



COMPARACIÓN DE LA RESISTENCIA A LA FATIGA CÍCLICA ESTÁTICA Y DINÁMICA DE DIFERENTES SISTEMAS ROTATORIOS

Doctoranda:

Celia Ruiz Sánchez

Directores:

Prof. Dr. Vicente José Faus Llácer

Dr. Vicente Faus Matoses



**DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGÍA
DOCTORADO EN ODONTOLOGÍA**

Valencia, Julio 2020



VNIVERSITATĪ VALÈNCIA

Facultad de Medicina y Odontología
Departamento de Estomatología
Programa de Doctorado en Odontología
Código 3143, RD 99/2011

**"Comparación de la resistencia a la fatiga cíclica
estática y dinámica de diferentes sistemas rotatorios"**

TESIS DOCTORAL

Presentada por:

Celia Ruiz Sánchez

Dirigida por:

Prof. Dr. Vicente José Faus Llácer

Dr. Vicente Faus Matoses

Valencia, Julio 2020



VNIVERSITATIS VALÈNCIAE

Departamento de Estomatología

Unidad Docente de Patología y Terapéutica Dental

D. **Vicente José Faus Llácer**, Profesor Titular del Departamento de Estomatología de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universitat de València,

D. **Vicente Faus Matoses**, Profesor Asociado del Departamento de Estomatología de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universitat de València,

CERTIFICAN:

Que la presente memoria, titulada "**Comparación de la resistencia a la fatiga cíclica estática y dinámica de diferentes sistemas rotatorios**", corresponde al trabajo realizado bajo su dirección por Dña. **Celia Ruiz Sánchez**, para su presentación como Tesis Doctoral en el Programa de Doctorado en Fisiología de la Universitat de València.

Y para que conste firman el presente certificado en Valencia, a 14 de Julio de 2020.

Fdo. Prof. Dr. Vicente José Faus Llácer

Prof. Vicente Faus Matoses

“Porque te hago saber, Sancho, que la boca sin muelas es como molino sin piedra, y en mucho más se ha de estimar un diente que un diamante”

Don Quijote de la Mancha, Miguel de Cervantes

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar, me gustaría agradecer a todas las personas que han estado a mi lado en lo personal y en lo académico y que directa o indirectamente me han ayudado al desarrollo de esta Tesis Doctoral.

A mis directores de tesis, el Dr. **Vicente Faus Llácer,** mi padre odontológico, por inculcarme desde la carrera el amor por esta profesión y la docencia. Quiero agradecerle todo el tiempo, la confianza y el cariño que me ha dado a lo largo de los años, tanto en el ámbito profesional como personal. Siempre me has tratado como a una hija y me has ayudado en todo.

Al Dr. **Vicente Faus Matoses,** por estar durante tantos años a mi lado siempre apoyándome y dispuesto a ayudarme en todo. Gracias por tener el mejor sentido del humor del mundo y por hacerme reír en los momentos de dificultad, por alegrarme y animarme.

A mis compañeros y amigos del Máster en Odontología Restauradora y Endodoncia, y en especial a mis chicas Blanca, Zenia, Sara, Lourdes y Paula porque no nos podrían haber elegido mejor. A Ana y Laura por ayudarme en parte de la recogida de los datos. Por los buenos momentos en el preclínico, en la clínica, en congresos, en las comidas y en las cenas. Gracias a todos por hacerme sentir tan querida y dejarme formar parte de esta gran familia. Este trabajo no habría sido posible sin vuestra colaboración.

A mis padres, Candi y Rafa, por ser mi ejemplo a seguir en la vida, por su esfuerzo y preocupación por mi formación, y por el apoyo incondicional, ayuda y motivación que siempre me han dado para poder hacer lo que me ilusionaba sin cuestionarme. Por transmitirme la perseverancia para superar cualquier dificultad y por ser la brújula de mis mejores decisiones. Os quiero.

A mi hermano, Pablo, no podría imaginarme mi vida sin ti. Siempre has sido y serás mi fuerza en los momentos más importantes. Por apoyarme en todo. Estoy orgullosa de ti.

A mi familia, tengo la suerte de formar parte de una estupenda y gran familia, como somos muchos no voy a poder mencionarlos a todos, pero cuando pienso en vosotros es inevitable sentir gratitud y darme cuenta de lo afortunada que soy por teneros. Quiero daros las gracias a todos, por tanto; y en especial a mis primas Paloma y Blanca y mi tía Meme, siempre a mi lado ayudándome y apoyándome en todo. A mis abuelos, Joaquina y Pepe, y Dora y Manuel. A Luis y a Mayi, a Luíste y María. A Pepe y Lupe, y Pepete y Lupita. A mi tío Javi, siempre me acordaré de su alegría y de sus bromas.

A mis amigos de toda la vida de Albacete. A los que se convirtieron en familia en el colegio mayor Lluís Vives, que a pesar de haber pasado el tiempo habéis formado parte de los mejores años de mi vida. A Gonzalo por tantos años juntos de cariño incondicional, por todos los buenos momentos, siempre has estado ahí cuando te he necesitado, animándome a ser mejor. A Andrea y Nacho por vuestra amistad y cariño, por las risas, por haberme tratado siempre tan bien, por estar junto a mi y por todos los momentos y viajes compartidos. A mis diente-citas, Blanca, Arantxa, Amparo, Georgina, Belén y María, por tantas horas de clases, prácticas, estudio y risas, y por todos los momentos que pasamos juntas, nos hacemos mayores y nuestra familia va creciendo. A Marina por creer siempre en mí y escucharme siempre que lo he necesitado. A Beatriz, Ana, Sonia, Cristina y Teresa por acogerme como una más, ayudarme, aconsejarme y cuidarme tantísimo siempre. A cada una de las personas que forman parte de los equipos de las clínicas en las que trabajo, gracias a vosotros trabajar es un placer. Entre todos habéis convertido Valencia en mi hogar, gracias a todos por tanto, aunque no suela decirlo os quiero mucho.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	21
JUSTIFICACIÓN E HIPÓTESIS	25
OBJETIVOS	29
REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA	33
1. <i>ESTRATEGIA DE BÚSQUEDA</i>	35
2. <i>ASPECTOS GENERALES</i>	36
2.A. CONCEPTO ENDODONCIA. ETIOLOGÍA DE LA PATOLOGÍA PULPAR. ÉXITO Y FRACASO.....	36
2.B. CONCEPTO PREPARACIÓN BIOMECÁNICA	37
3. <i>ALEACIONES EN ENDODONCIA</i>	38
3. A. ALEACIÓN DE ACERO INOXIDABLE	38
3.B. ALEACIÓN DE NITI CONVENCIONAL	38
3.C. METALURGIA DE LA ALEACIÓN DE NITI.....	39
4. <i>SISTEMAS ROTATORIOS DE NÍQUEL TITANIO</i>	46
4.A. GENERACIONES DE LOS SISTEMAS ROTATORIOS.....	46
4.B. MEJORAS EN LOS SISTEMAS ROTATORIOS.....	47
4.C. SISTEMAS DE INSTRUMENTACIÓN ROTATORIA: PROTAPER UNIVERSAL, PROTAPER NEXT, PROTAPER GOLD, PROFILE VORTEX BLUE	54
5. <i>FRACTURA DE LOS SISTEMAS ROTATORIOS</i>	58
5.A. INCIDENCIA Y PRONÓSTICO	58
5.B. TIPOS DE FRACTURAS.....	60
5.C. FATIGA CÍCLICA.....	62
MATERIAL Y MÉTODOS	71
1. <i>DISEÑO DEL ESTUDIO</i>	73
2. <i>MUESTRA DEL ESTUDIO. SELECCIÓN DE LA MUESTRA</i>	73
3. <i>MATERIAL</i>	74
3.1. CONFIGURACIÓN DEL CONDUCTO ARTIFICIAL.....	75
3.2. DISPOSITIVO DE FATIGA CÍCLICA ESTÁTICA.....	76
3.3. DISPOSITIVO DE FATIGA CÍCLICA DINÁMICA	77

4. MÉTODOS	79
4.1. PRUEBA DE RESISTENCIA A LA FATIGA CÍCLICA ESTÁTICA.....	79
4.2. PRUEBA DE RESISTENCIA A LA FATIGA CÍCLICA DINÁMICA	81
4.3. RECOGIDA DE DATOS	83
4.4. ANÁLISIS ESTADÍSTICO.....	84
RESULTADOS	85
1. ANÁLISIS DESCRIPTIVO	87
1.A. DESCRIPCIÓN DE LA MUESTRA.....	87
2. ANÁLISIS COMPARATIVO	91
2.A. ANÁLISIS DE LA RESISTENCIA A LA FATIGA CÍCLICA ESTÁTICA	91
2.B. ANÁLISIS DE LA RESISTENCIA A LA FATIGA CÍCLICA DINÁMICA.....	108
2.C. ANÁLISIS COMPARATIVO DE LOS RESULTADOS OBTENIDOS EN LAS PRUEBAS DE RESISTENCIA A LA FATIGA CÍCLICA ESTÁTICA Y A LA RESISTENCIA A LA FATIGA CÍCLICA DINÁMICA	110
DISCUSIÓN.....	117
1. JUSTIFICACIÓN DE LA METODOLOGÍA EMPLEADA	119
1.A. SELECCIÓN DE LOS SISTEMAS ROTATORIOS	119
1.B. DISPOSITIVOS FATIGA CÍCLICA	119
2. ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS OBTENIDOS	121
2.A. ALEACIONES DE NITI.....	121
2.B. ANATOMÍA DEL CONDUCTO RADICULAR	122
2.C. SECCIÓN TRANSVERSAL.....	123
2.D. COMPARACIÓN ENTRE PRUEBA ESTÁTICA Y PRUEBA DINÁMICA.....	124
CONCLUSIONES	127
BIBLIOGRAFÍA.....	131
ANEXOS.....	149
PRODUCCIÓN CIENTÍFICA.....	151

GLOSARIO DE ABREVIATURAS

ADA Asociación Americana Dental

Af Temperatura de acabado de austenita

ANSI Instituto Nacional Americano de Estandarización

As Temperatura de inicio de austenita

DSC Escáner de calorimetría diferencial

Mf Temperatura de acabado de martensita

Ms Temperatura de inicio de martensita

NaOCl Hipoclorito de sodio

NCF Número de ciclos o rotaciones hasta que la lima se fractura

NiTi Aleación de níquel-titanio

PTG ProTaper Gold

PTN ProTaper Next

PTU ProTaper Universal

PVB ProFile Vortex Blue

Rpm Número de revoluciones por minuto

TF Tiempo transcurrido hasta la fractura

LISTADO DE TABLAS

Tabla 1. Descripción de las aleaciones de NiTi utilizada para la fabricación de sistemas rotatorios.

Tabla 2. Incidencia y pronóstico de la fractura de los instrumentos endodóncicos.

Tabla 3. Factores que afectan a la resistencia de los sistemas rotatorios en la fractura por fatiga cíclica.

