in the fracture resistance of endodontically treated incisors veneered with direct composite. *J Prosthet Dent* 2000; 84(2): 180-184.
65. Radke RA, Eismann HF. Restauración Postendodóncica. En: Cohen S, Burns R, editores. *Los Caminos de la Pulpa*. 5ta. Ed. Mexico DF: Editorial Médica Panamericana; 1994. p. 823-871.
66. DeSort KD. The prosthodontic use of endodontically treated teeth: Theory and biomechanics of post preparation. *J Prosthet Dent* 1983; 49: 203-206.
67. Sadan A, Elliot R, Raigrodski AJ. Planificación del tratamiento para fabricación de perno-muñón en molares mandibulares con grandes destrucciones. *Quintessence (ed. esp.)* 1999; 12 (9): 587-591.
68. Chapman KW, Worley JL, Von Fraunhofer JA. Retention of prefabricated posts by cement and resins. *J Prosthet Dent* 1985; 54: 649-651.
69. Ben-Amar A, Gontar G, Fitzig S, Urstein M, Liberman R. Retention of prefabricated posts with dental adhesive and composite. *J Prosthet Dent*. 1986; 56(6): 681-684.
70. Fox K, Gutteridge DL. An in vitro study of coronal microleakage in root canal treated teeth restored by the post and core technique. *Int Endod J* 1997; 30: 361-368.

71. Stockton LW. Factors Affecting retention of post systems. A literature review. J Prosthet Dent 1999; 81: 380-385.
72. Rosen H. Dissolution of cement, root caries, fracture and retrofit of post and cores. J Prosthet Dent 1998; 80: 511-513.
73. Hudis SI, Goldstein GR. Restoration of endodontically treated teeth: A review of the literature. J Prosthet Dent 1986; 55: 33-37.
74. Fraga RC, Chaves BT, Mello GS. Fracture resistance of endodontically treated roots after restoration. J Oral Rehabil 1998; 25: 809-813.
75. Goerig AC, Mueninghoff LA. Management of the endodontically treated tooth. Part I: Concept for restorative design. J Prosthet Dent 1983; 49(3): 340-345.
76. Lamberg-Hansen H, Asmunssen E. Mechanical properties of endodontic posts. J Oral Rehab 1997; 24: 882-887.
77. Miller AW. Post and Core systems: Which one is best? J Prosthet Dent 1982; 48:27-38.
78. Deutsch AS, Musikant BL, Cavallari J, Lepley J. Prefabricated dowels: A literature review. J Prosthet Dent 1983; 49(4): 498-503.
79. Weine FS, Wax AH, Wenckus CS. Retrospective study of tapered, smooth post systems in place for ten years or more. J Endod 1991; 17: 293-297.
80. Colley IT, Hampson EL, Lehman ML. Retention of post crowns. Br Den J 1968; 124: 63-69.

81. Standlee JP, Caputo AA, Collard EW, Pollack MH. Analysis of stress distribution by endodontic posts. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1972; 33: 952-960.
82. Kayser AF, Leempoel JB, Snoek PA. The metal and composite core combination. *J Oral Rehabil* 1987; 14: 3-11.
83. Morgano SM. Restoration of pulpless teeth: Application of traditional principles in present and future contexts. *J Prosthet Dent* 1996; 75: 375-80.
84. Standlee JP, Caputo AA, Holcomb JP. The Dentatus screw: comparative stress analysis with other endodontic dowel designs. *J Oral Rehabil* 1982; 9: 23-33.
85. Purton DG, Chandler NP, Love RM. Rigidity and retention of root canal post. *Br Dent J* 1998; 184(6): 294-296.
86. Cohen BI, Condos S, Musikant B, Deutsch A. Pilot study comparing the photoelastic stress distribution for four endodontic post systems. *J Oral Rehabil* 1996; 23(10): 679-685.
87. Burns DA, Krause WR, Douglas HB, Burns DR. Stress distribution surrounding endodontic posts. *J Prosthet Dent* 1990; 64(4):412-418.
88. Burns DR, Douglas HB, Moon PC. Comparison of the retention of endodontic post after preparation with EDTA. *J Prosthet Dent* 1993; 69 (3): 262-266.
89. Chan RW, Bryant RW. Post core foundations for endodontically treated posterior teeth. *J Prosthet Dent* 1982; 48 (4): 401-406.
90. Torbjörner A, Karlsson S, Ödman PA. Survival rate and

failure characteristics for two post designs. J Prosthet Dent 1995; 73(5): 439-444.

