

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE BAJA CALIFORNIA

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA TIJUANA

PROGRAMA DE ESPECIALIDAD EN ENDODONCIA



“EVALUACIÓN DE LA DEFORMACIÓN Y RANGO DE FRACTURA
DE INSTRUMENTOS NI-TI DESPUES DEL USO CLÍNICO”

Trabajo final que para obtener el:

DIPLOMA DE ESPECIALIDAD EN ENDODONCIA

PRESENTA

JESUS ERNESTO VELARDES FRANCO

PRESIDENTE

C.D.E.E. ANA MARIA LEY ESTRELLA

SINODAL

SINODAL

M. O. SALVADOR OLIVARES RODRÍGUEZ

DRA. ANA GABRIELA CARRILO VARGUEZ

TIJUANA, BAJA CALIFORNIA, ABRIL 2013

INDICE

Introducción.....	4
Antecedentes.....	6
Planteamiento del problema.....	15
Justificación.....	17
Marco teórico.....	18
Objetivo.....	41
Hipótesis.....	42
Variable.....	43
Universo de estudio.....	44
Criterios de inclusión.....	44

Criterios de exclusión.....	44
Materiales y métodos.....	45
Metodología.....	47
Resultados.....	51
Análisis Estadístico.....	57
Discusión.....	58
Conclusiones.....	59
Referencias bibliográficas.....	61

EVALUACIÓN DE LA DEFORMACIÓN Y RANGO DE FRACTURA DE INSTRUMENTOS NI-TI DESPUES DEL USO CLÍNICO

INTRODUCCIÓN

La odontología o estomatología es una rama de las ciencias de la salud que se encarga del diagnóstico, tratamiento y prevención de las enfermedades del aparato estomatognático. Dentro de la odontología podemos encontrar la especialidad de Endodoncia que es reconocida desde 1963 por la Asociación Dental Americana.

Endodoncia es el tratamiento de conductos radiculares, esto corresponde a toda terapia que es practicada en el complejo dentino-pulpar de un diente. La terapia endodóntica podría decirse que abarca desde una protección pulpar directa o indirecta hasta la extirpación total de la pulpa dental.

Uno de los objetivos principales en la terapia endodóntica es lograr la desinfección completa del sistema de conductos para así poder garantizar el éxito del tratamiento. La razón fundamental del tratamiento endodóntico se basa en principios biológicos simples. Como consecuencia de varios factores una pulpa sana puede evolucionar a una pulpa necrótica. Por lo tanto los productos de esta degeneración escapan del sistema de conductos radiculares, y penetran en el periápice, donde su presencia genera lesiones de origen endodóntico. (1)

Cuando el sistema de conductos radicular es limpiado, conformado y sellado se produce una reparación. De esto depende el éxito del tratamiento endodóntico.

El presente trabajo tiene por objetivo la revisión actualizada de la literatura con relación a la instrumentación del conducto y métodos que utilizamos para poder eliminar la presencia de tejido y bacterias dentro del conducto.(2)

Durante mucho tiempo, se ha venido investigando métodos más eficaces y seguros para la preparación y limpieza de los conductos radiculares. Así mismo, también ha evolucionado la introducción de instrumentos mecánicos con la capacidad de corte, inclusive con más fuerza que la del operador, disminuyendo aparte el tiempo de trabajo en la práctica(1).

Con este estudio se valoro la deformación y rango de fractura de nuestros instrumentos Ni-Ti después de su uso clínico. Los instrumentos estudiados fueron: **Twisted File (TF), Hi Flex y Endosequence**

ANTECEDENTES

Chiara Pirani y colaboradores en el 2011 realizaron un estudio donde se comparo la resistencia a la fatiga cíclica de cuatro instrumentos de níquel-titanio (EasyShape [Komet / Gebr. Brasseler, Lemgo, Alemania], ProTaper [Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suiza], NRT [MANI Inc, Toshigi-Ken, Japón], y AlphaKite [Komet / Gebr. Brasseler]), esto fue para evaluar su superficie, fractográfica, y la morfología de la matriz. Se sometieron a ensayos de fatiga en conductos artificiales con ángulos de curvatura de 45 ° y 60 ° y un radio de curvatura de 5 mm hasta la rotura. Todos los instrumentos presentan imperfecciones superficiales. Al análisis fractográfico se encontró la iniciación de fractura (crack) donde se origina el nivel de las irregularidades superficiales. En la inspección de microscopio óptico de la matriz de la aleación NiTi divulgó inclusiones no metálicas de diferentes tamaños entre modelos.. Bajo microscopia ligera, granos austeníticos aparecieron cerca de la manija y disminuyendo cerca de la punta en todos los instrumentos. Los instrumentos NRT presentaron mayor resistencia a la fatiga, en comparación a los instrumentos EasyShape, ProTaper y AlphaKite, También corroboraron que el ángulo de la curvatura influye en la resistencia a la fatiga de los instrumentos.

Helio P. Lopes y sus colaboradores en el 2010 evaluaron el tratamiento de electropulido en las superficies de los instrumentos rotatorios de NiTi, se evaluó el como va influir en la resistencia a la fatiga, y también se analizó el número de ciclos hasta la fractura, probando limas con y sin electropulido. Las limas utilizadas fueron BioRace BR5, fueron utilizados en un conducto curvo artificial bajo revoluciones de 300 rpm hasta la fractura. Se analizaron las superficies fracturadas y los ejes helicoidales de instrumentos fracturados por microscopía electrónica de barrido (SEM). Encontrando que los sometidos a electropulido muestra un número significativamente mayor de ciclos hasta la fractura en comparación con los instrumentos sin el mismo tratamiento siendo los primeros 124% más resistentes.

Ambos instrumentos tenían características morfológicas dúctiles y mostraron presencia de microfisuras, cerca de la superficie de la fractura concluyendo que, el tratamiento de electropulido de la superficie en los instrumentos BioRace aumentó significativamente la resistencia a la fatiga cíclica.

Yong Gao y sus colaboradores en el 2010 evaluaron la resistencia a la fatiga de los instrumentos rotatorios Profile Vortex (Dentsply Tulsa Dental, Tulsa) calibre apical 30 y conicidad 04 y 06, fabricados con dos diferentes materias primas: M-wire y alambre de superelásticidad regular (SE-wire) sometiéndolos a dos velocidades de rotación diferentes, en conductos artificiales construidos en bloques de acero inoxidable con su curvatura de 90 grados de ángulo y radio de 5 mm a 300 y 500 rpm.

Ellos encontraron que más del 50% de los instrumentos hechos a base de alambre superclásico regular presentaba múltiples sitios de grietas en comparación con los fabricados con M-wire. Donde observaron una grieta de propagación inicial en los instrumentos a base de (SE- wire) al ser observados al MEB, concluyendo que los instrumentos Profile Vortex hechos con M-Wire exhiben una resistencia superior a la fatiga cíclica de hasta 150% más su vida útil en comparación con los fabricados con alambre SE regular a dos velocidades de rotación.(300 y 500 rpm) y no hubo diferencias significativas ($p < 0.05$) de la vida de fatiga cíclica bajo diferentes velocidades de rotación (300 y 500 rpm).

Renata Rodríguez y sus colaboradores en el 2011 El objetivo de este estudio fue evaluar, mediante ensayos de fatiga cíclica estáticos y dinámicos, el número de ciclos a fractura dos tipos de instrumentos rotatorios de NiTi: Twisted File (TF, Orange, CA), que es fabricada por un proceso de torsion y BioRace (FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds, Suiza), que son fabricados por pulido. Al introducir un tratamiento térmico al proceso de fabricación de instrumentos rotatorios de NiTi incrementan su flexibilidad, se comenzaron a analizar su resistencia a la fractura haciéndolos rotar hasta su fractura dentro de conductos prefabricados de manera dinámica o estática. Renata Rodríguez et al, compararon Twisted File con instrumentos Bio Race elaborados por torneado. Mostrando que el fragmento se fracturó en el punto de máxima flexión a la mitad de la curvatura.

TF resistió significativamente mayor número de ciclos a la fractura en comparación a los instrumentos BioRace. Y comparando ambas pruebas, la realizada estáticamente resistía menos números de ciclos. Al MEB la superficie fracturada mostraba características de fractura dúctil sin deformación plástica.

Gianluca Gambarini y colaboradores en el 2009 realizaron un análisis de un nuevo método de fabricación que consiste en torsionar un alambre de NiTi para producir un sistema rotatorio de NiTi (RNT) que ha sido desarrollado recientemente. El objetivo de este estudio fue evaluar si este nuevo método de fabricación que incrementa la deflexión angular (numero de rotaciones que una lima puede resistir antes de una fractura por torsión) en las limas rotatorias de NiTi, comparando los instrumentos fabricados con el proceso de maquinado y afilado tradicional. La prueba se realizó con un total de cuarenta instrumentos de los actualmente disponibles de NiTi TF (Twisted Files), ProFile, K3 y Mtwo, todos los instrumentos tenían el mismo calibre: conicidad .06 punta 25.

Los datos fueron recolectados y analizados estadísticamente por medio del análisis ANOVA. Los resultados demostraron que TF tuvo significativamente un mayor porcentaje en los niveles de deflexión angular, que los instrumentos rotatorios de NiTi de fabricación de afilado y maquinado tradicional. Tal mejora es propiedad favorable para el uso clínico de las limas rotatorias de NiTi analizadas.

Tung B. Bui y sus colaboradores en el 2006 investigó el efecto de los instrumentos rotatorios de níquel titanio electropulidos en resistencia a la torsión, resistencia a la fatiga, y eficacia del corte.