Tabla 4. Artículos más relevantes incluidos en la revisión bibliográfica sobre los principales factores que afectan a la resistencia a la fractura por fatiga cíclica.

Tabla 5. Comparación del NCF según sistema rotatorio en la prueba de fatiga cíclica estática.

Tabla 6. Comparación del NCF según sistema rotatorio en los diferentes ángulos de curvatura en la prueba de fatiga cíclica estática.

Tabla 7. Comparación del número medio de ciclos hasta la fractura, según ángulos de curvatura y sistema rotatorio en la prueba de fatiga cíclica estática. Resultados de la prueba de comparación múltiple de Bonferroni.

Tabla 8. Comparación del NCF según la sección transversal de los sistemas rotatorios utilizados en la prueba de fatiga cíclica estática.

Tabla 9. Comparación del NCF según sección transversal de los sistemas rotatorios y ángulo de curvatura de los conductos artificiales utilizados en la prueba de fatiga cíclica estática.

Tabla 10. Comparación del NCF, según los ángulos de curvatura de los conductos artificiales y la sección transversal de los sistemas rotatorios en la prueba de fatiga cíclica estática. Resultados de la prueba de comparación múltiple de Bonferroni.

Tabla 11. Comparación del NCF, según el sistema rotatorio y los ángulos de curvatura de los conductos artificiales en la prueba de fatiga cíclica estática. Resultados de la prueba de comparación múltiple de Bonferroni.

Tabla 12. Comparación del tiempo en minutos hasta la fractura según sistema rotatorio en la prueba de fatiga cíclica estática.

Tabla 13. Comparación del tiempo en minutos hasta la fractura según sistema rotatorio, en los diferentes ángulos de curvatura, en la prueba de fatiga cíclica estática.

Tabla 14. Comparación del tiempo en minutos hasta la fractura, según sistema rotatorio y ángulos de curvatura en la prueba de fatiga cíclica estática. Resultados de la prueba de comparación múltiple de Bonferroni.

Tabla 15. Comparación del tiempo en minutos hasta la fractura, según ángulos de curvatura de los conductos artificiales y del sistema rotatorio, en la prueba de fatiga cíclica estática. Resultados de la prueba de comparación múltiple de Bonferroni.

Tabla 16. Comparación del tiempo hasta la fractura según la sección transversal de los sistemas rotatorios utilizados en la prueba de fatiga cíclica estática.

Tabla 17. Comparación del tiempo medio hasta la en minutos fractura, según sección transversal de los sistemas rotatorios y ángulo de curvatura de los conductos artificiales utilizados en la prueba de fatiga cíclica estática.

Tabla 18. Comparación del tiempo hasta la fractura según la sección transversal de los sistemas rotatorios y de los ángulos de curvatura de los conductos artificiales, en la prueba de fatiga cíclica estática. Resultados de la prueba de comparación múltiple de Bonferroni.

Tabla 19. Comparación del tiempo hasta la fractura, según los ángulos de curvatura de los conductos artificiales y la sección transversal de los sistemas rotatorios en la prueba de fatiga cíclica estática. Resultados de la prueba de comparación múltiple de Bonferroni.

Tabla 20. Comparación del NCF según sistema rotatorio en la prueba de fatiga cíclica dinámica.

Tabla 21. Comparación del tiempo en minutos hasta la fractura según sistema rotatorio en la prueba de fatiga cíclica dinámica.

Tabla 22. Comparación del NCF según sistema rotatorio en la prueba de fatiga cíclica estática y en la prueba de fatiga cíclica dinámica.

Tabla 23. Comparación del NCF, medio hasta fractura según los sistemas de rotatorios y modo de funcionamiento estático y dinámico. Resultados de la prueba de comparación múltiple de Bonferroni.

Tabla 24. Comparación del NCF, medio hasta fractura según modo de funcionamiento estático y dinámico y sistemas de rotatorios. Resultados de la prueba de comparación múltiple de Bonferroni.

Tabla 25. Comparación del tiempo en minutos hasta la fractura, según sistema rotatorio en la prueba de fatiga cíclica estática y en la prueba de fatiga cíclica dinámica.

Tabla 26. Comparación del tiempo hasta la fractura, según los sistemas de rotatorios y modo de funcionamiento estático y dinámico. Resultados de la prueba de comparación múltiple de Bonferroni.

Tabla 27. Comparación del tiempo hasta la fractura, según modo de funcionamiento estático y dinámico y los sistemas rotatorios. Resultados de la prueba de comparación múltiple de Bonferroni.

LISTADO DE FIGURAS

Figura 1. Diagrama de los objetivos de la conformación mecánica del conducto radicular.

Figura 2. Fases microestructurales de la aleación de NiTi.

Figura 3. Representación del efecto de memoria de forma en la aleación NiTi.

Figura 4. Representación del efecto superelástico en la aleación NiTi.

Figura 5. Diagrama de histéresis de temperatura de la aleación de NiTi. Temperatura de inicio de martensita (M_s), temperatura de acabado de martensita (M_f), temperatura de inicio de austenita (A_s), temperatura de finalización de austenita (A_f).

Figura 6. Imagen de microscopía electrónica de un instrumento ProFile en la cual se observan dos líneas de fractura a lo largo del eje del instrumento.

Figura 7. Lima PTU F2 utilizada en la presente Tesis Doctoral y sus características.

Figura 8. Lima PTN X2 utilizada en la presente Tesis Doctoral y sus características.

Figura 9. Lima PTG F2 utilizada en la presente Tesis Doctoral y sus características.

Figura 10. Lima PVB 25/06 utilizada en la presente Tesis Doctoral y sus características.

Figura 11. Fractura por torsión. Imagen de la superficie de fractura de un instrumento rotatorio de NiTi que muestra la superficie lisa característica (A) y el hoyuelo central (B) como resultado de la fractura por fatiga torsional. (C) Defectos visibles de deformación plástica asociados con la fractura.

Figura 12. Diagrama de las fuerzas de tensión-compresión que sufre una lima dentro del conducto radicular durante la instrumentación.

Figura 13. Fractura por fatiga cíclica. Imagen de la superficie de fractura de un instrumento rotatorio de NiTi que muestra los hoyuelos característicos sobre toda la superficie de fractura (A). (B) Imagen a mayor aumento de los hoyuelos. (C) Ausencia de signos previos visibles de deformación plástica.

Figura 14. Dibujos esquemáticos de los métodos para estudiar la fatiga cíclica más utilizados. (A) Conductos artificiales: Tubos cilíndrico o conducto metálico. (B) Sistemas de apoyo puntual con 3 puntos de apoyo. (C) Sistemas de apoyo puntual con 2 puntos de apoyo.

Figura 15. Diagrama de los conductos artificiales utilizados en las pruebas de fatiga cíclica.

Figura 16. Dispositivo de fatiga cíclica estática empleado. (A) Detalle de la plataforma donde se fijaba la pieza de mano. (B) Detalle de la plataforma donde quedaban ubicados los conductos artificiales.

Figura 17. Esquema del fabricante de la máquina de torneado PROXXON PD230/E.

Figura 18. Conductos artificiales utilizados en el estudio de la resistencia a la fatiga cíclica estática. (A) Conducto 1. (B) Conducto 2.

Figura 19. Detalle de las limas fracturadas y de los fragmentos fracturados. (A) Lima Protaper Universal F2. (B) Lima Protaper Next X2. (C) Lima Profile Vortex Blue 25/06. (D) Lima Protaper F2.

Figura 20. Conducto artificial utilizado en el estudio de la resistencia a la fatiga cíclica dinámica.

Figura 21. Detalle de las limas fracturadas y de los fragmentos fracturados. (A) Lima Protaper Next X2. (B) Lima Protaper Gold F2.

Figura 22. Tabla Excel® de recogida de datos.

Figura 23. Diagrama de la distribución de los sistemas rotatorios utilizados.

Figura 24. Distribución total de limas por grupos en las pruebas de fatiga cíclica estática según aleación, sección transversal y anatomía del conducto artificial.

Figura 25. Distribución total de limas por grupos en las pruebas de fatiga cíclica dinámica según aleación, sección transversal y anatomía del conducto artificial.

Figura 26. Distribución total de limas por grupos para la comparación de los resultados obtenidos en las pruebas de resistencia a la fatiga cíclica estática y a la fatiga cíclica dinámica según aleación, sección transversal y anatomía del conducto artificial.

Figura 27. Diagrama del NCF medio de los sistemas rotatorios en funcionamiento estático y la desviación estándar.

Figura 28. Diagrama del NCF medio de los sistemas rotatorios en funcionamiento estático en los diferentes ángulos de curvatura y la desviación estándar.

Figura 29. Diagrama del NCF medio de los sistemas rotatorios en funcionamiento estático con las diferentes secciones transversales y la desviación estándar.

Figura 30. Diagrama del NCF medio de los sistemas rotatorios en funcionamiento estático con las diferentes secciones transversales y ángulo de curvatura de los conductos artificiales y la desviación estándar.

Figura 31. Diagrama del tiempo medio hasta la fractura en minutos de los sistemas rotatorios en funcionamiento estático y la desviación estándar.

Figura 32. Diagrama de supervivencia.

Figura 33. Diagrama del tiempo en minutos hasta la fractura de los sistemas rotatorios en funcionamiento estático, en los diferentes ángulos de curvatura y la desviación estándar.

Figura 34. Diagrama del tiempo medio hasta la fractura en minutos de los sistemas rotatorios, en funcionamiento estático, con las diferentes secciones transversales y la desviación estándar.

Figura 35. Diagrama del tiempo medio hasta la fractura en minutos de los sistemas rotatorios en funcionamiento estático, con las diferentes secciones transversales y ángulo de curvatura de los conductos artificiales y la desviación estándar.

Figura 36. Diagrama del NCF medio de los sistemas rotatorios en funcionamiento dinámico y la desviación estándar.

Figura 37. Diagrama del tiempo medio hasta la fractura en minutos, de los sistemas rotatorios en funcionamiento dinámico y la desviación estándar.

Figura 38. Diagrama del NCF medio de los sistemas rotatorios en funcionamiento estático y dinámico y la desviación estándar. Resultados del test F del modelo ANOVA de 2 vías.

Figura 39. Diagrama del tiempo medio hasta la fractura en minutos de los sistemas rotatorios en funcionamiento estático y dinámico y la desviación estándar. Resultados del test F del modelo ANOVA de 2 vías.

1

INTRODUCCIÓN

INTRODUCCIÓN

INTRODUCCIÓN

La endodoncia es la parte de la odontología que se ocupa de la morfología, fisiología y patología de la pulpa dental y los tejidos perirradiculares, así como de su correspondiente tratamiento (1,2). En el año 1974, Schilder (3) introdujo el concepto de limpieza y desinfección del sistema de conductos, cuyo principal objetivo es la preparación mecánica y la desinfección química del sistema de conductos radiculares para posteriormente, realizar un sellado tridimensional del mismo (3-5).