91. Tjan AHL, Whang SB. Resistance to root fracture of dowel channels with various thickness of buccal dentin walls. J Prosthet Dent 1985; 53: 496-500.
92. Baraban DJ. A simplified method for making posts and cores. J Prosthet Dent 1970; 24: 287-297.
93. Stegaroiu R, Yamada H, Kusakari H, Miyakawa O. Retention and failure mode after cyclic loading in two post and core systems. J Prosthet Dent 1996; 75(5): 506-11.
94. Cohen BI, Pagnillo M, Condos S, Deutsch AS. Comparison of the torsional forces at failure for seven endodontic post systems. J Prosthet Dent 1995; 74(4): 350-357.
95. Cohen BI, Musikant BL, Deutsch AS. Comparison of the retentive properties of two hollow-tube post systems to those of a solid post design. J Prosthet Dent 1993; 70: 234-238.
96. Mosen PJ, Nicholls JI, Van Hassel HJ. An in vitro comparison of retention between a hollow post and core and a solid post and core. J Endod 1984; 10: 91-95.
97. Milot P, Stein S. Root fracture in endodontically treated teeth related to post selection and crown design. J Prosthet Dent 1992; 68 (3): 428-35.
98. Zmener O. Adaptation of threaded dowels to dentin. J Prosthet Dent 1980; 43: 530-535.
99. Musikant BL, Deutsch AS, Cavallari J. A new prefabricated post and core system. J Prosthet Dent 1984; 52: 631-34.

100. Deutsch AS, Musikant BL. The Flexi-Post as a tap in post placement. *J Prosthet Dent* 1985; 53: 637-40.
101. Ross RS, Nicholls JI, Harrington GW. A comparison of strain generated during placement of five endodontic posts. *J Endod* 1991; 17: 450-456.
102. Cohen BI, Musikant BL. The Flexi Flange post system and its clinical use. *Compend Contin Educ Dent* 1994; 15: 1124-1128.
103. Greenfeld RS, Roydhouse RH, Marshall FJ, Schoner B. A comparison of two post systems under applied compressive-shear loads. *J Prosthet Dent* 1989; 61 (1): 17-24.
104. Musikant BL, Deutsch AS, Cohen BI. Presentation of a new Flexi Flange post system for clinical use. *J Oral Rehabil* 1995; 22:435-437.
105. Lepe X, Bales DJ, Johnson GH. Evaluación de la tensión de desalojamiento de dos sistemas de pernos prefabricados experimentales. *Oper Dent* 1996; 21: 209-212.
106. Cohen BI, Penugonda B, Pagnillo M, Schulman A, Hittelman E. Torsional resistance of crowns cemented to composite cores involving three stainless steel endodontic post designs. *J Prosthet Dent* 2000; 84(1): 38-42.
107. Cohen BI, Pagnillo M, Musikant BL, Deutsch AS. Comparison of the retentive and photoelastic properties of two prefabricated endodontic post systems. *J Oral Rehabil* 1999; 26(6): 488-494.
108. Burgess JO, Summit JB, Robbins JW. The resistance to tensile, compression and torsional forces provided by four posts. *J Prosthet Dent* 1992; 68: 899-903.