Limas Tamaño 25/.04 de profile (Dentsply Maillefer, Suiza) sin pulir para el grupo de control (n 15) y electropulidas para el grupo experimental (15 de n) fueron utilizadas para cada experimento. La fatiga cíclica fue determinada contando rotaciones hasta fractura con una curva aplicada 30°, 45°, y 60° con un radio de 5 milímetros. El electropulido redujo perceptiblemente resistencia a la fatiga cíclica pero no afectó la resistencia torsional. Sin embargo, el electropulido redujo la resistencia al ángulo para la fractura. El electropulido no afectó perceptiblemente a eficacia del corte.

H Ounsi, y sus colaboradores en el 2009 se evaluó la resistencia de ProTaper (Dentsply Maillefer, Ballaigues) a la fatiga cíclica, después de su uso inicial adentro de conductos curvos in vivo. Estos instrumentos fueron girados libremente dentro de un conducto de acero hasta la separación.

El número de rotaciones antes de la fractura fue registrado y las longitudes de los fragmentos separados fueron comparadas con los datos derivados de los nuevos instrumentos bajo las mismas condiciones experimentales. Con la excepción de F1 y del F3, instrumentos usados previamente en canales curvos eran más susceptibles a la fatiga cíclica que ésos usados previamente en los canales rectos. La separación ocurrió predominante en el nivel D10 a D12.

Jarom J. Ray y sus colaboradores en el 2007 se evaluó la resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos K3 y de Endosequence girando contra una superficie altamente pulida e inclinada en 15 grados al horizontal.

Para cada marca de fábrica, las limas tenían una punta de 25 en .04 y .06 y fueron probados en 300 y 600 RPM. Un movimiento axial de 3 milímetros simuló un movimiento que picoteaba clínico en 1 ciclo por segundo. El número de rotaciones a la fractura era calculado y analizado usando el análisis de pruebas de la variación y del estudiante independiente, con los resultados confirmados por las pruebas no paramétricas de Mann-Whitney U con una corrección de Bonferroni. En 300 y 600 RPM, los instrumentos K3 exhibieron estadísticamente significativa más ciclos para fracturar que sus contrapartes de Endosequence con el mismo tamaño y forma cónica de la punta. En este modelo, el diseño del instrumento parecía ser el determinante más importante de la resistencia a la fatiga cíclica.

Grande en el 2006, determinó cómo el diseño del instrumento afecta a la vida de fatiga de dos sistemas rotatorios del níquel-titanio (Ni-Ti) (Mtwo y ProTaper) bajo tensión cíclica de la fatiga en conductos simulados. La prueba a la fatiga cíclica de los instrumentos fue realizada en conductos artificiales del acero inoxidable con los radios de curvatura de 2 o 5 milímetros y un ángulo de la curvatura de 60.

Un total de 260 instrumentos fueron girados hasta que ocurriera la fractura y el número de ciclos a la falta fue registrado. Los ciclos a la fractura disminuyeron perceptiblemente mientras que el volumen del instrumento aumentaba en ambos radios de curvatura ($P < 0.01$). El radio de curvatura tenía una influencia estadística significativa en la vida de fatiga de los instrumentos ($P < 0.05$). Instrumentos más grandes experimentaron fractura en menos tiempo bajo tensión cíclica que las más pequeñas. Con lo que ella concluyo que el volumen del metal en el punto de la tensión máxima durante una prueba de fatiga cíclica podía afectar a la vida de fatiga de los instrumentos rotatorios del Ni-Ti.

J H. Yao 2007, estudio la resistencia a la fatiga cíclica de tres tipos de limas rotatorias de níquel titanio. La influencia del tamaño y de la forma cónica de la lima también fue investigada y los patrones de la fractura fueron examinados bajo SEM. Los 10 grupos experimentales consistieron en Profile, K3, y Race, clasifican 25 en .04 y .06 forma cónica, así como Profile y K3s, clasifica 40 en .04 y .06 forma cónica. Cada lima fue girado libremente en 300 RPM dentro de un tubo del acero inoxidable con 60 grados y el radio de 5 milímetros de curvatura. Los resultados sugieren que los diversos diseños, diámetros, y formas cónicas seccionados transversalmente, todas contribuyan a la vulnerabilidad a la fatiga cíclica de los instrumentos del níquel-titanio.

Gambarini G y colaboradores realizaron un estudio en el 2008. El objetivo fue investigar si la resistencia a la fatiga cíclica es mayor para los instrumentos de níquel-titanio fabricados mediante el uso de nuevos procesos. Esto fue evaluado mediante la comparación de los instrumentos producidos por el método de trenzado (TF; SybronEndo, Orange, CA) y los de la aleación M-wire (GTX, Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, OK), con instrumentos fabricados por un NiTi tradicionales (K3, SybronEndo). Las pruebas se realizaron con un dispositivo cíclico específico de fatiga que evaluó ciclos hasta la falla de los instrumentos rotatorios en el interior de conductos curvos artificiales.

Los resultados indicaron que el tamaño de la lima 25/06 de TF mostró un aumento significativo ($p < 0,05$) en el número medio de ciclos hasta el fallo, en comparación con el tamaño de las limas de 25/06 K3. Tamaño 20/06 de K3 mostró un incremento significativo ($p > 0,05$) en el número medio de ciclos hasta el fallo, en comparación con el tamaño de 20/06 de los instrumentos GT X.

El nuevo proceso de fabricación de los instrumentos rotatorios de níquel-titanio (TF), son significativamente más resistentes a la fatiga cíclica en comparación de los instrumentos fabricados con el proceso de NiTi tradicionales. Instrumentos producidos con el proceso de MWire (GTX) no resultaron ser más resistentes a la fatiga cíclica en comparación de los instrumentos fabricados con el proceso tradicional de NiTi.

Ugurlnan en el 2007 evaluaron la topografía de limas nuevas y usadas de níquel-titanio del sistema rotatorio ProTaper (NiTi) bajo el microscopio de fuerza atómica. 4 instrumentos nuevos y 4 usados, S1, S2, F1 y F2 fueron seleccionados para este estudio. Fueron analizados en 11 puntos a lo largo de 3-mm de la sección de la punta del instrumento. Las mediciones cuantitativas de acuerdo a las desviaciones topográficas (media cuadrática) fueron registrados.

Los datos fueron analizados por muestras en pares. Raíz del promedio de los valores para instrumentos ProTaper usados fueron superiores a los nuevos, y la diferencia entre ellos fue estadísticamente significativa. Los resultados de este estudio mostraron que los instrumentos ProTaper usados demostrado más deformación en la superficie y del desgaste.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Una gran cantidad de accidentes pueden ocurrir durante nuestra práctica diaria, uno de estos es la fractura de las limas endodónticas manuales o rotatorias del conducto, estos instrumentos no solo pueden ser limas sino que también pueden ser fresas Gates Glidden, espaciadores, etc.⁽¹⁾

Estas fracturas frecuentemente surgen debido al uso excesivo o también demasiado estrés del instrumento y regularmente se fracturan en la parte más apical del conducto radicular, siendo muchas veces imposible su remoción. En los instrumentos rotatorios de Ni Ti también podemos encontrar un alto índice de fractura a pesar de su flexibilidad.^(2,3)

Uno de los problemas en la terapia endodóntica es la fractura inesperada de los instrumentos de NiTi, esto por diversas circunstancias como el mal uso de los mismos, afectando la fatiga cíclica, los defectos que puedan presentar los instrumentos por su maquinado u otros defectos superficiales que han sido señalados como posibles causas del inicio de su fractura.

Las distorsiones en los instrumentos aparece súbitamente, incluso en primer uso, estos pueden fracturarse, mientras que en las limas de acero inoxidable es más perceptible el punto en el cual el instrumento puede estar propenso a la fractura.

El tratamiento de conductos se complica más cuando los instrumentos no pueden ser removidos o sobrepasados, impidiendo la limpieza y desinfección adecuada del conducto trayendo como consecuencia el pronóstico reservado del mismo o incluso el fracaso. Por lo que nos cuestionamos,

¿Cuál de estos 3 sistemas rotatorios de NiTi (Twisted File (TF), HiFlex y Endosequence) tendrá menor deformación o menor rango de fractura?

JUSTIFICACION

Los instrumentos rotatorios de Ni Ti tienen un ciclo de vida útil, inclusive se recomienda su uso una sola vez, por lo que con este análisis se evaluó cual sistema rotatorio presenta mayor desgaste después de su uso clínico, antes de poder presentar alguna separación o defecto del instrumento. Por lo tanto, para el clínico será de gran utilidad tener conocimiento del sistema que logre disminuir su incidencia en la fractura del instrumento en la preparación biomecánica y el clínico pueda ser capaz de saber o conocer el momento en el cual el instrumento debe ser desechado y reemplazarlo por uno nuevo y así tratamos de disminuir el índice de fracturas en instrumentos.

Con esta investigación saldrá beneficiado el operador clínico y el paciente ya que con esta investigación podemos medir o tener presente el momento en el cual un instrumento puede estar propenso a la fractura y evitar complicaciones y así tener un mejor pronóstico en nuestro tratamiento.

MARCO TEORICO

Historia de la endodoncia:

La historia de la endodoncia comienza en el siglo XVII. Desde entonces, ha habido numerosos avances y desarrollos e investigaciones constantes.

En 1838, pasados por lo tanto más de 160 años, Edward Maynard creó el primer instrumento endodontico basado en las manecillas de un reloj y desarrollo otros para poder ser utilizados con el objeto de limpiar y ensanchar el conducto radicular. En esos años no había consenso entre los fabricantes sobre la forma, el tipo y las características de la parte activa de los instrumentos endodonticos, los cuales no poseían criterios de estandarización.⁽¹⁶⁾

Según el fabricante se diseñaba el diámetro y la longitud de cada instrumento de tal manera que la lima ofrecida por una industria específica, no correspondía en términos de numeración y serie, a la de algún otro fabricante.