Antiguamente la endodoncia, debido a la utilización de los instrumentos manuales, era un tratamiento tedioso y complejo. La introducción, por Civjan y cols. (6) en el año 1975, del primer instrumento endodónico fabricado con la aleación de níquel-titanio (NiTi) supuso un gran avance en el campo de la endodoncia. Además, con la posterior introducción de los sistemas rotatorios, los errores derivados de la utilización de limas manuales de acero inoxidable durante la preparación de los conductos disminuyeron y se perfeccionó y agilizó la realización del tratamiento de conductos (7-11).

Las principales ventajas de estos sistemas rotatorios de NiTi respecto a los de acero inoxidable son su mayor flexibilidad (7) y el incremento de la capacidad de corte, reduciendo así la fatiga del operador y el tiempo empleado para conformar el conducto (12); además, por su capacidad para crear preparaciones centradas en el eje del conducto, respetan más la anatomía del conducto (13). Por último, disminuyen los errores inherentes a la instrumentación con limas de acero como son la remoción excesiva de estructura dental, la formación de escalones, el transporte apical e incluso la perforación de la raíz (10,11,14,15).

Los sistemas rotatorios han revolucionado la endodoncia, sin embargo, surge un inconveniente que no había preocupado tanto al clínico anteriormente, que son las fracturas de estos sistemas rotatorios dentro de los conductos (16-19). Cuando se produce una fractura en el interior del conducto radicular, el pronóstico de nuestro tratamiento es incierto, ya que el fragmento fracturado impide o bloquea el acceso hasta el ápice; y por lo tanto empeora la eficacia de la limpieza y la conformación del conducto,

lo que puede afectar el resultado final del tratamiento. La incidencia de fractura de los sistemas rotatorios oscila entre el 0,09% y el 5% (20-25).

Los sistemas rotativos de NiTi, durante la instrumentación están sujetos a dos tipos diferentes de tensiones, la torsional y la cíclica, lo que provoca que se fatiguen y puedan fracturarse. Según su mecanismo de producción se clasifican en fracturas por fatiga cíclica y en fracturas por torsión. Siendo la primera la más frecuente (17,25-27).

Con el fin de incrementar la resistencia a la fractura de las limas y por lo tanto aumentar la seguridad durante la instrumentación endodóncica, se han realizado varias vías de investigación. Así, numerosos autores han estudiado los factores que influyen en mayor medida en la fractura de los sistemas rotatorios de NiTi. Éstos son los factores anatómicos como el radio y ángulo de curvatura del conducto radicular (16,27-29), y los factores relacionados con el instrumento, como el diseño, el proceso de fabricación y la aleación de NiTi de los sistemas rotatorios (30,31). Como era de esperar, también influyen los factores relacionados con el operador y los relacionados con la técnica de uso de estos sistemas rotatorios (31-34).

La remoción de la lima fracturada del interior del conducto es bastante complicada y a veces imposible, aún en manos expertas, teniendo que invertir mucho tiempo por parte del dentista como del paciente. La dificultad de eliminación del fragmento fracturado, junto con la posible necesidad de intervención quirúrgica y molestias para el paciente, influye en que los investigadores y fabricantes estudien y desarrollen nuevos diseños, aleaciones y tratamientos de superficie para mejorar la resistencia de estos sistemas rotatorios y poder prevenir su fractura (17,35).

2

**J U S T I F I C A C I Ó N
E H I P Ó T E S I S**

F H I B O I E 2 1 2

JUSTIFICACIÓN E HIPÓTESIS

En la odontología actual, tanto para el clínico como para el paciente, la conservación a largo plazo de la pieza dentaria se ha convertido en un objetivo prioritario evitando así, en la medida de lo posible, su extracción. Como hemos descrito en la introducción, los sistemas rotatorios son cada vez más utilizados en endodoncia y están en continua evolución. Sin embargo, la fractura de estos sistemas rotatorios de manera inesperada dentro de los conductos sigue siendo una de las principales preocupaciones y complicaciones durante la endodoncia (19). Estos sistemas rotatorios presentan mejoras que aportan al clínico una mejor capacidad para conformar los conductos radiculares, en menos tiempo y con técnicas más sencillas (36,37). La constante evolución de estos sistemas, con modificaciones en las técnicas de uso, en el diseño o en la aleación; hacen necesaria una evaluación continua de estas nuevas limas con el fin de determinar las mejoras que aportan respecto sus predecesoras.

Por todo lo anteriormente mencionado, y para intentar mejorar la evidencia científica al respecto, surge realizar el presente trabajo de investigación con el objeto de conocer cómo afectan los diferentes factores a la resistencia a la fatiga cíclica de los sistemas rotatorios. Existe mucha literatura al respecto para la cual se utilizan dispositivos *in vitro* que permiten valorar la resistencia a la fatiga cíclica de manera estática y de manera dinámica. Sin embargo, según hemos podido constatar, son pocos los artículos que relacionan los hallazgos obtenidos entre ambos dispositivos. Por eso hemos querido estudiar las diferencias que pudieran existir al realizar las pruebas de resistencia a la fatiga cíclica de manera estática y de manera dinámica.

La relevancia de este estudio radica en tener una aproximación de la resistencia a la fatiga cíclica de diferentes sistemas de NiTi y su aplicación a la práctica clínica diaria, ya que comprender los mecanismos que intervienen en la producción de estas fracturas aporta al clínico seguridad e información para poder prevenirlas.

Se plantearon las siguientes hipótesis nulas de trabajo:

1. Los sistemas rotatorios con aleación de NiTi convencional no presentarán diferencias significativas en la resistencia a la fatiga cíclica con respecto a los fabricados con nuevas aleaciones.
2. La anatomía del conducto radicular no afectará en la resistencia a la fatiga cíclica.
3. Las diferentes secciones transversales de los sistemas rotatorios no influirán en la resistencia a la fatiga cíclica.
4. No hay diferencias significativas en los resultados obtenidos utilizando pruebas de resistencia a la fractura por fatiga cíclica estática con los obtenidos por fatiga cíclica dinámica.

3

OBJETIVOS

OBJETIVOS

OBJETIVOS

El propósito del presente estudio fue evaluar *in vitro* los factores que afectan a la resistencia a la fractura por fatiga cíclica estática y dinámica de diferentes sistemas rotatorios. Los objetivos fueron:

1. Comparar la resistencia a la fatiga cíclica de sistemas rotatorios con diferentes aleaciones de NiTi (NiTi convencional, M-Wire y CM-Wire: Gold Wire y Blue Wire).
2. Evaluar la influencia de la anatomía del conducto radicular, analizando la influencia del ángulo de curvatura, en la resistencia a la fatiga cíclica.
3. Evaluar la influencia de la sección transversal de los sistemas rotatorios en la resistencia a la fatiga cíclica.
4. Estudiar las diferencias que pueda haber en los resultados obtenidos, realizando la prueba de una manera estática a la realizada de una manera dinámica.

4

**REVISIÓN
BIBLIOGRÁFICA**

BIBLIOGRÁFICA

REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA

1. ESTRATEGIA DE BÚSQUEDA

Se llevó a cabo una búsqueda bibliográfica de estudios y revisiones sistemáticas publicados hasta 2019, mediante la búsqueda en dos bases de datos, MEDLINE a través de PubMed y ScienceDirect, Scopus. Como palabras clave para la búsqueda se emplearon los términos MeSH: "nickel-titanium alloys", "nickel-titanium rotary instruments", "cyclic fatigue resistance", "static cyclic fatigue", "dynamic cyclic fatigue", "fracture nickel-titanium rotary instruments", "fracture outcome", "fracture prognosis", "ProTaper Universal", "ProTaper Next", "ProTaper Gold", "Profile Vortex Blue". Estas palabras claves se combinaron con los operadores booleanos AND u OR. La búsqueda se completó con una revisión de las referencias de los artículos seleccionados para verificar si había estudios adicionales relevantes no encontrados en la búsqueda inicial de la literatura. Asimismo, se consultaron los libros "Vías de la pulpa. 10ª Edición" y "Endodoncia. Técnicas clínicas y bases científicas. 4ª Edición".

Los artículos incluidos en la revisión bibliográfica cumplieron los siguientes criterios:

- Estudios sobre los factores que afectan a la resistencia a la fatiga cíclica de los sistemas rotatorios utilizados en el presente estudio.
- Estudios sobre aleaciones de níquel-titanio de los sistemas rotatorios.
- Revisiones y revisiones sistemáticas sobre aleaciones de níquel-titanio, fractura de sistemas rotatorios y factores que afectan a la resistencia a la fatiga cíclica.
- Estudios prospectivos o retrospectivos sobre la incidencia y pronóstico de las fracturas de los sistemas rotatorios.
- Publicados en inglés o español.
- Publicados desde el año 2006, con la excepción de estudios clásicos para apoyar los conceptos revisados.

Se excluyeron los artículos que no cumplieron los criterios de inclusión y los que presentaban en su elaboración un tamaño muestral menor de 30.

2. ASPECTOS GENERALES

2.A. CONCEPTO ENDODONCIA. ETIOLOGÍA DE LA PATOLOGÍA PULPAR. ÉXITO Y FRACASO

La endodoncia es una subdivisión de la odontología conservadora que se ocupa de la anatomía, fisiología y patología de la pulpa dental y de los tejidos perirradiculares. Además, se dedica a la etiología, prevención, diagnóstico y tratamiento de las patologías o lesiones de la pulpa y tejidos perirradiculares (2,38). Las causas más frecuentes que nos llevan a realizar una endodoncia son las caries, los traumatismos, las fracturas dentales y la patología periodontal. El principal factor etiológico de la afectación pulpar son los microorganismos, ya sea por contacto directo con ella o a través de los túbulos destinatarios (2,39).

Los objetivos principales de la endodoncia se centran en preservar la vitalidad de la pulpa y eliminar la enfermedad endodóncica, eliminando el tejido de la pulpa infectada; y así restaurar las estructuras perirradiculares manteniendo el diente como una unidad de masticación funcional durante el mayor tiempo posible (5,40).

Podemos hablar de éxito en endodoncia cuando encontramos una ausencia clínica de síntomas y una curación radiográfica de la lesión periapical. Gutmann (41) consideró éxito de la endodoncia cuando en la evaluación clínica no hay sensibilidad a la percusión ni a la palpación ni otras molestias, la movilidad es fisiológica, no existen fístulas ni signos de inflamación, la función del diente es normal y en la evaluación radiográfica el ligamento periodontal se observa normal habiendo desaparecido la patología periapical previa. Varios autores (3,42) observaron que el éxito de la endodoncia depende de una correcta preparación mecánica y desinfección química del conducto, de un sellado tridimensional y hermético de los conductos, y de una correcta restauración coronal con un buen ajuste que evite la aparición de filtraciones.

El fracaso endodóncico se caracteriza por la persistencia radiográfica de periodontitis periapical con o sin síntomas clínicos. Strindberg (43) consideró fracaso de la endodoncia cuando a nivel clínico se presenta sensibilidad a la percusión, presencia de tumefacción y/o fístula, dolor a la masticación, movilidad aumentada, así como incapacidad de masticación; y a nivel radiográfico el ligamento periodontal se observa ensanchado y no hay reparación o incluso aumenta de tamaño la patología periapical. Los principales

factores etiológicos del fracaso del tratamiento de conductos son la persistencia de microorganismos en el interior o en la parte apical del sistema de conductos radicular y la filtración de la gutapercha por filtración coronal (44,45).