109. Mentnik AG, Greugers NH, Hoppenbrouwers RM, *et al.* Qualitative assessment of stress distribution during insertion of endodontic posts in photoelastic materials. *J Dent* 1998; 26: 125-131.
110. Rolf KC, Parker MW, Pelleu GB. Stress analysis of five prefabricated endodontic dowel designs: A photoelastic study. *Oper Dent* 1992; 17: 86-92.
111. Gordon M, Metzger Z. Resistance to horizontal forces of dowel and amalgam-core restorations: a comparative study. *J Oral Rehabil* 1987; 14: 337-344.
112. Ottl P, Lauer Ch. Success rates for two different types of post and cores. *J Oral Rehabil* 1998; 25: 752-758.
113. Standlee JP, Caputo AA, Holcomb J, Trabert KC. The retentive and stress-distributing properties of a threaded endodontic dowel. *J Prosthet Dent* 1980; 44(4): 398-404.
114. Baima RF. Consideraciones Periodontales. En Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J, editores. *Prótesis Fija, Procedimientos Clínicos y de Laboratorio*. Barcelona-España: Salvat Editores S.A; 1991. p. 77-97.
115. Penny RE, Kraal JH. Crown to root ratio: It's significance in restorative dentistry. *J Prosthet Dent* 1979; 42: 34-38.
116. Pérez E. Determinación Radiográfica del Espacio Disponible para Pernos. Tesis de escalafón. Caracas: Facultad de Odontología U.C.V.; 1987.
117. Stockton L, Lavelle CL, Suzuki M. Are post mandatory for the restoration of endodontically treated teeth?. *Endod Dent Traumatol* 1998; 14(2): 59-63.

118. Guttman J. The dentin root complex. *J Prosthet Dent* 1992; 67(4): 458-467.
119. Raiden G, Costa L, Koss S, Hernández J, Aceñolaza V. residual thickness of root in first maxillary premolars with post space preparation. *J Endod* 1999; 25(7): 502-505.
120. Raiden G, Koss S, Costa L, Hernández J. Radiographic measurement of residual root thickness in premolars with post preparation. *J Endod* 2001; 27(4): 296-298.
121. Mueller AH. Anatomy of the root canals of the incisors, cuspids and bicuspids of the permanent teeth. *J Am Dent Assoc* 1933; 20(8): 1361-1386.
122. Ingle JI, Steel S, Wands DH, Restauración de Dientes Sometidos a Tratamiento Endodóntico. En: Ingle JI, Bakland LK, editores. *Endodoncia*. 4ta Edición. Mexico: Mc Graw-Hill Interamericana; 1996. p. 920-968.
123. Lavelle CLB, Wu CJ. Digital radiographic images will benefit endodontic services. *Endod Dent Traumatol* 1995; 11:253-260.
124. Okeson JP. Criterios de Oclusión Funcional Óptima. En: Okeson JP, editor. *Oclusión y Afecciones Temporomandibulares*. 3ra. Edición. Madrid España: Mosby-Doyma Libros, S.A; 1995. p. 108-125.
125. Wood WW. Retention of posts in teeth with non vital pulps. *J Prosthet Dent* 1983; 49(4): 504-506.
126. Chong BS, Pitt Ford TR. Endodontic retreatment 1: Indications and case selection. *Dental Update* 1996; 23(8): 320-323.

127. Vire D. Failure of endodontically treated teeth: classification and evaluation. *J Endod* 1991; 17: 338-342.
128. Tronstad L, Asbjornsen K, Doving L, Pedersen I, Eriksen HM. Influence of coronal restorations on the periapical health of endodontically treated teeth. *Endod Dent Traumatol* 2000; 16(5): 218-221.
129. Grieve AR, Radford JR. Radiographic observation of post crowns: some problems and solutions. *Dental Update* 1995; 22(9): 370-372.
130. Stabholz A, Friedman S. Endodontic retreatment case selection and technique. Part 2: treatment planning for retreatment. *J Endod* 1998; 18: 607-614.
131. Briggs P, Scott B. Evidence based dentistry: endodontic failure. How should it be managed?. *Br Dent J* 1997; 183(5): 159-164.
132. Turner CH. The utilization of roots to carry post retained crowns. *J Oral Rehabil* 1982; 9: 193-202.
133. Zmener O, Banegas G, Pameijer C. Coronal microleakage of three temporary restorative materials. An in vitro study. *J Endod* 2004; 30(8): 582-584.
134. Galvan R, West L, Liewehr F, Pashley D. Coronal Microleakage of Five Materials Used to Create an Intracoronary Seal in Endodontically Treated Teeth. *J Endod* 2002; 28(2): 59-61.
135. Tselnik M, Baumgartner J, Marshall J. Bacterial Leakage with Mineral Trioxide Aggregate or a Resin-Modified Glass Ionomer Used as a Coronal Barrier. *J Endod* 2004; 30(11):782-784.