En 1955 John I. Ingle, propuso la estandarización de instrumentos endodonticos en el aumento secuencial de sus diámetros, con una nueva numeración y que representaran, en décimas de milímetros, el diámetro, y el diámetro de la punta activa de los mismos.

En 1958, en la segunda conferencia internacional bajo la presidencia del profesor Louis I. Grossman, Ingle y Levine, presentaron una contribución para la simplificación de la endodoncia, sugiriendo que los instrumentos y cono endodonticos se fabricaran según normas preestablecidas con uniformidad de diámetro y longitud, patrones de estandarización en la conicidad, así como otros parámetros dimensionales.

En 1962 fue que la asociación americana de endodoncia (AAE) acepto la sugerencia de Ingle y Levine lo que se considera uno de los mayores avances en el perfeccionamiento, simplificación y racionalización de la instrumentación de conductos radiculares.

Por sugerencia de la AAE se formo un equipo de trabajo en el que participaron fabricantes y cuyo resultado final fue la propuesta de especificaciones para esta estandarización, orientando y alterando discretamente la sugerencia original de Ingle.

Este trabajo pionero de la AAE dio origen a lo que hoy conocemos como International Standards Organization (ISO).

En enero de 1976, la asociación americana de estandarización aprobó la especificación numero 28 y en 1981 fueron divulgadas las normas finales de especificaciones de ANSI-ADA siendo entonces definida la estandarización internacional para esos instrumentos (Ingle- Taintor 1895).

La industria Kerr fue la primera en construir estos primeros instrumentos que fueron conocidos como instrumentos tipo K. Para el perfeccionamiento y simplificación de la técnica endodóntica fue atribuida a Schilder en 1974, por un trabajo publicado en la revista dental "Clinics of North America", que se tornó un clásico en la literatura endodóntica, donde recomendó un nuevo concepto de preparación de conductos radiculares, caracterizándolo con dos palabras por limpieza y modelado del conducto radicular.⁽¹⁷⁾

Preparación mecánica rotatoria

Para esos años aparecen los primeros sistemas de pieza de mano automatizado por ejemplo el sistema DYNATRAC, que utilizaban limas de acero inoxidable, accionada mediante micro motor a aire, lo que causaba una serie de efectos indeseables.⁽¹⁸⁾

También de los primeros sistemas rotatorios fue Giromatic, Besancon, y M4, que duraron muy poco debido a los fracasos que ocasionaron, así como la frecuente fractura de los instrumentos y por la falta de sensación táctil.

Esa ausencia de sensibilidad táctil generaba riesgos operatorios como fractura de instrumentos, sobre instrumentaciones y dilatación del foramen.

El sistema Canal Finder, considerado como de segunda generación en 1985 el cual tenía el objetivo de sustituir la instrumentación manual, ofreciendo mayor seguridad y rapidez de trabajo.⁽¹⁸⁾

Después de una nueva generación de limas endodónticas, comenzó a ser fabricada de la aleación Níquel Titanio (NiTi) presentado aproximadamente 55% de Níquel y 45% de Titanio.

Esta aleación fue utilizada primeramente en la industria Naval y también utilizada por la NASA para la fabricación de antenas de naves espaciales.⁽¹⁹⁾

En odontología la aleación fue utilizada por primera vez en ortodoncia por Andreasen y Hilleman en 1971, para fabricar alambres de ortodoncia debido a su ultra flexibilidad, menor modulo de elasticidad, alta energía almacenada durante su curvatura y su gran resistencia a la fractura por torsión y flexión.

Se le denomina NITINOL por Ni por Níquel, Ti por Titanio y N.O.L. de Naval Ordnance Laboratory, donde fue investigada y fabricada.

También conocida en China en 1979 por NITALLOY, esa aleación contiene 56% de Níquel y 44% de Titanio.⁽¹⁹⁾

La utilización de la misma fue sugerida para la construcción de instrumentos endodonticos por Civjan en 1973. La confección de instrumentos endodonticos fue por la década de los 80's por Walia, Gerstein basados en las excelentes propiedades físicas de las aleaciones Níquel Titanio.

Además de esa propiedad las limas de Ni-Ti presentan también buena compatibilidad Biológica alta resistencia a la corrosión y torsión inalterada ante procesos de esterilización.

Los intentos de utilizar limas endodonticas confeccionadas en acero inoxidable con motor no alcanzo el éxito deseado.

Con el surgimiento de los instrumentos endodonticos fabricados con aleación de Ni-Ti ese objetivo se torno una realidad comprobada para la práctica clínica.

(20)

Aleación de níquel-titanio

La nueva aleación metálica en años recientes, ha sido investigada en endodoncia debido a sus excelentes propiedades de flexibilidad, resistencia a la torsión y memoria en cuanto a su forma.⁽²¹⁾

Generalidades

El desarrollo de los sistemas de instrumentos con Níquel Titanio fue un acontecimiento que revolucionó la endodonta, incorporando una serie de cambios conceptuales en la preparación del sistema de conductos. Estos instrumentos permiten aumentar la velocidad y eficiencia del tratamiento de endodoncia.

La flexibilidad de este material lo hace ideal para instrumentar conductos curvos disminuyendo el riesgo de accidentes transoperatorios y el tiempo de trabajo, pero al mismo tiempo lleva consigo una mayor preocupación, que es la fractura inesperada de los mismos. La cual puede ocurrir sin que se haya detectado una deformación visible clínicamente.

Propiedades

La metalurgia y el avance tecnológico en endodoncia permitieron que los instrumentos rotatorios se lograran fabricar con aleaciones de Níquel Titanio, que confiere a los mismos, elasticidad, flexibilidad, resistencia a la deformación plástica y a la fractura. Acorde a los estudios realizados por Walia y Colls en

1988 y Schaffer en 1997 sobre los instrumentos de Níquel Titanio han demostrado una mayor flexibilidad y resistencia a la fractura por torsión comparada por los instrumentos de acero inoxidable. El Níquel Titanio supuestamente además absorbe tensiones y resiste mejor el desgaste que el acero inoxidable.

Son interesantes las propiedades que nos provee esta aleación, como el efecto de memoria, es decir, que el Níquel Titanio vuelve a su forma inicial después de la deformación y muestra con ello una superelasticidad; por lo cual estos instrumentos no se pueden pre curvar. Un ejemplo de lo anterior es cuando las aleaciones de Níquel Titanio, son sometidas a deformaciones de hasta 10% puede retornar a su forma original siendo por lo tanto, recuperables; mientras las limas de acero inoxidable solamente retornar a su estado inicial cuando la deformación no es superior al 1%.

Por otro lado, la deformación plástica de una aleación se caracteriza por su capacidad de sufrir deformaciones permanentes, sin alcanzar la ruptura. Esta propiedad permite evaluar la capacidad de trabajo mecánico que el material podría soportar, conservando, no obstante, su integridad física.

Las limas de Níquel Titanio se fabrican tanto para ser utilizadas de forma mecánica como manual. Pueden existir diferencias entre ambos tipos en los patrones de deterioro (reflejados por el desgaste y fracturas).

Los instrumentos manuales nos permiten cierta sensación táctil lo cual nos ayudaría a detectar el debilitamiento o pérdida del filo del instrumento. Por lo contrario, los instrumentos de mecanización rotatoria permiten el desgaste y/o fractura sin signos previos de alarma.

La aleación de Níquel Titanio presenta dos fases cristalográficas, cuando una lima fabricada con este tipo de aleación esta en reposo, está en la fase de ausenita y cuando está en movimiento rotatorio presenta una deformación conocida como martensita, propia de las aleaciones de Níquel Titanio, las cuales son susceptibles a la fractura o a la deformación. Así, las limas confeccionadas con aleaciones de Níquel Titanio poseen tendencia a fracturarse más que las de acero inoxidable.

Las propiedades de memoria de forma y de superelasticidad están asociadas a una transformación de fase en estado sólido, la transformación martensítica termoplástica. Se utiliza el término de austenita o fase beta, para la fase madre, estable a altas temperaturas y el término de martensita para la fase que proviene de la austenita por una transformación martensítica. La martensita es también la fase estable a bajas temperaturas.

Tipo de Fractura

Fractura por torsión ocurre cuando la punta de la lima o cualquier parte del instrumento se detienen en el conducto radicular, mientras su eje continúa en rotación.

Fractura por flexión es una situación en la que se sobrepasa el límite de elasticidad de metal llevando al mismo a una deformación plástica como también a la fractura. La fractura esta causado por el estrés y la propia fatiga del metal. Con este tipo de fractura el instrumento gira libremente en un conducto acentuadamente curvo, pero en la misma longitud de trabajo; de esta

manera en la curva el instrumento se dobla y ocurre la fractura siendo este hecho de elevada importancia en relación con la fractura de los instrumentos de Ni-Ti.

El cambio de austenita a martensita facilita la fractura de los instrumentos Ni Ti el cual es dado por elevados niveles de estrés (presión y calor), puede ocurrir en dos formas: fractura por torsión y por fatiga de flexión.

A pesar de la problemática concerniente a la fractura o deformación de los instrumentos de Níquel Titanio, otra de las complicaciones que se pueden presentar al usar este tipo de instrumento es la fatiga cíclica del mismo. La fatiga cíclica se refiere a los cambios dimensionales que el instrumento presenta posterior a cada vez que es utilizado debido al movimiento de flexión y reflexión, o explícitamente al número de rotaciones a la cual ha sido expuesto dentro del sistema de conductos radiculares. Este factor por regla general aumentara con el grado de curvatura que el conducto presente.

Hay estudios que han demostrado que la fatiga cíclica de los instrumentos de Níquel Titanio se vea afectado tanto por sus usos, así como por los métodos empleados para su desinfección o esterilización, a la cual no se ha logrado determinar un resultado que afirme esta proposición.