2.B. CONCEPTO PREPARACIÓN BIOMECÁNICA

La preparación biomecánica del conducto radicular es la etapa de la endodoncia durante la cual los microorganismos, las bacterias y el tejido pulpar son removidos del interior de los conductos radiculares. Consta de dos etapas principales que son: la conformación mecánica de los conductos mediante instrumentos endodóncicos y la desinfección química mediante soluciones irrigantes (3,5). La conformación mecánica del conducto radicular puede realizarse utilizando instrumentos manuales, en combinación o no, de instrumentos rotatorios accionados por motor. Independientemente del instrumento que utilizemos, los objetivos son crear una preparación uniforme y cónica hacia apical, conservar la anatomía original del conducto radicular y conservar la posición del foramen apical, manteniéndolo tan pequeño como sea posible (3,38,39) (Figura 1).

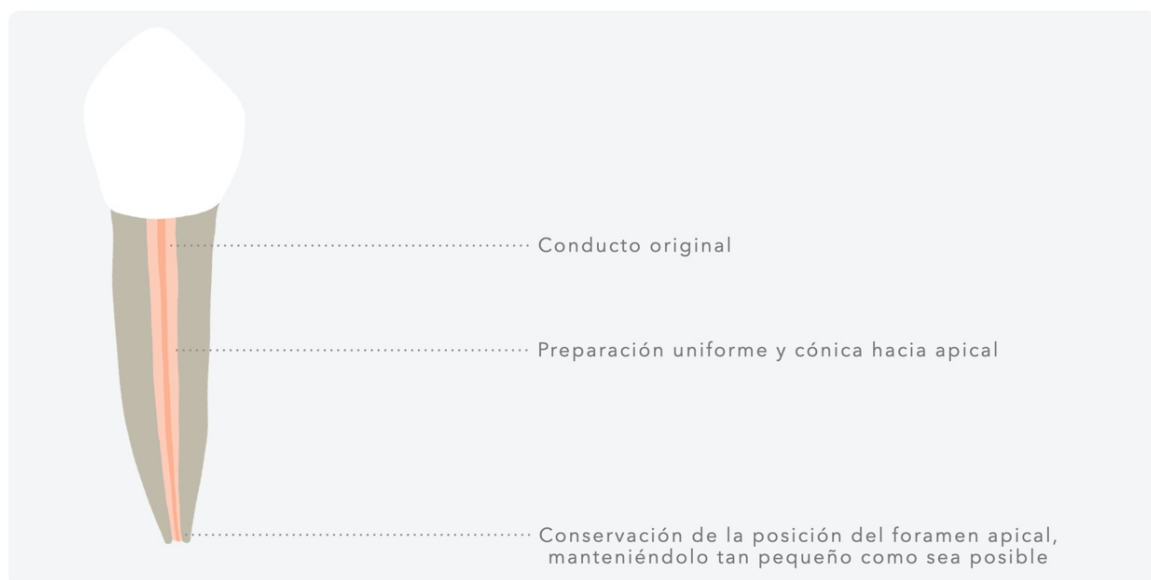


Figura 1. Diagrama de los objetivos de la conformación mecánica del conducto radicular.

3. ALEACIONES EN ENDODONCIA

Una aleación es un producto homogéneo, obtenido por fusión, compuesto de dos o más elementos químicos, uno de los cuales, al menos, debe ser un metal (46). En odontología las aleaciones de metales básicos se usan para fabricar aparatos e instrumentos, las aleaciones más utilizadas son las de acero inoxidable y las de níquel-titanio (14,47). La primera vez que se utilizó la aleación de NiTi en odontología fue en el campo de la ortodoncia (48).

3. A. ALEACIÓN DE ACERO INOXIDABLE

Hasta hace 20 años, la mayoría de las limas endodóncicas estaban fabricadas de acero inoxidable. Esta aleación de acero inoxidable posee buena resistencia a la corrosión, a la fractura y buena dureza (47), pero tienen una rigidez intrínseca que aumenta a medida que aumenta el tamaño del instrumento y, por lo tanto, un límite elástico bajo (14,49). Como consecuencia, durante la instrumentación de un conducto curvo, aunque las precurvamos las limas de acero inoxidable, intentan volver a su forma original, produciendo un mayor número de complicaciones durante la conformación de los conductos, como son la remoción excesiva de estructura dental, la formación de escalones, el transporte apical e incluso la perforación de la raíz (10,11,14,15).

3.B. ALEACIÓN DE NITI CONVENCIONAL

La aleación de NiTi está formada por dos elementos metálicos que son el níquel cuyo símbolo es Ni y el titanio cuyo símbolo es Ti. También es conocida como *Nitinol*, acrónimo de los elementos que la forman "Ni" para níquel, "Ti" para titanio y "Nol" del Naval Ordnance Laboratory, lugar donde fue desarrollada por William F. Buehler y F. Wang (50) a principios de la década de 1960 en White Oak, Maryland, EE. UU.

Desde entonces, se han realizado numerosas investigaciones para entender y mejorar la mecánica de su comportamiento y sus propiedades. Civjan y cols. (6) en el año 1975 introdujeron por primera vez la aleación de NiTi en el campo de la endodoncia,

fabricando el primer instrumento de NiTi. El primer estudio de investigación comparando limas fabricadas con aleación de NiTi frente a las fabricadas con acero inoxidable lo realizaron Walia y cols. (7), demostrando que la nueva aleación presentaba una mayor flexibilidad y resistencia a la fractura en comparación con la aleación de acero inoxidable. Estos resultados han sido comprobados posteriormente en numerosos estudios (10,11,14,19,51-54).

3.C. METALURGIA DE LA ALEACIÓN DE NITI

Las propiedades metalúrgicas de la aleación de NiTi influyen en el rendimiento clínico y en las propiedades mecánicas de los instrumentos de NiTi. Así, el conjunto de técnicas y modificaciones que se aplican a estos metales para obtener la aleación de NiTi, que incluyen la variación de la composición, la microestructura y la transformación entre las fases cristalográficas (37), confieren a los instrumentos fabricados con esta aleación, sus dos propiedades mecánicas más características que son la súperelasticidad y la memoria de forma (4,14).

3.C.1. COMPOSICIÓN QUÍMICA DE LA ALEACIÓN DE NITI

La composición química de la aleación de NiTi convencional utilizada para la fabricación de instrumentos endodóncicos contiene aproximadamente un 56% en peso de níquel y un 44% en peso de titanio, con una relación equiatómica 1:1 entre ambos metales (14). Estos átomos de níquel y de titanio pueden disponerse en diferentes formas espaciales, dando lugar a diferentes formas microestructurales o cristalográficas (14,55). Las variaciones en dicho porcentaje afectan a las propiedades mecánicas de las limas de NiTi (56).

3.C.2. FASES MICROESTRUCTURALES DE LA ALEACIÓN DE NITI

Las fases microestructurales en las que se puede encontrar la aleación de NiTi son la fase austenítica, la fase pre-martensítica y la fase martensítica (14,49) (Figura 2). Es importante entenderlas puesto que la aleación de NiTi tendrá diferentes propiedades mecánicas en función de la fase cristalográfica en la que se encuentre, ya que adquiere las características y propiedades de cada una de estas fases (37,57,58).

Fase austenítica

En la fase austenítica, también llamada fase primaria o de alta temperatura, los átomos se colocan formando una estructura cristalográfica cúbica B2 de caras centrada en el cuerpo. Es la fase más dura y resistente y se caracteriza por tener un comportamiento elástico, es decir, tras ceder la fuerza que provoca la deformación, el material recupera su disposición inicial. La aleación de NiTi se encuentra en esta fase a temperatura ambiente y corporal (49,58).

Fase martensítica

En la fase martensítica o fase de baja temperatura, los átomos se orientan creando una estructura cristalográfica monoclinica B19'. La aleación de NiTi está en esta fase a baja temperatura (49,59). La fase martensítica es fácilmente deformable y flexible y se caracteriza por tener un comportamiento plástico, es decir, tras el cese de la fuerza que provoca la deformación, la aleación mantiene dicha deformación. Estas propiedades la han convertido en la fase ideal de la aleación de NiTi para muchas aplicaciones. Además, la forma martensítica de NiTi tiene una excelente resistencia a la fractura por fatiga (59-64).

Fase pre-martensítica

La fase pre-martensítica o fase R, es una fase intermedia que aparece antes de la transformación martensítica, debido al estrés que se produce durante esta transformación. Sus átomos forman una estructura cristalográfica romboidal distorsionada de la estructura B2 (49,60,65). La fase R es habitual encontrarla en los instrumentos de NiTi sometidos a tratamientos termomecánicos (66,67).

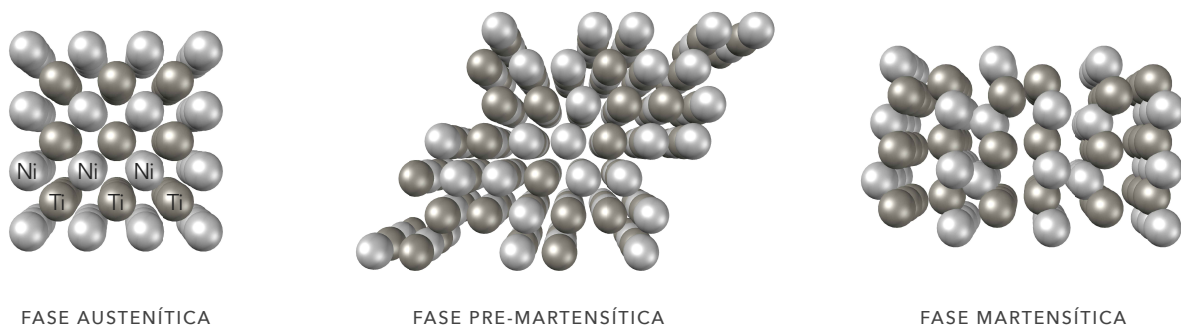


Figura 2. Fases microestructurales de la aleación de NiTi.

3.C.3. PROPIEDADES DE LA ALEACIÓN DE NITI

La aleación de NiTi es capaz de pasar de una fase microestructural a otra distinta si se somete a estrés mecánico o a un cambio de temperatura. La transición entre sus fases microestructurales es lo que confiere sus dos propiedades mecánicas más características que son la súperelasticidad y la memoria de forma (4,14).

Memoria de forma o efecto de memoria de forma

La memoria de forma del NiTi que ha sufrido una deformación es la capacidad para recuperar su forma original cuando se calienta. Esto significa que después de la deformación plástica permanecerá deformado hasta que vuelva a ser calentado, momento en el que volverá a su forma original (Figura 3). Normalmente sucede durante la transformación de fase de la martensita deformada estable a la fase de austenita estable (14,55,64).