136. Torabinejad M, Rastegar A, Kettering J, Pitt Ford T. Bacterial leakage of mineral trioxide aggregate as a root-end filling material. *J Endod* 1995;21:109-13.
137. Torabinejad M, Ung B, Kettering JD. In vitro bacterial penetration of coronally unsealed endodontically treated teeth. *J Endod* 1990; 16: 566-569.
138. Ingle J, Newton C, West J, Gutmann J, Glickman G, Korzon B, Martin H. Obturación del espacio radicular. En Ingle J, Bakland L editores. *Endodoncia*. Quinta Edición. Mexico: Mc Graw Hill Interamericana; 2004. p. 581-680.
139. Madison S, Swanson K, Chiles S. An evaluation of coronal microleakage in endodontically treated teeth. Part II. Sealer Types. *J Endod* 1987; 13(3): 109-112.
140. Magura ME, Kafrawy AH, Brown CE *et al.* Human saliva coronal microleakage in obturated root canals: An *in vitro* study. *J Endod* 1991; 17: 324-30.
141. Rosen H. Cracked tooth syndrome. *J Prosthet Dent* 1982; 47: 36-43.
142. Abou-Rass M, Jann JM, Jobe D, Tsutsui F. Preparation of space for posting: effects on thickness of canal walls and incidence of perforations in molars. *J Am Dent Assoc* 1982; 104(6): 834-837.
143. Sivers JE, Johnson WT. Restoration of endodontically treated teeth. *Dent Clin North Am* 1992; 36(3): 631-50.
144. Carranza FA, Takei HH. Preparación del Periodonto para la Odontología Restaurativa. En: Carranza FA, Newman MG, editores. *Periodontología Clínica*. Octava Edición. Mexico: McGraw-Hill Interamericana; 1997. p. 770-775.

145. Lindhe J, Karring T. Anatomía del Periodonto. En: Lindhe J, Karring T, Lang NP, editores. Periodontología Clínica e Implantología Odontológica. 3ra Edición. Madrid-España: Editorial Médica Panamericana; 2000. p. 19-67.
146. Zmener O. Effect of dowel preparation on the apical seal of endodontically treated teeth. J Endod 1980; 6: 687-690.
147. Karapanou V, Vera J, Cabrera P, White RR, Goldman M. Effect of immediate and delayed post preparation on apical dye leakage using two different sealers. J Endod 1996; 22(11):583-585.
148. Abramovitz I, Tagger M, Tamse A, Metzger Z. The effect of immediate vs delayed postspace preparation on the apical seal of a root canal filling: A study in a increased sensitivity pressure driven system. J Endod 2000; 26(8): 435-439.
149. Medina J. El muñón artificial confeccionado de resina compuesta sin aditamento metálico. Tesis de Escalafón. Caracas: Facultad de Odontología. U.C.V.; 1998.
150. Weller RN, Kimbrough F, Anderson RW. Root surface temperatures produced during post space preparation. J Endod 1996; 22: 304-307.
151. Portell FR, Bernier WE, Lorton L, *et al*. The effect of immediate versus delayed dowel space preparation on the integrity of the apical seal. J Endod 1982; 8: 154-160.
152. Bottino M, Ferreira A, Miyashita E, Giannini V. Núcleos. En: Bottino M, Ferreira A, Miyashita E, Giannini V, editores. Estética en Rehabilitación Oral. Metal Free. Buenos Aires: Artes Médicas Latinoamérica; 2001. p. 28-30.
153. Metzger Z, Abramovitz R, Abramovitz I, Tagger M.