Otro factor que predomina sobre la separación y deformación de los instrumentos rotatorios de Níquel Titanio es el torque al que está sometido el instrumento durante el tratamiento endodontico.

Teóricamente la eficiencia de corte de un instrumento es muy activa cuando este es utilizado a un alto nivel de torque; por lo que hay mayor posibilidad de separación y deformación del instrumento, a diferencia de utilizarlo con un bajo

torque donde se reduce la calidad de corte y la progresión del instrumento dentro del conducto se hace muy dispendiosa, momento en el que el operador tiende a forzar y aumentar la presión sobre el instrumento llevándolo a una próxima separación y/o deformación.

En la actualidad, el diseño de los instrumentos y materiales se están adaptando, razón por la cual los procedimientos de limpieza y conformación del sistema de conductos radiculares tienen hoy tanto éxito. Las aleaciones de Níquel Titanio han permitido realizar nuevos diseños de hojas, los instrumentos afilados más grandes, sistemas de tamaños alternativos y la introducción de movimientos rotatorios para limpieza y conformación de los conductos radiculares. Las aleaciones con memoria de forma Ni-Ti tienen un comportamiento mecánico distinto en función de la fase.

La austenita es la fase más dura y resistente, mientras la fase martensítica es fácilmente deformable y más blanda, siempre y cuando no contengan precipitados que podría incluso invertir este comportamiento.⁽¹⁸⁾

M-Wire

DENTSPLY Especialidades Dentales Tulsa utiliza un patentado e innovador proceso de tratamiento térmico para crear M-Wire NiTi. Sus características resultantes es romper los estándares actuales de rendimiento, lo que lo convierte en el nuevo ideal para su uso en endodoncia de instrumentos rotatorios. De hecho, el reto más difícil de instrumentar, con M-Wire NiTi se hace. Tome conductos altamente curvados o los que requieren mayores limas de conformación, por ejemplo.

Las limas que utilizan M-Wire de NiTi puede caracterizarse con estrías más profundas más pequeñas y el diámetro del núcleo que se añade a la flexibilidad general y aún mostrar una mayor resistencia a la fatiga cíclica.

- La mayor flexibilidad que las tradicionales NiTi
- Una mayor resistencia a la fatiga cíclica

Las tremendas implicaciones para endodoncia son evidentes. Mayor flexibilidad permite que las limas rotatorias respeten la morfología del conducto verdadero reduciendo la posibilidad de perforar y transportar. Mayor resistencia a la fatiga cíclica permite que las limas funcionen en conductos incluso difíciles con menos posibilidades de rotura. Contar con DENTSPLY Tulsa Dental especialidades para ofrecerte esta aleación nueva, de alto rendimiento, junto con nuestro diseño de alta calidad e innovador instrumento rotatorio.

Sistemas Rotatorios de Ni-Ti

Estos instrumentos debido a su fabricación con la aleación de Ni-Ti presentan mayor flexibilidad, una superelasticidad, resistencia a la deformación y a la fractura.

Conicidades

El termino conicidad representa la medida o el aumento del diámetro de la parte activa. En los instrumentos rotatorios, el principio básico fue fabricar los mismos instrumentos con diferentes conicidades, lo que revoluciono la técnica endodontica. Así se encuentran en el mercado diferentes sistemas con diferentes conicidades.

Superficie Radial (radial land)

Es el plano de contacto del instrumento con la pared del conducto radicular, este plano de contacto impide que el instrumento se atore en las paredes del conducto cuando se presiona el instrumento hacia el ápice. Permite que al girar dentro del conducto, se deslice por las paredes dentinarias proporcionando una función de ensanchamiento y no de limado, disminuyendo el riesgo de fractura.

Angulo de Corte

Al contacto de superficie radial en movimiento hace que el ángulo de corte de estos instrumentos sea levemente negativo, haciendo que el desgaste sea levemente negativo. La compresión en la pérdida del poder de corte se hace por el aumento de la velocidad que los instrumentos rotatorios realizan.

Está representado por la intersección de las superficies de ataque. Algunos instrumentos poseen un alivio observado a través de su sección transversal. Este alivio permite un área menor de contacto con la dentina, disminuyendo la fricción del instrumento al corte.

Distribución de la masa metálica

El ángulo helicoidal está formado en relación con la línea transversal de eje largo del instrumento. Cuando mayor el ángulo helicoidal, mas rápido es el desgaste de la dentina manteniendo la misma velocidad.

Con un ángulo helicoidal pequeño, con una misma velocidad, el instrumento deberá actuar más tiempo para tener la misma eficacia de corte, no obstante cuando este ángulo es mayor de 45° el riesgo que el instrumento se atore en las paredes es mayor, facilitando a la fractura.

El ángulo helicoidal de los instrumentos rotatorios es de 35° aproximadamente que es una graduación que compensa velocidad con efectividad.

La sección transversal de algunos instrumentos no es homogénea, tal hecho, permite que el instrumento se acomode en el conducto radicular distribuyendo mejor las fuerzas aplicada en la dentina que las que el propio recibe. El otro hecho que, además de permitir el desgaste de todas las extensiones de las paredes dentinarias, reduce el riesgo de fractura del instrumento.

Diseño de la punta

La mayoría de los instrumentos rotatorios poseen punta inactiva, de esta manera, el ángulo de transición entre la punta y el cuerpo del instrumento es grande y difícilmente el instrumento se desvía del trayecto original del conducto radicular anatómico. Sin embargo, puede pasar áreas de calcificación o conductos muy curvos.

Área de escape

Los instrumentos rotatorios de Ni-Ti accionados con un motor ofrecen a través de su sección transversal surcos y/o ranuras que actúan como área de escape, una vez instrumentado el conducto, estos espacios sirven para recibir la limalla dentinaria.

Acabado superficial o Tratamiento del metal

Electropulido: Se le llama electropulido a la eliminación de microfracturas en el borde cortante del instrumento mediante un proceso de tratamiento químico especial en la superficie del mismo.

Sin electropulido: Representa la ausencia de pulimento físico o químico del acabado superficial del instrumento lo cual representa áreas de desgaste irregular lo cual facilita la fractura del instrumento.

Velocidad

Los motores eléctricos especiales para estos sistemas se establecen por cada fabricante que estipula la velocidad con que deben ser utilizados estos sistemas rotatorios. Por tanto, se sugiere basarse en la recomendación del fabricante, para seleccionar la velocidad correcta. Es importante descartar que los instrumentos de Ni-Ti son menos susceptibles a la fractura cuando giran a bajas velocidades.

Número de usos del instrumento

Instrumentos parcialmente fatigados, cuando era flexionados, exponían fracturas asociadas con defectos superficiales el uso clínico prolongado de rotación de instrumentos de Ni-Ti reduce de forma significativa su ciclo de resistencia a la fatiga cíclica

Se han encontrado signos de deterioro en los instrumentos después de un solo uso. Sin embargo, se dice también que los instrumentos de Ni-Ti pueden llegar a usarse hasta diez veces o para prepara cuatro molares sin aumento de la incidencia de fractura.

Por lo tanto podemos concluir que el número de usos de los instrumentos rotatorios de Ni-Ti va a depender de cierto número de variables tales como:

- Propiedades del instrumento.
- Morfología del conducto a instrumentar.
- Manejo del operador y su habilidad y experiencia con el sistema a utilizar.

Endosequence (Brassler USA/Tulsa)

El sistema Endosequence trata las preocupaciones del anterior diseño de limas, creando una lima eficiente y segura con un aprendizaje sencillo que le permite al endodoncista crear conductos mejor instrumentados.

El diseño de la lima empleado por el sistema Endosequence provee ACP (Puntos Alternativos de Contacto) a lo largo de la longitud de corte del instrumento. El uso de ACP le permite al instrumento mantenerse centrado en el conducto, lo que simultáneamente reduce el torque necesario.

La carencia del Radial Land proporciona un instrumento más agudo como resultado de la disminución del grosor del metal, lo que proporciona mayor flexibilidad al instrumento. Esto es una realidad incluso en los instrumentos de mayor conicidad.⁽²⁴⁾

Combinado con una punta de precisión, lo que la hace no cortante que se convierte en activa justo en D-1. El resultado es seguridad y así evitar una perforación, combinada con eficacia. Los puntos alternativos de contacto proveen una instrumentación eficiente que transportara en menor proporción el conducto.

En las áreas variables de contacto, las limas Endosequence presentan ángulos helicoidales variables. Como resultado de esto, se puede incrementar el rango de velocidad de este sistema entre 500 y 600 rpm.

Con estas características mencionadas anteriormente le permiten al instrumento mantenerse centrado en el conducto siendo seguro y eficiente, evitando el autoroscado y aumenta la remoción de restos y maximiza su capacidad de corte. Su superficie pulida aumenta el filo de la lima, su punta es inactiva, con capacidad de precisión a 1mm. La ausencia de áreas radiales le

permite una mayor flexibilidad así como una torsión menor, reducción de la sección transversal y bordes de corte filoso.

El electropulido en estos instrumentos ayuda a mantenerlos libres de muchas de las imperfecciones en el Níquel Titanio, que pueda llevar a la inexplicada separación y a otras consecuencias. Además este terminado mantendrá el borde del instrumento más agudo, más limpio y más durable.

El resultado de estas ventajas es un instrumento rotatorio con más eficacia al corte, menos resistencia lateral y resistencia creciente al desgaste.

El sistema Endosequence está disponible en conicidades de 04 de tamaños desde la (15 – 60) y con conicidad de 06 (15- 50) en longitudes de 21, 25 y 31 mm. El instrumento inicial es llamado Expeditor está incluido con el sistema para ayudar a determinar el diámetro inicial del conducto. El Expeditor es el equivalente a una lima 27 con una conicidad o Taper 04 y mide 21mm de largo.