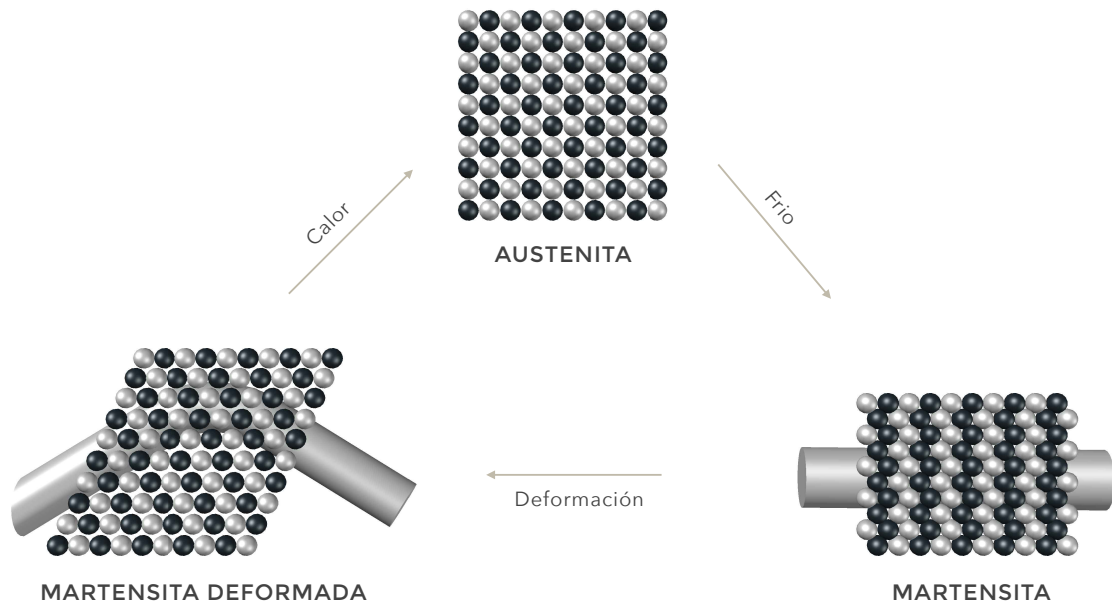


Figura 3. Representación del efecto de memoria de forma en la aleación NiTi.

Súperelasticidad

La súperelasticidad del NiTi es la capacidad para resistir una carga o tensión aplicada sin sufrir una deformación permanente, es decir, una vez que el esfuerzo se retira la deformación se invierte y el material recupera su forma original. La súperelasticidad ocurre por la transformación de la fase austenita estable a la fase de martensita inducida por estrés. Por lo tanto, esta propiedad es consecuencia de la aplicación de presión (14,19,55,64) (Figura 4). Para utilizar el comportamiento superelástico, los fabricantes dejan las limas de NiTi en su fase de austenita a la temperatura corporal (14,37,68).

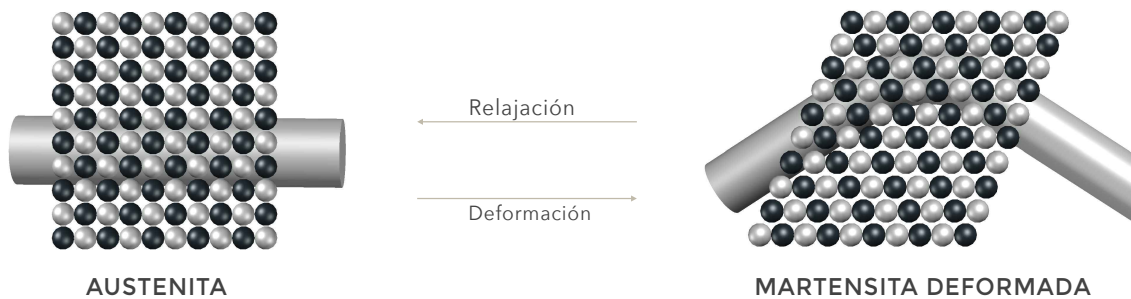


Figura 4. Representación del efecto superelástico en la aleación NiTi.

3.C.4. TRANSFORMACIÓN ENTRE LAS FASES MICROESTRUCTURALES DE LA ALEACIÓN DE NITI

Antes de explicar el proceso de transformación entre las diferentes fases microestructurales es importante nombrar las cuatro temperaturas de transición o transformación asociadas con este tipo de metamorfosis, que son la temperatura de inicio de austenita (A_s), la temperatura de acabado de austenita (A_f), la temperatura de inicio de martensita (M_s) y la temperatura de acabado de martensita (M_f) (14,69).

Histéresis

La histéresis es un fenómeno por el que el estado de un material depende de su historia previa y que se manifiesta por el retraso del efecto sobre la causa que lo produce (46). La histéresis en la aleación de NiTi es la diferencia entre las temperaturas de transición al calentar y enfriar la aleación. Esta diferencia puede ser de hasta 20-30°C, en la práctica clínica, significa que una aleación diseñada para ser completamente transformada por la temperatura corporal al calentarse ($A_f < 37^\circ\text{C}$) requiere un enfriamiento a aproximadamente +5°C para volver a transformarse completamente en martensita (M_f). Siendo el rango de temperatura para la transformación de martensita a austenita mayor que el de la transformación inversa al enfriar (50) (Figura 5).

Encontramos la aleación de NiTi en fase austenítica estable cuando está a una temperatura alta (100°C). Si la aleación de NiTi en austenita se enfría, comienza a cambiar a martensita. Al enfriarse, los cristales de la aleación van cambiando su disposición microestructural variando de B2-cúbica a B19'-monoclínica de forma gradual, reduciéndose así el porcentaje de cristales en fase austenítica y sustituyéndose por cristales en fase martensítica, hasta llegar a una temperatura en la que todos los cristales de la aleación están en disposición martensítica. La temperatura a la que comienza este fenómeno se denomina temperatura de inicio de martensita (M_s). La temperatura a la que la martensita se revierte por completo se llama temperatura final de transformación a martensita (M_f) (14,50).

Por otro lado, si partimos de una disposición martensítica a baja temperatura, cuando este NiTi en martensita se calienta, comienza a convertirse en austenita. Los cristales de NiTi

martensítico empiezan a cambiar su disposición microestructural a NiTi con estructura austenítica. La temperatura a la que comienza este fenómeno se llama temperatura de inicio de austenita (As). La temperatura a la que se completa este fenómeno se denomina temperatura final de transformación a austenita (Af). Esta temperatura Af está muy cerca de la temperatura corporal (14,49,50).

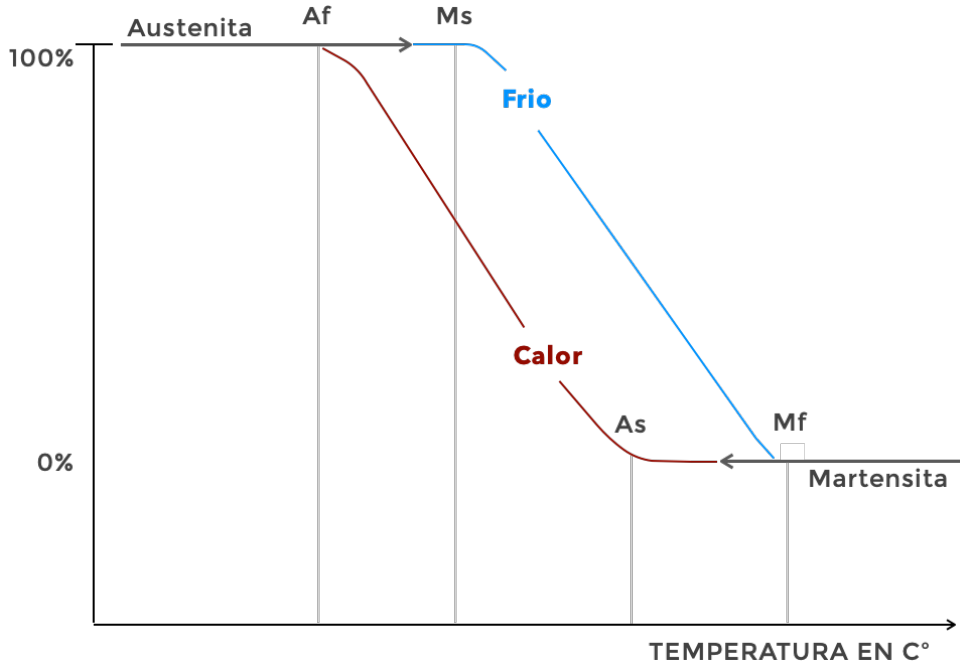


Figura 5. Diagrama de histéresis de temperatura de la aleación de NiTi. Temperatura de inicio de martensita (Ms), temperatura de acabado de martensita (Mf), temperatura de inicio de austenita (As), temperatura de finalización de austenita (Af).

Por lo tanto, el cambio en las temperaturas de transformación de la aleación NiTi utilizada, se logra mediante tratamiento térmico, tratamiento mecánico o variación en la composición química (70,71), y es una de las herramientas más importante para que los fabricantes modifiquen la composición de la fase y, en consecuencia, las propiedades mecánicas de la aleación NiTi. Debido a que los procesos de fabricación están patentados, no se dan a conocer estas temperaturas de transformación. Sin embargo, con el escáner de calorimetría diferencial (DSC) podemos identificar las temperaturas de transformación mediante la detección de cambios en el flujo de calor. Mide la diferencia de temperatura necesaria para calentar y enfriar el material que constituye una lima endodóncica de NiTi y nos da una idea del efecto de los tratamientos termomecánicos en sus propiedades mecánicas (37).

Aleación martensítica de NiTi

La aleación martensita NiTi es más deformable y flexible que la austenita. Posee un comportamiento plástico, es decir no tiende a recuperar su forma y, por tanto, las limas con esta aleación conservarán mejor la anatomía del conducto (59,64). Para fabricar sistemas rotatorios que contengan principalmente la fase de martensita, las temperaturas de transformación de la aleación de NiTi deben elevarse, por ejemplo, mediante tratamiento termomecánico. Únicamente al calentar el instrumento deformado más allá de la temperatura de acabado austenítico, por ejemplo, cuando lo esterilizamos en el autoclave, será cuando recupere su forma original, volviendo al estado austenítico y la orientación cúbica de sus cristales (14,49). Los instrumentos martensíticos son más flexibles y resistentes a la fractura por fatiga cíclica en comparación con los austeníticos. Por lo tanto, es recomendable utilizarlos en casos de conductos con anatomías complejas (63,64,72).

Aleación austenítica de NiTi

La transformación de austenita a martensita también se puede inducir mecánicamente a través de la aplicación de estrés mecánico, por ejemplo, instrumentando un conducto radicular (64). Esta aleación austenítica permite la conformación de los conductos sin alterar la morfología radicular, ya que aumenta la flexibilidad de las limas en comparación a las de acero inoxidable, las cuales sufren un cambio permanente de forma para una deformación equivalente (7,8,54). Como ya hemos explicado, para utilizar la súperelasticidad de la aleación de NiTi, los sistemas rotatorios de NiTi deben estar compuesto principalmente de fase austenítica a temperatura ambiente (37). En comparación con los anteriores, es recomendable utilizarlos en casos con conductos rectos o ligeramente curvados (64,72).