Correlation between remaining length of root canal fillings after immediate post space preparation and coronal leakage. J Endod 2000; 26(12): 724-728.

154. Mattison G, Delivanis P, Thacker R, Hassell K. Effect of post preparation on the apical seal. J Prosthet Dent 1984; 51(6): 785-789.
155. Kvist T, Rydin E, Reit C. The relative frequency of periapical lesions in teeth with root canal retained posts. J Endod 1989; 15: 578-580.
156. Raiden G, Gendelman H. Effect of dowel space preparation on the apical seal of root canal fillings. Endod Dent Traumatol 1994; 10: 109-112.
157. De Deus QD. Frequency, location and direction of the lateral, secondary and accessory canals. J Endod 1975; 11: 361-366.
158. Haddix JE, Mattison GD, Shulman CA, *et al.* Post preparation techniques and their effect on the apical seal. J Prosthet Dent 1990; 64: 515-519.
159. Yared G, Dagher F, Machtou P. Influence of the removal of coronal gutta-percha on the seal of root canal obturations. J Endod 1997; 23(3): 146-148.
160. Assif D, Bleicher S. Retention of serrated endodontic post with a composite luting agent: effect of cement thickness. J Prosthet Dent 1986; 56: 89-91.
161. Wheeler, Russell C. The permanent maxillary incisors. En: Wheeler, Russell C, editores. Dental Anatomy, Physiology and Occlusion. 5ta edición. Philadelphia: WB Saunders Company; 1974. p. 135-145.

162. Johnson JK, Sakumura JS. Dowel form and tensile force. J Prosthet Dent 1978; 40: 645-649.
163. Holmes DC, Diaz-Arnold A, Leary JM. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. J Prosthet Dent 1996; 75: 140-147.
164. Lloyd PM y Palik JF. The philosophies of dowel diameter preparation: A literature review. J Prosthet Dent 1993; 69: 32-36.
165. Øilo G, Jørgensen KD. The influence of surface roughness on the retentive ability of two dental luting cements. J Oral Rehabil 1978; 5: 377-389.
166. Morando G, Leupold RJ, Meiers JC. Measurement of hydrostatic pressures during simulated post cementation. J Prosthet Dent 1995; 74: 586-90.
167. Gross MJ, Turner CH. Intra-radicular hydrostatic pressure changes during the cementation of post retained crowns. J Oral Rehabil 1983; 10: 237-249.
168. Porter ZC, Murray BW. Consideraciones Periodontales para la Prostodoncia Fija. En: Malone WF, Koth DL, editores. Tylman's Teoría y Práctica en Prostodoncia Fija. Octava edición. Caracas-Venezuela: Actualidades Médico Odontológicas Latinoamérica, C.A; 1993. p. 49-70.
169. Turner CH, Gross MJ. Investigation of hydrostatic pressure changes during cementation of screw retained posts and posts with integral cement release channels. J Oral Rehabil 1983; 10: 421-428.
170. Cailleateau JG, Rieger MR, Akin JE. A comparison of intracanal stresses in a post-restored tooth utilizing the finite element method. J Endod 1992; 18: 540-544.