(24)

Ventajas del sistema

- Precisión en instrumentación, a través del concepto de maquinado de una preparación completamente cónica de 06.
- Precisión en obturación, a través de un sistema de gutapercha completamente cónica verificado por laser.
- Capacidad de pronóstico en los resultados, integrando en forma lógica, nueva tecnología patentada de diseños y materiales para instrumentos con una técnica sencilla, sistemática y reproducible. (Este sistema cuenta con gutapercha y puntas de papel con conicidad).

Técnica

-Después de acceder al conducto, se debe de patentizar con una lima numero 10 tipo K con una profundidad aproximadamente a la mitad de la longitud de nuestro conducto.

-Utilizando la lima rotatoria “Expeditor”(abridor) se debe de penetrar al conducto hasta que se encuentre resistencia sustancial. Una vez heho este procedimeinto se selecciona el tamaño y conicidad de paquete apropiados para el tratamiento Endosequence.

.-Se procede a instrumentar el conducto con la técnica corona apical, usando las limas Endosequence sucesivas de su paquete de tratamiento seleccionado. Use cada lima hasta que se encuentre resistencia antes de pasar a la siguiente lima ejemplo:(30,25,20,15) para conductos pequeños.

-Cuando la preparación del conducto con el sistema Endosequence esta completa y lista para obturación, después que ha usado la primera lima rotatoria que alcanza la longitud de trabajo con resistencia para obturar puede solo escoger la punta de gutapercha de Endosequence correspondiente.(24)

Observaciones

-Irrigación abundante.

-Utilizar de 500 a 600 rpm.

-Utilizar la lima de pasaje entre cada lima de Endosequence.

TWISTED FILE (SybronEndo, Glendora,CA)

Este nuevo proceso de manufacturación utiliza torsión del material pulido en combinación con tratamiento térmico, en otras palabras la lima TF esta elaborada de un alambre de níquel titanio que es calentado, enfriado y torcido en un proceso creado por SybronEndo que le da su excepcionales propiedades mecánicas y físicas, creadas para mejorar la superelasticidad e incrementar la resistencia a la fatiga cíclica, aumentar la eficacia de corte, que en teoría es de 3 a 4 veces mayor que la de otros instrumentos rotatorios de níquel titanio disponibles en este momento. Es altamente resistente a la fractura, extremadamente flexible, sigue con facilidad el trayecto del conducto y provee posibilidades para la instrumentación de conductos que no existían anteriormente.(23)

Las limas TF se sobreponen a las limitaciones de las limas rotatorias de níquel titanio fabricado por desgaste. Comúnmente, las limas rotatorias de níquel titanio son fabricadas por desgaste, este desgaste se realiza contra los granos de la estructura del metal debilitándolos. Durante este proceso se crean micro fracturas que pueden actuar como un foco de fractura subsiguiente si el instrumento es sometido a un exceso de torsión o de fatiga cíclica.

La lima es fabricada de una sola pieza de níquel titanio con lo que se eliminan los movimientos excéntricos durante la rotación. La lima TF es triangular en su sección transversal y son variables en el ancho y la profundidad de las estrías de corte así como el ángulo helicoidal.

Fase R

Los instrumentos TF son creados tomando Ni.Ti puro en la fase cristalina de austenita y transformándola a la fase de estructura cristalina (Fase R) por un proceso de calentamiento y enfriamiento. En la fase R, Ni-Ti no se puede pulir, pero puede ser torsionada. Una vez torsionada, la lima es calentada y enfriada de nuevo para mantener su forma y convertirlo de nuevo a su base de austenita, la cual es superelástica una vez sometida a tensión. Porque los instrumentos pulidos no son característicamente resistentes a la fractura por que el pulido de la fase cristalina crea puntos de microfractura a lo largo del instrumento, este nuevo proceso tiene el propósito de respetar el pulido de la estructura a todo lo largo.⁽²³⁾

Presentación Comercial

Caja Negra: Los instrumentos son de un solo tamaño y están disponibles en diferentes conicidades (.04, .06, .08, .10 y .12)

Caja Azul: Tiene surtido de instrumentos limas grandes con conicidades de (.06, .08 y .10)

Caja Blanca: Surtido de limas pequeñas conicidades (.04, .06 y .08)

Técnica de Instrumentación de limas TF

-Antes de utilizar el instrumento, realizar el acceso directo y patentizar el conducto hasta apical con una lima manual #15.

-Insertar la primera lima TF 25/.08 hasta encontrar resistencia y retirarla inmediatamente. Se va a proceder a la siguiente lima, si no se ha alcanzado la longitud de trabajo.

-Insertar la segunda lima TF 30/.06 hasta encontrar resistencia y retirarla inmediatamente.

-Introducimos la tercera lima TF 35/06(normalmente ya baja hasta nuestra longitud de trabajo).

-Introducimos la última lima TF 40/04 hasta encontrar resistencia y es retirada inmediatamente.

-Si no se logra la longitud de trabajo, repetir todo el procedimiento.

Observaciones

-Uso del instrumento a 500 a 600 RPM.

-Irrigación continua entre cada instrumento.

-Limpiar los instrumentos después de utilizarlos.

HyFlex CM (Coltene Endo)

Las limas de NiTi HyFlex Controlled Memory se fabrican con un proceso único que controla la memoria del material y las hace extremadamente flexibles pero sin la memoria de forma de las limas de NiTi convencionales.

Esto permite a la lima seguir muy de cerca la trayectoria anatómica del conducto, lo que reduce el riesgo de formación de escalones, transporte del conducto o perforación.

Además, las limas pueden precurvarse de modo similar a las de acero inoxidable. Especialmente en conductos radiculares con curvaturas abruptas, esto puede contribuir a evitar la formación de escalones.

Y con una Ausencia de memoria de forma vamos a tener más flexibilidad extrema y un seguimiento excelente del conducto.

Las limas de NiTi HyFlex Controlled Memory responden a una resistencia excesiva con un enderezamiento de las hélices, lo que evita la adherencia a las paredes y por tanto incrementa la resistencia a las fracturas. Esta deformación de la forma puede invertirse rápidamente mediante tratamiento térmico (durante la esterilización en autoclave o en esterilizador de bolas de vidrio), con lo que los instrumentos recuperan su forma original.⁽²⁸⁾

Además, esto hace que las limas resulten mucho mas resistentes a la fatiga cíclica. Por otra parte permite verificar con facilidad visualmente si resulta seguro seguir utilizando la lima.

Cuando se recupera la forma tras el tratamiento térmico tenemos la posibilidad de múltiples usos es de algunas desventajas de este sistema.

Las limas NiTi HyFlex Controlled Memory con memoria controlada son hasta un 300 % mas resistentes a la fatiga cíclica que las limas de NiTi convencionales, lo que ayuda a que la frecuencia con que se produce la rotura de la lima sea sustancialmente menor.⁽²⁸⁾

Presentación Comercial

Caja Surtida con seis instrumentos con conicidades diferentes (.08, .06, .04), encontramos la lima 25/.08, 20/.04, 25/.04, 20/.06, 30/.04 y 40/.04.

Técnica de Instrumentación de limas HyFlex CM

Las limas NiTi HyFlex Controlled Memory se utilizan de la siguiente manera:

- Introducir primera lima HyFlex Controlled Memory 25/.08 hasta encontrar resistencia e inmediatamente retirarla (si alcanza la longitud de trabajo puede continuar directamente hasta la lima 20/.06.
- Introducir segunda lima HyFlex Controlled Memory 20/.04 hasta encontrar resistencia e inmediatamente retirarla.
- Se procede a inserta la tercera lima HyFlex Controlled Memory 25/.04 siguiendo el mismo protocolo anteriormente mencionado.
- Se introduce la cuarta lima HyFlex Controlled Memory 20/.06
- Introducimos la lima HyFlex Controlled Memory 30/.04 hasta encontrar resistencia y retiramos inmediatamente.

-Por ultimo se coloca la lima HyFlex Controlled Memory 40/.04 hasta encontrar resistencia.

Observaciones

Se debe de utilizar a 500 RPM con un torque de 2,5 N.cm.

Irrigación entre cada instrumento.

Limpieza de cada instrumento entre cada paso.

OBJETIVO

Comparar cual de los sistemas rotatorios Twisted File (Sybron Endo), HyFlex (Coltene Endo) y Endosequence (Brasseler), presenta menor deformación después de su uso clínico examinados a través de magnificación.

OBJETIVO ESPECIFICO

Medir la longitud del fragmento separado

HIPÓTESIS

Hipótesis Nula: Los instrumentos rotatorios de Ni-Ti Twisted File (TF), HyFlex y Endosequence no presentan deformación en su superficie después de su uso clínico.

Hipótesis 1: El sistema Twisted File(TF) presenta menor deformación en su superficie después de su uso clínico en comparación con HyFlex y Endosequence.

Hipótesis 2: El sistema HyFlex presenta menor deformación en su superficie después de su uso clínico en comparación con Twisted File (TF) y Endosequence.

Hipótesis 3: El sistema Endosequence presenta menor deformación en su superficie después de su uso clínico en comparación con Twisted File (TF) y HyFlex.

VARIABLES

Dependientes: Deformación y rango de fractura de instrumentos rotatorios NiTi.

Independientes: Sistemas rotatorios de Ni-Ti

Twisted File (TF), HyFlex y Endosequence

OPERACIÓN DE VARIABLE

Deformación: La aleación de Ni-Ti se caracteriza por la capacidad de sufrir modificaciones permanentes en su superficie sin alcanzar la separación del instrumento.