4. SISTEMAS ROTATORIOS DE NÍQUEL TITANIO

Desde hace décadas se investigan técnicas e instrumentos que faciliten la preparación biomecánica durante la endodoncia y disminuyan la fatiga del operador y del paciente ante este tratamiento odontológico (15). Antiguamente la endodoncia debido a que contaba con menos instrumentos endodóncicos y con limas manuales de acero inoxidable era un tratamiento lento y tedioso (1). Con la introducción del NiTi y de los sistemas rotatorios mecanizados se produjo una gran revolución. Los sistemas rotatorios además de ahorrar tiempo y simplificar el tratamiento, ofrecen una conformación del conducto más uniforme y conservadora en comparación con los instrumentos manuales (8-10).

4.A. GENERACIONES DE LOS SISTEMAS ROTATORIOS

El desarrollo de nuevos conceptos en el diseño y manufactura de los sistemas rotatorios ha ido evolucionando desde la producción del primer sistema rotatorio. Basándonos en la clasificación realizada por Haapasalo y Shen (15), en la actualidad encontramos cinco generaciones de sistemas rotatorios.

Los sistemas rotatorios de la **primera generación** poseen un ángulo de corte con filo pasivo, también llamado superficie de apoyo o *radial land*, combinado con una conicidad constante de 0,04% o 0,06%, requiriéndose un mayor número de limas para conformar los conductos. Ejemplos de esta generación son el sistema ProFile (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suiza), LightSpeed LS1 y LightSpeed LSX (Kerr Denta, Bioggio, Suiza).

Los sistemas rotatorios de la **segunda generación** poseen un ángulo de corte con filo cortante y conicidad variable. Por lo tanto, se necesitan menos limas para instrumentar los conductos en comparación con la primera generación. ProTaper Universal (PTU, Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suiza), K3 (SybronEndo, Orange, CA, EE. UU.), EndoSequence y BioRace (FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds, Suiza) pertenecen a esta generación.

Los sistemas rotatorios de la **tercera generación** tienen mejoras en la metalurgia del NiTi, incorporando un tratamiento termomecánico para aumentar la temperatura de transición. El tratamiento térmico aumenta la flexibilidad de la lima y mejora la resistencia a la fatiga

cíclica. Algunos sistemas conservan el mismo diseño que en la segunda generación, pero se les aplica un tratamiento térmico, estos incluyen ProTaper Gold (PTG, Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suiza), ProFile Vortex (Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, OK, EE. UU.) y K3XFF (SybronEndo, Orange, CA, EE. UU.). Además, se introducen nuevos sistemas con esta metalurgia, como HyFlex CM (Coltène Whaledent, Altstätten, Suiza), Twisted Files (SybronEndo, Orange, CA, EE. UU.), Typhoontm (Clinician's Choice Dental Products, New Milford, CT, EE. UU.), ProFile GT Series X (Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, OK, EE. UU.) y ProFile Vortex Blue (PVB, Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, OK, EE. UU.).

La **cuarta generación** la conforman sistemas rotatorios accionados por un movimiento alterno o recíproco, en vez del movimiento continuo habitual. Este movimiento disminuye la cantidad de limas necesarias para conformar los conductos, lo que condujo a la fabricación de dos sistemas en los que solo se utiliza una lima para preparar todo el conducto que son el sistema WaveOne (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suiza) y Reciproc (VDW). También pertenecen a esta generación M4 (SybronEndo, Orange, CA, EE. UU.), Endo-Eze AET (Ultradent, EE. UU.) y Endo-Express (Essential Dental Systems, EE. UU.) y SAF (ReDent-Nova, Raanana, Israel).

La **quinta generación** son sistemas rotatorios con diseño "offset" o desplazado en los cuales el centro de rotación de la lima está desplazado produciendo un movimiento que reduce el contacto de la lima con las paredes del conducto durante la rotación dentro del conducto. ProTaper Next (PTN, Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suiza) y One Shape (Besançon, Francia) son dos sistemas que pertenecen a este grupo.

4.B. MEJORAS EN LOS SISTEMAS ROTATORIOS

Los investigadores y fabricantes intentan desarrollar nuevos sistemas rotatorios mejorando, entre otras propiedades, la microestructura de la aleación de NiTi, la flexibilidad, la eficiencia de corte, la adaptación al conducto y la resistencia a la fractura. Las mejoras se centran en el desarrollo de nuevas aleaciones de NiTi, nuevos tratamientos de superficie y mejoras en el diseño (36,37,49,56). Las fracturas de los sistemas rotatorios es una preocupación mayor para el clínico en comparación con la de los instrumentos manuales (19). Con el objetivo de evitar las fracturas de los sistemas rotatorios, además de las mejoras anteriormente comentadas, se están proponiendo cambios en la filosofía

de la instrumentación durante las endodoncias con la introducción del movimiento recíprocante y con el uso de sistemas de lima única o usando un solo instrumento en los sistemas multilima una única vez y desechándolas (31,66,73-75).

4.B.1. MEJORA EN LAS ALEACIONES

Actualmente, con el objetivo conseguir las mejoras nombradas, se desarrollan otras aleaciones variando la aleación de NiTi convencional, fabricando instrumentos cuya aleación contenga una mayor cantidad de fase martensítica (59,64).

Las aleaciones de NiTi utilizadas para instrumentos endodóncicos pueden clasificarse en tres grupos: los instrumentos que contienen principalmente la fase de austenita que son los instrumentos de NiTi convencional, M-Wire y R-Phase; los instrumentos que contienen principalmente la fase de martensita que son los instrumentos de CM-Wire, que dentro de esta aleación encontramos las aleaciones de NiTi tratadas termo-mecánicamente de oro (Gold Wire) y azul (Blue Wire); y por último los instrumentos que contienen ambas fases, los instrumentos de Max-Wire (64) (Tabla 1).

ALEACIÓN	FASES MICROESTRUCTURALES ALEACIÓN DE NITI	SISTEMAS ROTATORIOS DE NITI
NiTi convencional	Austenita	Mtwo ProFile ProTaper Universal
R-phase	Austenita	Twisted File Twisted File Adaptive K3XF
M-Wire	Austenita con pequeñas cantidades de pre-martensita y martensita	ProFile Vortex ProFile GT Series X ProTaper Next Reciproc WaveOne
CM-Wire	Martensita con cantidades variables de austenita y pre-martensita	Hyflex CM THYPOON Infinite Flex NiTi Files Hyflex EDM
CM-Wire: Blue Wire	Martensita con cantidades variables de austenita y pre-martensita	ProFile Vortex Blue Blue Reciproc Blue
CM-Wire: Gold Wire	Martensita con cantidades variables de austenita y pre-martensita	ProTaper Gold WaveOne Gold
Max-Wire	Martensita (20 ° C) y austenita (35 ° C)	XP-endo Finisher XP-endo Shaper

Tabla 1. Descripción de las aleaciones de NiTi utilizada para la fabricación de sistemas rotatorios. (Tabla modificada de Zupanc J, Vahdat-Pajouh N, Schäfer E. *New thermomechanically treated NiTi alloys - a review. Int Endod J.* 2018;51:1088-103).

M-Wire

En 2007 Dentsply Tulsa Dental Specialties (Tulsa, OK, EE. UU.) lanzó al mercado la aleación M-Wire, que fue introducida por primera vez en las limas GT Series X, ProFile Vortex y ProFile Vortex (49). Se obtiene sometiendo al Nitinol original a procesamiento termomecánico, calentándolo a 350-500°C; y modificando la composición, reduciendo el níquel del 56% al 55,8% y aumentando el contenido de titanio del 44% al 44,2%. En la aleación de M-Wire encontramos un predominio de una fase de austenita con pequeñas cantidades de fase martensita y de fase pre-martensítica (61,64,68,71). Gracias a estos cambios se optimiza la microestructura y mejoran las propiedades físicas y mecánicas de las limas fabricadas con esta aleación, aportándoles mayor flexibilidad y resistencia a la fractura por fatiga en comparación a las fabricadas con NiTi convencional (34,62,76,77).

R-Phase

La aleación R-Phase fue desarrollada por SybronEndo (Orange, CA, EE.UU.) en 2008 para fabricar el sistema rotatorio Twisted Files (11). En los últimos años se han introducido otros sistemas rotatorios con esta aleación que son el K3XF y el TF Adaptive (64). El proceso de fabricación incorpora tres métodos nuevos; en primer lugar, un tratamiento térmico en fase R para transformar un alambre de NiTi desde la fase austenítica a la fase pre-martensítica o R, posteriormente, la torsión del alambre para darle espiras a la parte activa y, por último, un proceso térmico adicional (49,78). La temperatura de acabado austenita de los sistemas rotatorios con R-Phase es de alrededor de 18-25°C, lo que indica que estos instrumentos presentaran un comportamiento superelástico austenítico en el medio oral (78). Numerosos estudios, han demostrado que los sistemas rotatorios fabricados con la aleación R-Phase obtienen una mayor flexibilidad y resistencia a la fatiga cíclica en comparación con los de NiTi convencional (11,49,70,78,79).

CM-Wire (Gold Wire y Blue Wire)

La aleación de NiTi de memoria controlada de forma o CM-Wire fue introducida en 2010 (DS Dental, Johnson City, TN, EE. UU.). Se obtiene sometiendo a las limas de NiTi convencional a un tratamiento termo-mecánico especial que controla la memoria de forma del material haciéndolas extremadamente flexibles, pero sin el comportamiento superelástico de las limas de NiTi convencional, ni a temperatura ambiente ni corporal. Además, se modifica la composición, disminuyendo la cantidad de níquel del 56% al 52% (15,49,78). Presentan una resistencia superior a la fatiga cíclica y una mayor flexibilidad que podría atribuirse a su estado martensítico (11,59,80). Los sistemas rotatorios que encontramos en el mercado con esta aleación son Hyflex CM (Coltène Whaledent, Altstätten, Suiza), Thyphoon Infinite Flex NiTi Files (Clinician's Choice Dental Products, New Milford, CT, EE. UU.), y Hyflex EDM (Coltène Whaledent, Altstätten, Suiza).

Dentro de la aleación CM-Wire encontramos sistemas rotatorios fabricados con esta aleación que además poseen tratamientos térmicos azules y dorados:

- **Blue Wire.** En 2011 Dentsply Tulsa Dental (Tulsa, OK, EE.UU.) presentó ProFile Vortex Blue que fue el primer sistema rotatorio que poseía un color azul, resultado de un tratamiento térmico posterior al mecanizado con una capa superficial de óxido de titanio (49,62). La temperatura de acabado de austenita para ProFile Vortex Blue es de 38,5°C, similar a la temperatura corporal, mientras que la temperatura de inicio de martensita es de aproximadamente 31°C, haciéndolos extremadamente flexibles a temperatura ambiente debido a la presencia de martensita (81,82). A pesar de que las temperaturas de transformación son más bajas, estos instrumentos contienen una mayor cantidad de martensita estable que las limas de M-Wire, lo que lleva a una aleación de NiTi más flexible y dúctil, aumentando la resistencia a la fatiga cíclica en comparación a las limas de NiTi convencional y con las de M-Wire (64,77,81,83,84).