171. Davy DT, Dilley GL, Krejci RF. Determination of stress patterns in root-filled teeth incorporating various dowel designs. *J Dent Res* 1981; 60(7): 1301-1310.
172. Yaman SD, Alaçam T, Yaman Y. Analysis of stress distribution in a maxillary central incisor subjected to various post and core applications. *J Endod* 1998; 24: 107-111.
173. Assif D, Oren E, Marshak BL, Aviv I. Photoelastic analysis of stress transfer by endodontically treated teeth to the supporting structure using different restorative techniques. *J Prosthet Dent* 1989; 61(5): 535-543.
174. Yaman P, Thorsteinsson TS. Effect of core materials on stress distribution of post. *J Prosthet Dent* 1992; 68: 416-420.
175. Thorsteinsson TS, Yaman P. A comparison of stress distribution at tapered vs threaded cylindrical post using photoelastic stress analysis. *J Prosthet Dent* 1991; 9 (1): 7-12.
176. Ho M, Lee S, Chen H, Lee M. Three dimensional finite element analysis of the effects of post on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent* 1994; 72(4): 367-372.
177. Ko CC, Chu CS, Chung KH, Lee M. Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. *J Prosthet Dent* 1992; 68(3): 421-427.
178. Yang H, Lang LA, Molina A, Felton DA. The effects of dowel designs and load direction on dowel and core restorations. *J Prosthet Dent* 2001; 85(6): 558-567.
179. Mattison GD, Fraunhofer A. Angulation loading effects on cast gold endodontic: A photoelastic stress analysis. *J Prosthet Dent* 1983; 49: 636-638.

180. Deutsch AS, Cavallari J, Musikant BL, Silverstein L, Lopley J, Petroni G. Root fracture and the design of prefabricated posts. *J Prosthet Dent* 1985; 53 (5): 637-640.
181. Obermayr G, Walton RE, Leary JM, Krell KV. Vertical root fracture and relative deformation during obturation and post cementation. *J Prosthet Dent* 1991; 66(2): 181-187.
182. Meister F, Lommel TJ, Gerstein H. Diagnosis and possible causes of vertical root fractures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1980; 49: 243-253.
183. Hoag EP, Dwyer TG. A comparative evaluation of three post and core techniques. *J Prosthet Dent* 1982; 47: 177-181.
184. Kahn FH, Rosenberg PA, Schulman A, Pines M. Comparison of fatigue for three prefabricated threaded post systems. *J Prosthet Dent* 1996; 75(2):148-153.
185. Petersen KB. Longitudinal root fracture due to corrosion of an endodontic post. *J Can Dent Assoc* 1971; 2: 66-68.
186. Luu KQ, Walker RT. Corrosión de un perno de metal no precioso: presentación de un caso. *Quintessence (ed. esp.)* 1993; 6 (9): 582-585.
187. Silness J, Gustavsen F, Hunsbeth J. Distribution of corrosion products in teeth restored with metal crowns retained by stainless steel posts. *Acta Odontol Scand* 1979; 37: 317-321.
188. Lehman ML. Tensile strength of human dentin. *J Dent Res* 1967; 46: 197-201.
189. Deutsch AS, Musikant BL, Cavallari J, Silverstein L, Lopley J, Ohlen K, Lesser M. Root fracture during insertion of

- prefabricated posts related to root size. J Prosthet Dent 1985; 53 (6): 786-789.
190. Sorensen J, Engelman MJ. Effect of post adaptation on fracture resistance of endodontically treated teeth. J Prosthet Dent 1990; 64: 419-424.
191. Barkhordar RA, Radke R, Abbasi J. Effect of metal collars on resistance of endodontically treated teeth to root fracture. J Prosthet Dent 1989; 61: 676-678.
192. Lara B. Sistema de Reconstrucción "*Ferrule*". Tesis de grado. Caracas: U.C.V.; 2000.
193. Sirimai S, Riis D, Morgano S. An in vitro study of the fracture resistance and the incidence of vertical root fracture of pulpless teeth restored with six posts and core systems. J Prosthet Dent 1999; 81 (3): 262-269.
194. Bowen RL, Cobb EN, Rapson JE. Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues: Improvement in bond strength to dentin. J Dent Res 1982; 61(9): 1070-1076.
195. Bowen RL, Cobb E. A method for bonding to dentin and enamel. J Am Dent Assoc 1983; 107: 734-736.