UNIVERSO DE ESTUDIO

Instrumentos rotatorios de Níquel Titanio

MUESTRAS

Se utilizaron un total de 36 instrumentos rotatorios de Níquel titanio de 3 marcas comerciales distintas, HyFlex CM(Coltene®Endo), Endosequence(Brassler USA/Tulsa) y TF(Sybronendo).

CRITERIOS DE INCLUSION

Instrumentos rotatorios nuevos HyFlex CM (Coltene®Endo), Endosequence (Brasseler) y TF (Sybronendo).

Ultrasonificados

CRITERIOS DE EXCLUSIÓN:

Instrumentos nuevos que al Microscopio óptico presenten microfracturas o deformaciones de fábrica.

CRITERIOS DE ELIMINACION

-Fracturas de instrumentos que no puedan ser retiradas sin que la muestra sea alterada.

-Piezas las cuales presenten alguna fractura en su estructura durante la instrumentación.

Materiales y métodos

Lista de Instrumental y equipo

- Instrumentos rotatorios Endosequence(Brasseler)
- Instrumentos rotatorios TF(SybronEndo) y Instrumentos rotatorios Hi-Flex(Coltene Endo).
- Microscopio Óptico, (Global)
- Computadora (Toshiba)
- Aparato de Rayos X (Gendex)
- Radiovisiografo (Schick)
- Micromotor Endo-Mate (NSK)
- Pieza de mano de Alta velocidad (Pana-Max Air Plus)
- Pieza de Baja Velocidad (NSK)
- Portagrapas (Hygienic)
- Carpule (TBS)
- Arco de Young
- Dique de Hule (Hygienic)
- Espejo (Nordent)
- Explorador de Conductos DG16 (Nordent)
- Cucharilla de dentina 32L (Nordent)
- Pinza de Curación (Nordent)
- Fresa de Carburo bola #3 y #4
- Glick (Nordent)
- Espaciador (Nordent)
- Smear Clear (SybronEndo)
- Hipoclorito de Sodio (Cloralex)
- Limas tipo K de #10, 15, 20, 25, 30, 35 (Dentsply/Maillefer)
- Jeringa Hipodérmica
- Solución Fisiológica
- Agujas para irrigar #27 con salida lateral (Dentsply)

-Fresas Gates Glidden #2, 3 y 4
(Maillefer)

-Conos de gutapercha calibrados
(Dentsply)

-Fresa Endo Z (Maillefer)

-Puntas de papel (Dentsply)

-Cemento Sellador AH-Plus
(Dentsply)

-Gutaperchas accesorias(Dentsply)

METODOLOGÍA

Se solicito autorización al comité de bioética de la Facultad de Odontología para la realización de esta investigación. Posteriormente se realizo el diagnostico a pacientes q acuden a la clínica de Especialidad en Endodoncia del centro de posgrado e investigación en salud, y aquellos reunían los criterios de inclusión, se les informo de la investigación, solicitándoles ser parte de ella, se les pidió firmarán el consentimiento informado.

En este estudio “in vivo” se utilizaran tres sistemas rotatorios: Endosequence (Brasseler), Twisted File (Sybron Endo), Hi-Flex (Coltene Endo) en conductos mesiales de primeros y segundos molares mandibulares y conductos vestibulares de primeros y segundos molares superiores de pacientes que fueron seleccionados al azar, instrumentando los conductos mesiales inferiores y vestibulares superiores con una curvatura mayor de 15° y menor 45° en dichas piezas para analizar el desgaste de los instrumentos en pacientes de la clínica de la especialidad de Endodoncia.

Endosequence



Hy-Flex

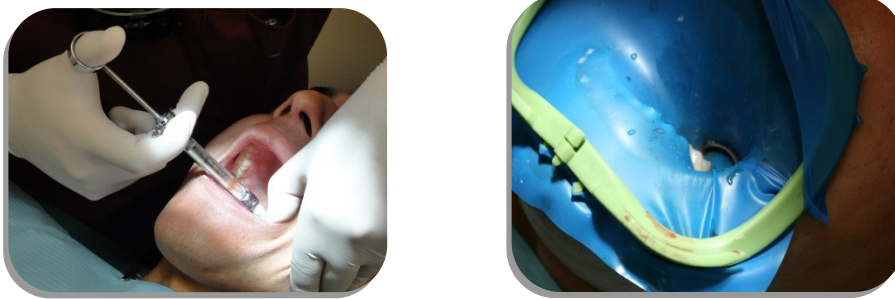


Twisted File



Las curvaturas de las raíces fueron determinadas por el método según Schneider. Las raíces que no se pudiera determinar su curvatura fueron excluidas.

Siguiendo el protocolo de anestesia y aislamiento del paciente así como el acceso se procedió al tratamiento.



En la técnica de instrumentación se llevo a cabo de la siguiente manera:

- Al localizar los conductos se patentizo cada conducto con limas tipo K calibre 10 y 15 mm (Maillefer) hasta encontrar un poco de resistencia.

- Se realizo el ensanchamiento de tercio cervical y medio con fresas Gates Glidden (Dentsply Maillefer) 2, 3 y 4 para tener mejor acceso a tercio apical, utilizando como agente irrigante y lubricante hipoclorito de sodio al 5.25% entre cada fresa Gates Glidden(Maillefer).



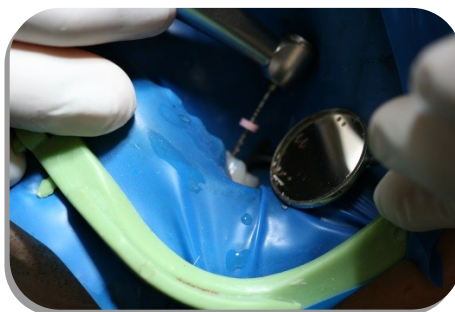
-Se procedió al limado manual apical con las limas tipo K (Maillefer) de calibre 15,20 y 25mm, para obtener la longitud de trabajo, se utilizó un localizador de conductos Root ZX- mini (Morita) y corroborándola con una radiografía obteniéndola con el aparato rayos X (Gendex) y el radiovisiografo (Shick).

-Una vez obtenida la longitud de trabajo se procedió a seguir instrumentando el conducto hasta el instrumento final. Esto se describe por cada sistema rotatorio de la siguiente manera:

-En el sistema Endosequence (Brasseler): se utilizaron la secuencia de limas 25/04, 30/04, 35/04 y 40/04 como instrumento final, utilizando agente irrigante hipoclorito de sodio al 5.25% entre cada instrumento.

-En el sistema TF (Sybron Endo): se utilizó la lima 25/08, 30/06, 35/06 y como instrumento final 40/04 utilizando irrigante, hipoclorito de sodio al 5.25% entre cada instrumento.

-En el sistema HyFlex (Coltene Endo): se utilizó la lima 25/04, 20/06, 30/04 y como instrumento final 40/04, utilizando irrigante, hipoclorito de sodio al 5.25% entre cada instrumento.



Una vez ya terminada la instrumentación de los conductos y con la prueba de cono obtenida, colocamos el agente Quelante Smear Clear por tres minutos, eliminándolo con solución fisiológica como irrigación final.

Secos los conductos con puntas de papel y se procede a obturar.

Se dividieron en 3 grupos de 15 instrumentos los cuales se dividían en:

- Conductos en los que se instrumento con el sistema rotatorio **Endosequence** (Brasseler) en los 5 molares con terminación apical 40/04.

- Conductos en los que se instrumento con el sistema rotatorio **Twisted File** (Sybron Endo) en los 5 molares con terminación apical 40/04.

- Conductos en los que se instrumento con el sistema rotatorio **HyFlex** (Coltene Endo) en los 5 molares con terminación apical 40/04.

Una vez obtenida las muestras se llevaron para ser analizadas bajo el microscopio electrónico de barrido, observando el desgaste en su superficie después de haber sido utilizadas cinco veces en los molares de los pacientes., así como se midieron los fragmentos distorsionados a partir de D1 de cada instrumento.

Los datos fueron arrojados en un programa de SPSS,

RESULTADOS

De los quince instrumentos analizados divididos en tres grupos (Endosequence, Twisted File TF y Hy Flex), los resultados obtenidos se basaron en el siguiente parámetro:

- 1) Nula deformación (no presentó daño, ni aberraciones en su superficie, inclusive observado en el microscopio y el instrumento no presento cambio en su forma).
- 2) Poca deformación (solo pudo observar el daño del instrumento con el microscopio y no cambio la forma del instrumento).
- 3) Con deformación (con daño evidente en el microscopio y a simple vista y puesto que el instrumento cambió su forma).

En el número de muestra (M) se describen así:

Resultados de los 5 instrumentos Twisted- File (TF) 40/04 con cinco usos clínicos son: TF se presentó con más deformación en la superficie metálica.

M1: Con deformación

M2: Con deformación

M3: Con deformación

M4: Poca deformación

M5: Con deformación

Resultados de los 5 instrumentos Hy- Flex 40/04 con cinco usos clínicos son:

Hy-Flex se presentó con menos deformación en la superficie metálica.

M1: Poca deformación.

M2: Nula deformación.

M3: Nula deformación.

M4: Nula deformación.

M5: Nula deformación.

Resultados de los 5 instrumentos Endosequence 40/04 con cinco usos clínicos son: Endosequence presentó poca deformación en la superficie metálica.

M1: Poca deformación.

M2: Nula deformación.

M3: Nula deformación.

M4: Nula deformación.

M5: Poca deformación.