- **Gold Wire.** En 2015 se introdujo en el mercado la aleación Gold Wire (Dentsply Tulsa Dental Specialities) con el sistema rotario ProTaper Gold y posteriormente el WaveOne Gold (63,80). Su tratamiento termomecánico especial le confiere una capa superficial responsable de su coloración dorada. Esta aleación presenta una mayor resistencia a la fatiga cíclica y un comportamiento martensítico. Esto es debido a que la temperatura de transformación de fase está aumentada respecto al NiTi convencional, ésta alcanza aproximadamente los 50°C para la temperatura de acabado de austenita, lo que proporciona una mayor cantidad de aleación en fase martensítica a temperatura corporal en condiciones clínicas (63,85).

Max-Wire

En 2015 salió al mercado la aleación Max-Wire fabricada por FKG Dentaire (La Chaux-de-Fonds, Suiza). Encontramos dos sistemas rotatorios fabricados con esta aleación que son XP-Endo Shaper y XP-Endo Finisher (FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds, Suiza). Es una aleación de NiTi tratada termo-mecánicamente y es la primera que combina el efecto de memoria de forma y la superelasticidad en la aplicación clínica. Estas limas son relativamente rectas en su fase martensítica a temperatura ambiente, pero cambian a una forma curva cuando se exponen a la temperatura del interior del conducto debido a una transformación a la fase austenítica. Por lo tanto, estos instrumentos exhiben un efecto de memoria de forma cuando se introducen en el conducto radicular y poseen superelasticidad durante la preparación (86,87).

4.B.2. MEJORA EN LOS PROCESOS DE FABRICACIÓN

Los instrumentos de NiTi se fabrican mediante un proceso de torneado o por un proceso de enrollado. Durante el proceso de fabricación se crea una superficie irregular en las limas con imperfecciones, surcos y grietas (88,89) (Figura 6). Además, durante el uso clínico, estas zonas de defectos en la superficie de las limas actúan como puntos de mayor concentración de tensión, lo cual finalmente puede provocar la fractura de la lima por esas zonas con surcos y grietas (26,70). Los sistemas rotatorios fabricados con un proceso

de fabricación de enrollado, en comparación a los fabricados por un proceso de torneado, son mejores a la hora de enfrentarse a la instrumentación de un conducto radicular curvo y tienen una mayor resistencia a la fatiga cíclica (26,70).

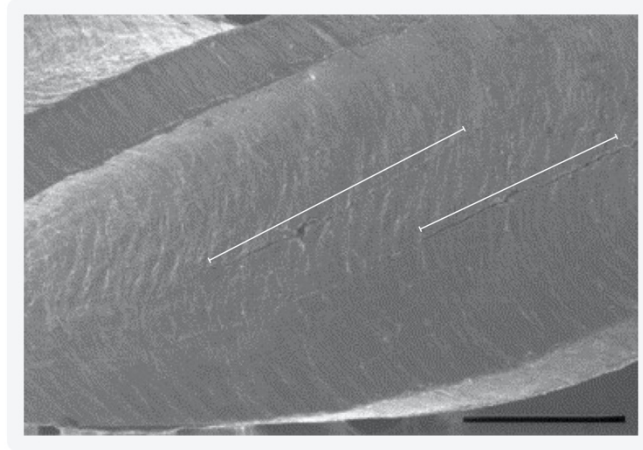


Figura 6. Imagen de microscopía electrónica de un instrumento ProFile en la cual se observan dos líneas de fractura a lo largo del eje del instrumento. (Tomada de Alapati S, Brantley W, Svec T, Powers J, Nusstein J, Daehn GJ. *SEM Observations of Nickel-Titanium Rotary Endodontic Instruments that Fractured During Clinical Use. J Endod.* 2005;31:40-43).

Con el objetivo de reducir estas imperfecciones de la superficie se introdujeron los tratamientos de superficie. Éstos tratamientos son modificaciones adicionales a las técnicas de fabricación de los sistemas rotatorios. Buscan mejorar las propiedades mecánicas, aumentar la dureza de la superficie, la flexibilidad, la eficiencia de corte y la resistencia a la fractura (8,37). Encontramos varios tratamientos de superficie como son el electropulido, la implantación de iones, el tratamiento criogénico y los tratamientos térmicos.

Electropulido

El electropulido es un tratamiento que altera la composición de la superficie de las limas de NiTi creando una capa de óxido homogénea, dejando una superficie más lisa, sin surcos o grietas y con mayor brillo (90,91). Estudios recientes afirman que mejora la resistencia a la fractura, la eficiencia de corte y la resistencia a la corrosión (31,89-92).

Implantación iones

Se ha investigado la implantación de iones de argón, boro o nitrógeno como un recurso para mejorar las características de la superficie de los instrumentos de NiTi. Ha resultado un buen método para mejorar las características mecánicas de los sistemas rotatorios y aumentar su resistencia a la fractura (91,93,94). Sin embargo, estas técnicas son experimentales *in vitro* ya que no son rentables y por tanto no son implementadas por los fabricantes (8,31).

Tratamiento criogénico

El tratamiento criogénico usa nitrógeno líquido como refrigerante, enfriando el instrumento de NiTi a -196°C , después mantiene esa temperatura durante un tiempo antes de devolverlo a la temperatura ambiente. Dicho tratamiento superficial aumenta la eficiencia de corte y de la dureza de la superficie, pero no a niveles clínicamente detectables (95,96).

Tratamiento térmico

Actualmente, el tratamiento de superficie más utilizado es el tratamiento térmico. Consiste en tratar térmicamente el NiTi en un rango de temperatura de alrededor de $450-550^{\circ}\text{C}$ que se realiza durante o después del proceso de fabricación del instrumento de NiTi (64). Dicho tratamiento térmico controla las temperaturas de transición de la aleación de NiTi, permitiendo un cambio en la composición de la fase que conduce a la aparición de martensita o fase R. Por tanto, mientras que la aleación convencional de NiTi contiene austenita, la aleación de NiTi tratada térmicamente contiene adicionalmente cantidades variables de fase R y martensita en condiciones clínicas (64,68,97). Estas modificaciones aportan a los instrumentos tratados térmicamente una mayor flexibilidad y una mayor resistencia a la fractura (63,66,79,97,98).

4.B.3. MEJORA EN LOS DISEÑOS

Las modificaciones en los diseños de los sistemas rotatorios también han sido utilizadas para optimizar sus propiedades. Se ha modificado el diseño de las puntas, la sección transversal, la masa, el ángulo de corte, el ángulo helicoidal o superficies de apoyo y la conicidad. Todas estas características de los sistemas rotatorios afectan en la eficiencia de corte, flexibilidad y resistencia a la fractura (15,99). En cuanto a las estrategias para aumentar la resistencia a la fatiga cíclica, la eficiencia de corte y la flexibilidad se ha demostrado eficaz disminuir tanto la masa, como las áreas de la sección transversal, dejando 2 bordes cortantes, en vez de los 3 que inicialmente tenían la mayoría de los sistemas rotatorios. También se han reducido las superficies de apoyo e introducido instrumentos con conicidades variables (15,54).

4.C. SISTEMAS DE INSTRUMENTACIÓN ROTATORIA: PROTAPER UNIVERSAL, PROTAPER NEXT, PROTAPER GOLD, PROFILE VORTEX BLUE

Desde la introducción de los sistemas rotatorios de NiTi en el mercado encontramos un sinnúmero de sistemas rotatorios, y se continúa investigando y desarrollando constantemente nuevos sistemas rotatorios con mejores propiedades que los antecesores. La presente Tesis Doctoral estudia la fractura de los sistemas rotatorios ProTaper Universal (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suiza), ProTaper Next (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suiza), ProTaper Gold (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suiza) y ProFile Vortex Blue (Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, Oklahoma, USA).

4.C.1. PROTAPER UNIVERSAL (DENTSPLY MAILLEFER, BALLAIGUES, SUIZA)

El primer sistema rotatorio de la familia comercializado en 2001 fue el sistema ProTaper cuyos diseñadores fueron los doctores Clifford Ruddle, John West y Pierre Machtou (100). A finales del 2006 mejoraron sus propiedades físicas y añadieron a la secuencia de instrumentación dos limas, surgiendo el sistema ProTaper Universal (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suiza) que rápidamente se convirtió en uno de los instrumentos rotatorios más utilizados.

El sistema ProTaper Universal está fabricado con la aleación de NiTi convencional. Está compuesto por tres limas de conformación (SX, S1, S2), diseñadas específicamente para la instrumentación del tercio coronal y medio del conducto; y cinco limas de acabado (F1, F2, F3, F4, F5) para la instrumentación del tercio apical del conducto (101,102).

En cuanto a su diseño, tienen un ángulo de corte ligeramente negativo, punta inactiva y una sección transversal triangular convexa que reduce las áreas de contacto entre la lima y la dentina. Presenta una conicidad variable progresiva que permite una conformación selectiva con cada instrumento. Las limas de conformación poseen una conicidad creciente lo que hace que trabajen más en su parte coronal, mientras que las limas de acabado presentan una conicidad decreciente inversa y por tanto trabajarán más en su parte apical (101,102) (Figura 7).

Numerosos estudios han comparado el sistema PTU con otros sistemas rotatorios, y los más recientes han observado que este sistema induce la formación de un mayor número de grietas en la dentina, una mayor extrusión de detritus y un mayor transporte del conducto (103,104). Además, en comparación con sistemas fabricados con aleaciones mejoradas de NiTi, presentan una menor resistencia a la fatiga cíclica (11,34,62-64,77).

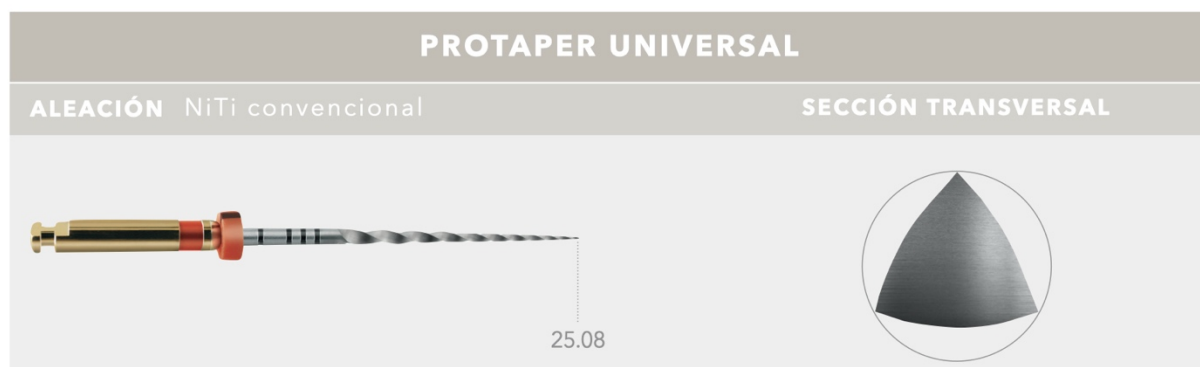


Figura 7. Lima PTU F2 utilizada en la presente Tesis Doctoral y sus características.