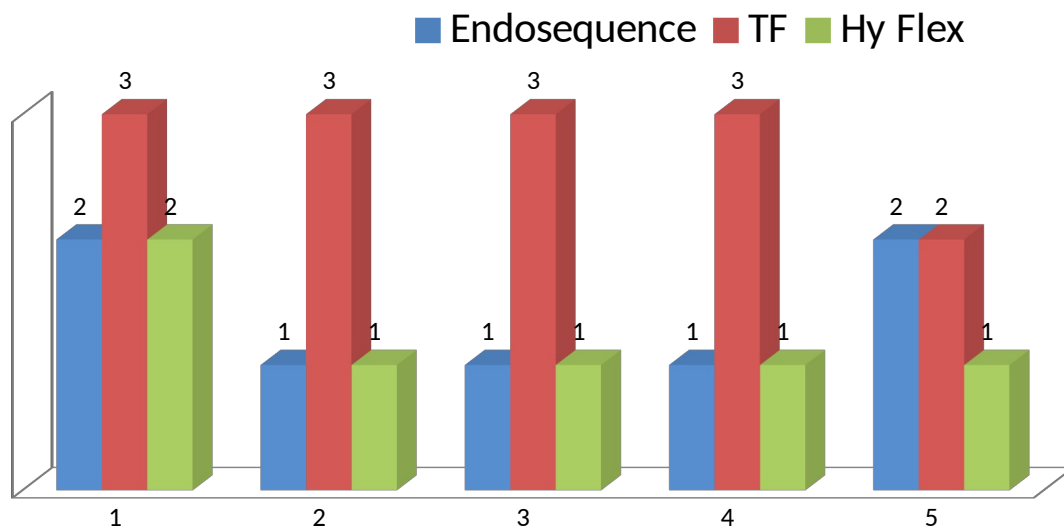
De los tres sistemas rotatorios analizados el que presentó mayor resistencia a la deformación después de cinco usos clínicos fue Hy-Flex con solo una muestra de poca deformación y las otras cuatro muestras con nula deformación en su masa metálica ni en su ángulo de corte a diferencia de los otros dos sistemas (Endosequence y Twisted File) utilizados en este estudio.

Las muestras con mayor daño en su superficie fueron Twisted File debido a que en cuatro de sus muestras presento deformación y solo en una muestra poca deformación. Fue evidente el cambio sobre su superficie y su masa metálica. A pesar d esto, no hubo ninguna fractura, ni microfracturas de estos instrumentos.

En cuanto a Endosequence si llego a sufrir poca deformación en su masa metálica y a pesar de esto no hubo ninguna fractura ni microfracturas de estos instrumentos.

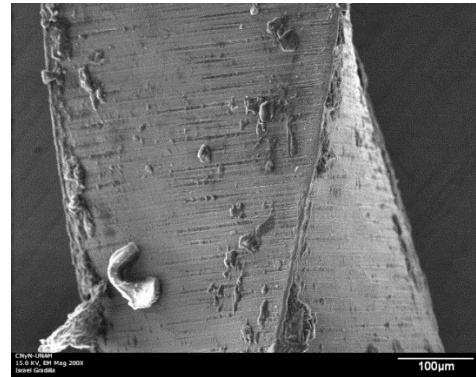
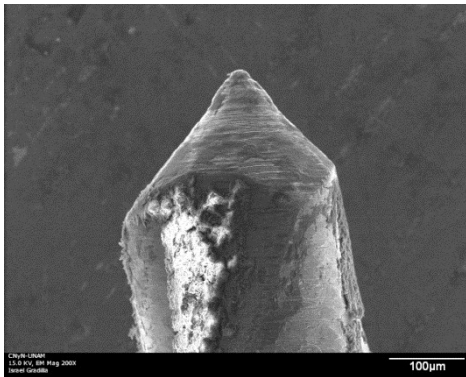
GRÁFICA

Comparación de Instrumentos

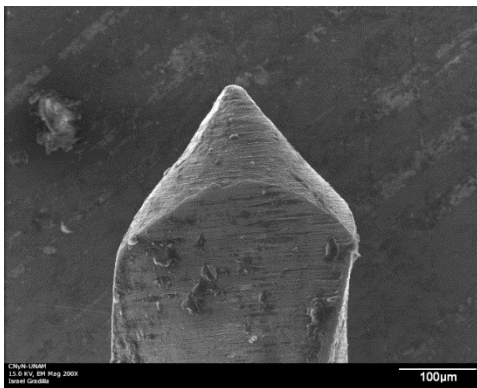


En esta grafica se observa la comparación de los instrumentos comparando la deformación en las cinco muestras.

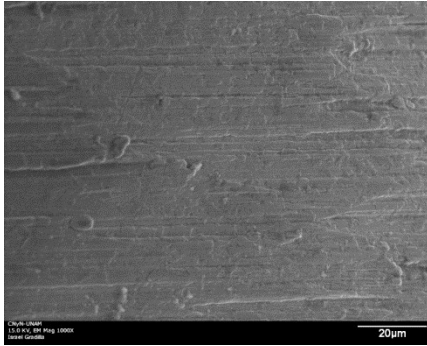
HY-FLEX



Hy-Flex usada no presenta deformación de la masa ni de ningún ángulo de corte de su superficie pero si se observan restos orgánicos.

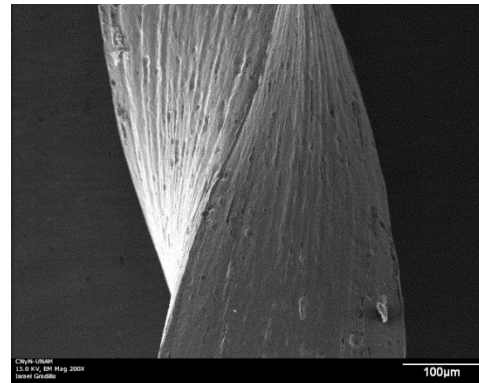
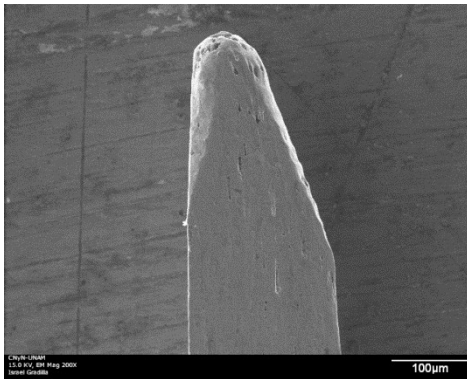


Hy-Flex nueva se puede observar que hay imperfecciones y/o restos siendo el instrumento nuevo.

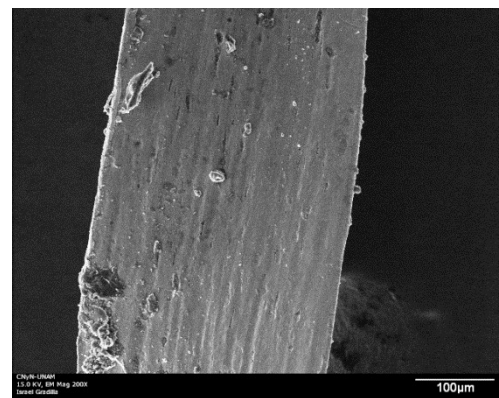
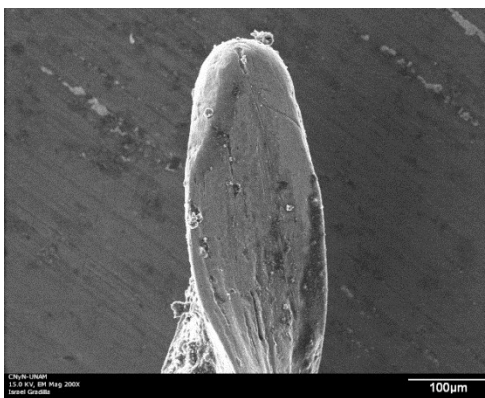


Se puede observar la superficie del instrumento.

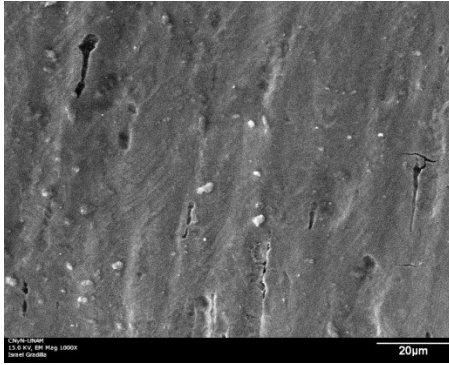
TWISTED FILE



TF nueva se observa el estriado de su superficie es vertical debido a su proceso de manufacturación.

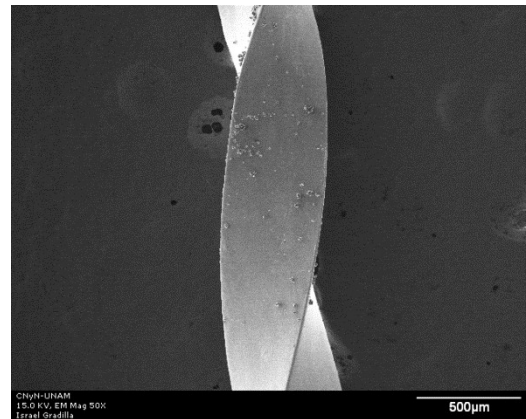
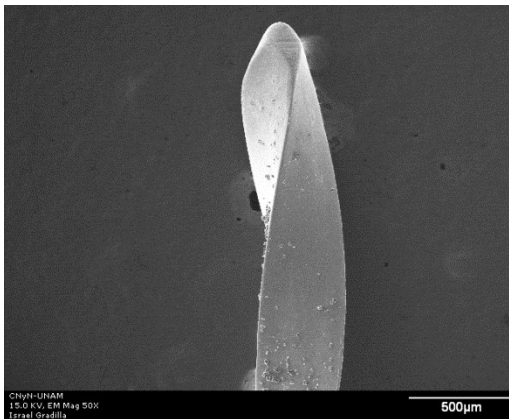


TF usada observamos restos orgánicos y un daño en su ángulo de corte descrito como una muesca.

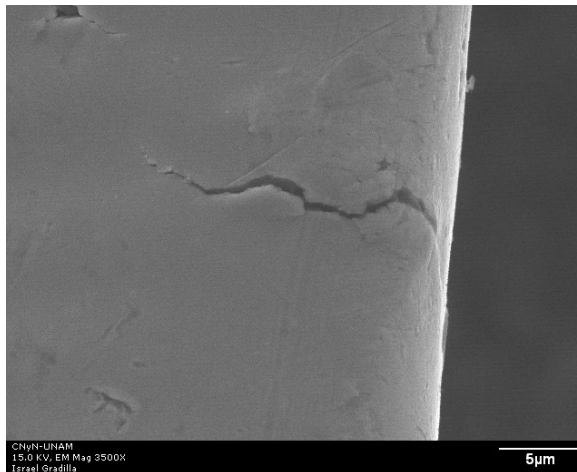


Podemos observar que presenta microfracturas y microestrias en la superficie del instrumento.

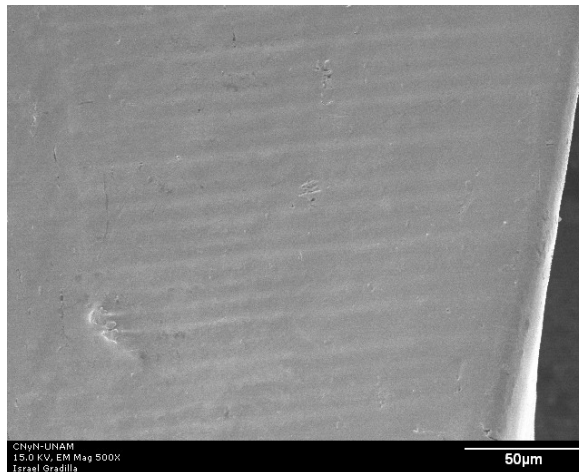
ENDOSEQUENCE



Endosequence nuevas no presenta deformaciones de la masa ni del ángulo de corte.



Endosequence usada se observa una microfractura en la superficie y en el ángulo de corte.



Aquí observamos la superficie del instrumento con microestrias que se observan atenuadas por el proceso de electropulido.

ANÁLISIS DE DATOS ESTADÍSTICOS

Pruebas no paramétrica

Prueba estadística con el programa SPSS 15.0

Prueba de Kruskal-Wallis

Prueba estadística de igualdad de medianas en la distorsión o deformación al emplear TF, Endosequence y Hy Flex.

Hipótesis:

Ho: igualdad de medianas en la distorsión o deformación al emplear TF, Endosequence y Hy Flex.

H1: diferencia entre medianas en la distorsión o deformación al emplear TF, Endosequence y Hy Flex.

Resultados de la Prueba:

Rangos

VAR00002		N	Rango promedio
VAR00001	TF	5	8.20
	Endosequence	5	9.50
	HyFlex	5	6.30
	Total	15	

Estadísticos de contraste^{a,b}

	VAR00001
Chi-cuadrado	1.690
gl	2
Sig. asintót.	.429

a. Prueba de Kruskal-Wallis

b. Variable de agrupación: VAR00002

Comentario: La estadística de contraste 1.690 es menor que el valor de tablas 5.99 de la distribución de probabilidad Chi-cuadrado al 95% de nivel de confianza con 2 grados de libertad. Por lo que no rechaza la hipótesis de la igualdad de medianas en lo que respecta a la distorsión o deformación al emplear TF, Endosequence y Hy Flex.

Conclusión: No hay diferencia significativa estadísticamente en la distorsión o deformación al emplear TF, Endosequence y Hy Flex.

DISCUSIÓN

En un estudio realizado por Gianluca Gambarini en el 2009 se investigo si la resistencia a la deflexión angular aumentaba con los nuevos procesos de manufacturación. El comparó TF con Profile, K3 y Mtwo que son de diferente proceso de fabricación. El concluyó que TF era mas resistente a la deflexión angular (es el monto o numero de rotaciones que una lima rotatoria puede resistir antes de una fractura por torsión, por consecuente con la deformación.) y mis resultados contrastan con los de Gianluca Gambarini al encontrar menor resistencia a la deformación de los instrumentos TF comparado con Endosequence y Hy-Flex.

Michael Larsen realizo un estudio el cual tenia el propósito determinar si estos nuevos instrumentos de NiTi de nueva generación TF y GTX serian mas resistentes a la fatiga cíclica en comparación con instrumentos rotatorios de NiTi fabricados por el tradicional torneado helicoidal como Endosequence y Profile(J Endod 2009;35:401-403)

Larsen concluyó que TF fue significativamente más resistente a la fatiga cíclica que Endosequence, pero no diferente de la Profile y con un mismo tamaño de la punta (#25). Pero este resultado difiere con el resultado de este análisis, puesto que el instrumento que tuvo mayor desgaste fue TF y un desgaste menor fue Endosequence.

CONCLUSIÓN

Los instrumentos Hy-Flex fueron los que mayor resistencia a la deformación, durante su uso clínico, pues no hubo deformación en su masa metálica. Se puede concluir que resiste más por su proceso único que controla la memoria del material y los hace extremadamente flexibles pero sin la memoria de forma de las limas de NiTi convencionales.

En cuanto a los instrumentos Endosequence se puede concluir que estos instrumentos tuvieron poco desgaste debido a que su superficie tiene un electropulido y eso ayuda a que no provoque microfisuras y microestrías.

En cuanto a los instrumentos TF se puede concluir que estos fueron los que sufrieron más daño evidente en sus superficies analizadas en el microscopio y clínicamente cambiando la forma de los mismos, estos instrumentos fueron los menos resistentes a la deformación.

Por lo que concluimos haciendo una recomendación en poder utilizar en cinco ocasiones a los instrumentos Hy-Flex debido al comportamiento y el resultado de este estudio.

Debido al poco número de muestras no encontramos una diferencia significativa entre los instrumentos rotatorios Endosequence, Hy-Flex y Twisted File. Esto realizado con la prueba estadística de Kruskal-Wallis.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Vorwek, G. Terapéutica endodóntica con instrumentos rotativos. Concepto terapéutica sistemático para la práctica dental. Quintessence (Ed. Esp.) Volumen 13, número 10, 2000.
2. Beer, R. Baumann, M. Kim, S. Atlas de endodoncia 2000 Ed. Masson
3. Leonardo, M.R., De Toledo, R. Sistemas rotatorios endodoncia: instrumentos de níquel titanio. 2002, editorial Artes médicas Ltda.
4. Cohen, S. Burns, R. Vías de la pulpa novena Edición.

5. Soares, I.J. Goldberg, F. Endodoncia: Técnicas y fundamentos. 2002 Editorial Medica Panamericana.
6. Gambarini, G. Testarelli, L. Milana, V. Ann Ist Super Sanita 2009. Vol, 45, No. 4:423-426. Angular deflection of rotary NiTi files: a comparative study
7. Larsen M. Et. Al. Cyclic Fatigue Analysis of a New Generation of Niquel Titanium Rotary Instruments (J Endod 2009; 35:401-403)
8. Ya Shen, JOE 2009 Defectos de los instrumentos de NiTi despues de su uso clinico. Parte 1: relación entre las imperfecciones observadas y los factores que llevan a los defectos en el estudio de “cohort”
9. Tung B. Bui, et al JOE 2008. Efecto de electropulido en instrumentos rotatorios Ni Ti Profile sobre Resistencia a la fatiga cíclica, Resistencia al torque y eficacia del corte.
10. Ugur Inan, Et al. JOE 2007 Evaluación de las características de la superficie de los instrumentos Protaper nuevos y usados: estudio microscópico de la fuerza anatómica.
11. Susan Wolcott, JOE 2001 Incidencia de separación de limas rotatorias Pro Taper una evaluación clínica.
12. Timothy A. Svec, DDS, MS JOE 2002. Deterioro de limas rotatorias Níquel Titanio bajo condiciones controladas.
13. Teresa Roberta Tripi, DDS, JOE 2001 Defectos en instrumentos rotatorios después de ser usados: observados en microscopio electrónico

14. Boonrat Sattapan, DDS, MDSc, JOE 2000. Defectos en limas rotatorias de niquel- titanio después de su uso clínico.
15. Boonrat Sattapan, DDS, MDSc, JOE 2000 Torque durante la instrumentación del conducto usando limas rotatorias de NiTi.
16. Canalda C. Brau E. Endodoncia: Tecnicas clínicas y bases científicas. 2da Ed. Editorial Elsevier. Cap. 1
17. Antonio Rodriguez- Ponce d. Amolca 2003 España Cap-1
18. Mc Spaden J. Mastering Endodontic Instrumentation, Cap 1 Pagina 9
19. Simon, Eugene F. Huget and Laszlo B. De Simon, Potential Applications of Certain Niquel-Titanium.
20. Ciclic fatigue testing of niquel titanium endodontic instruments. J Endod, v.23,p77-85, 1997.
21. Root canal instruments for manual use: a review Endod Dent Traumat, v.13,p,51-64, 1997.
22. Gambarini G. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after prolonged clinical use. Int Endod J 2001;34:386-9.
23. www.sybronendo.com/index/sybronendo-shape-tf-02
24. www.brasselerusa.com/brass/index.cfm
25. Cohen, Hargreaves: Vías de la pulpa, novena Ed. 2008 (para anatomía y accesos de los 1ros y 2dos molares).

26. Schneider SW. A comparison of canal preparation in straight and curve
Canals Oral Surg Oral Path Oral Med 1971 32; 271-5.
27. www.maillefer.com
28. www.hyflexcm.com
29. Mondragon, Endodoncia cap. 12 Editorial Interamericana.
30. www.realworldendo.com