4.C.2. PROTAPER NEXT (DENTSPLY MAILLEFER, BALLAIGUES, SUIZA)

ProTaper Next (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suiza) es un sistema rotatorio introducido en 2013 que está fabricado con aleación NiTi M-Wire, lo que, como ya hemos explicado,

le confiere un aumento de la flexibilidad y una mayor resistencia a la fatiga cíclica (8,77,105-108). Este sistema incluye cinco limas: X1, X2, X3, X4 y X5 (Figura 8).

En cuanto a su diseño, las limas del sistema PTN poseen una conicidad variable y una sección transversal rectangular descentrada, que le proporciona un movimiento de rotación asimétrico serpenteante. Capar y cols. (103) observaron que dicho movimiento mejora la eficiencia y regularidad en la conformación del conducto, manteniendo mejor la anatomía del conducto en comparación con sus antecesoras, y, al tener menor contacto de la lima con las paredes del conducto, mejora la extracción de los detritus hacia coronal.

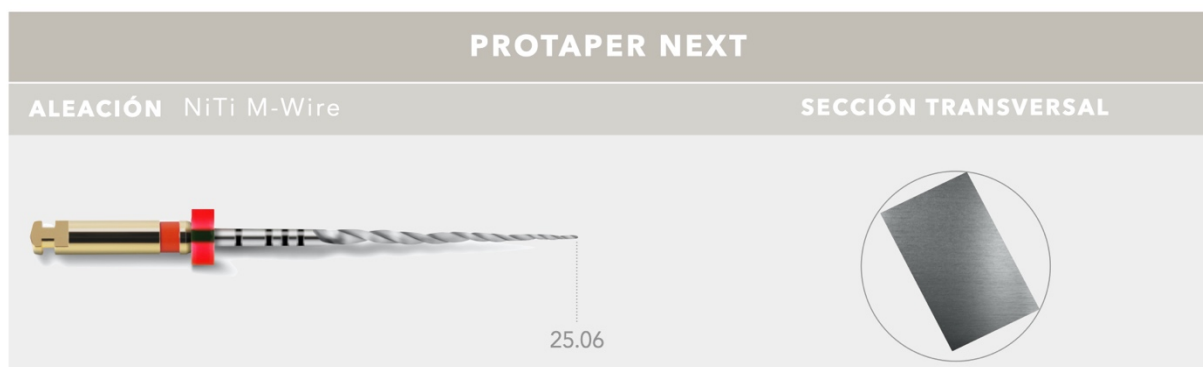


Figura 8. Lima PTN X2 utilizada en la presente Tesis Doctoral y sus características.

4.C.3. PROTAPER GOLD (DENTSPLY MAILLEFER, BALLAIGUES, SUIZA)

El último sistema de la familia ProTaper lanzado al mercado en el 2015 es el sistema ProTaper Gold (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suiza). Las limas del sistema PTG presentan el mismo diseño geométrico que las de PTU, pero están fabricadas con la aleación Gold Wire. Su sección transversal es triangular y presentan una conicidad variable (63) (Figura 9).

La mayoría de los autores (63,80,85,87,106,109) coinciden en que los diferentes procesos de fabricación de este sistema en comparación con sus predecesores, afectan a sus patrones de distribución de las fuerzas de tensión-deformación que sufren durante la instrumentación, mejorándose la resistencia a la fatiga y aportándoles una mayor

flexibilidad. Además, las limas del sistema PTG producen un menor transporte y debilitamiento del conducto radicular (63,80).

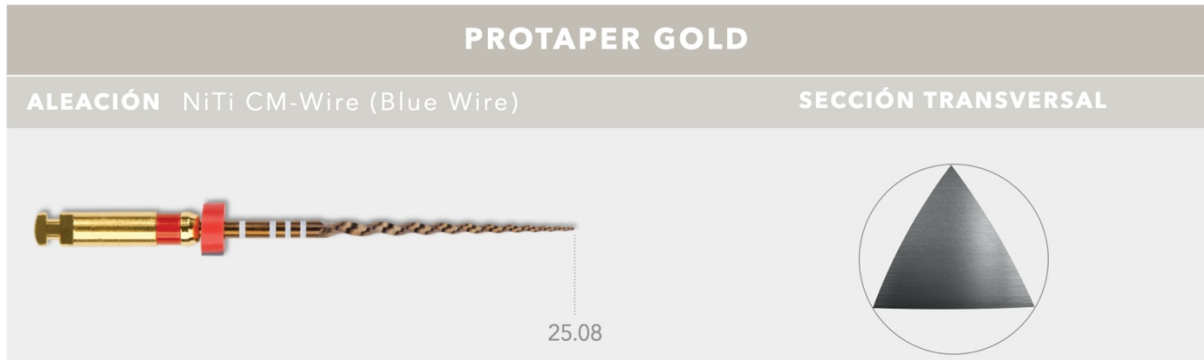


Figura 9. Lima PTG F2 utilizada en la presente Tesis Doctoral y sus características.

4.C.4. PROFILE VORTEX BLUE (DENTSPLY TULSA DENTAL SPECIALTIES, TULSA, OKLAHOMA, EE. UU.)

El sistema ProFile Vortex Blue (Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, OK, EE.UU.) es una nueva generación del sistema ProFile Vortex introducido al mercado en 2011. Se fabrica con la aleación NiTi Blue Wire, gracias al tratamiento térmico de superficie con óxido de titanio se le confiere su característico color azul (49,62,110). En cuanto a su diseño presentan una sección triangular. La capa superficial dura de óxido de titanio mejora la dureza de la superficie de estas limas, compensando la pérdida de dureza en comparación con el sistema ProFile Vortex. Mejorándose, además, la eficiencia de corte y la resistencia a la fractura (4,15,77,81) (Figura 10).

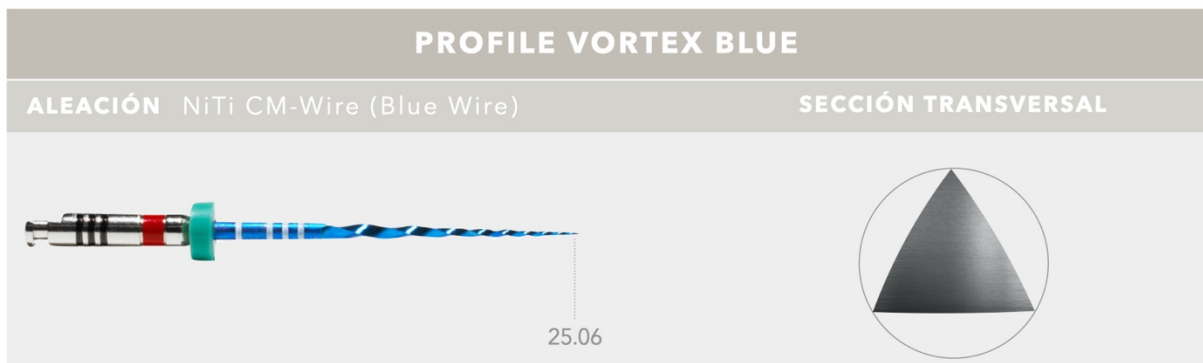


Figura 10. Lima PVB 25/06 utilizada en la presente Tesis Doctoral y sus características.

5. FRACTURA DE LOS SISTEMAS ROTATORIOS

A pesar de todas las mejoras introducidas en los últimos años en estos sistemas rotatorios (111,112) durante la práctica diaria de la endodoncia, pueden seguir apareciendo complicaciones no deseadas como son las fracturas de los sistemas rotatorios dentro de los conductos (17-19). Estas complicaciones dificultan y empeoran el pronóstico del tratamiento (22), haciendo necesario, en algunos casos, una cirugía endodóncica o incluso la extracción de la pieza (17,35). La fractura resulta del uso incorrecto y/o prolongado del instrumento endodóncico durante la instrumentación (102). Por tanto, es importante seguir realizando investigaciones para ayudar a comprender la fractura de estos instrumentos y poder prevenirlas en lugar de tratarlas.

5.A. INCIDENCIA Y PRONÓSTICO

La incidencia y el pronóstico de la fractura de los instrumentos endodóncicos, recogidos en la tabla 2, son áreas de incertidumbre debido a que los estudios revisados presentan unos tiempos de seguimiento y tamaños de muestra muy variados, ofrecen resultados diferentes y contradictorios y las tasas son obtenidas de estudios con metodologías no comparables (17,36).

Si revisamos la bibliografía, la incidencia de fractura de los sistemas rotatorios de NiTi oscila entre el 0,09% y el 5% (17,21-25). Dentro de las fracturas de los sistemas rotatorios, la mayoría de las limas se fracturan por fatiga cíclica (17,25-27) con un porcentaje de aproximadamente un 88% y el otro 12% se fractura por torsión (17,25). Por otro lado, aunque no nos centremos en este tipo de fracturas en la presente Tesis Doctoral, la incidencia de fractura de instrumentos manuales de acero inoxidable oscila entre el 0,55% (21). Siendo el mecanismo de fractura más habitual, al contrario que en los sistemas rotatorios de NiTi, la fractura por torsión (113).

Respecto al diente y el lugar del conducto donde se producen con mayor frecuencia estas fracturas; estas fracturas se producen con mayor frecuencia en los molares, sobre todo en las raíces mesiales de los molares maxilares y mandibulares (21,23,24,114). La gran mayoría de las fracturas se producen en el tercio apical del conducto, por debajo de la

curvatura del conducto (21,23,114).

En cuanto al pronóstico, los estudios revisados coinciden en que la presencia de un instrumento fracturado en el interior de un conducto no afecta significativamente el pronóstico general del tratamiento. Sin embargo, la presencia de una patología periapical previa combinada con la fractura de un instrumento supone un descenso significativo en el éxito del tratamiento (22,36,43-45). Lin y cols. (115) observaron que las bacterias dentro del conducto radicular son la principal causa del fracaso del tratamiento en presencia de un instrumento fracturado, no el instrumento fracturado en sí. Esto es debido a que la limpieza y conformación del conducto se ven comprometidas puesto que quedan bacterias en el interior.

En cuanto a las tasas de curación para los casos con un instrumento fracturado se encuentran alrededor del 72,7% al 91,8%, disminuyendo significativamente cuando la fractura ocurría en un diente con una lesión periapical (22,23,43).

Autor, año	METODOLOGÍA			INCIDENCIA FRACTURAS (%)						PRONÓSTICO		
	Tipo Estudio	Tamaño muestral (n)	Operador	Global %	Acero inoxidable	Sistemas rotatorios	FC	FT	Dientes	Tasa Curación (%)	Tasa Curación con LP (%)	Efecto en la curación
Strindberg, 1956 (43)	ER	C n=478	-	-	-	-	-	-	-	73%	50%	↓
Parashos y cols., 2004 (20)	ER	I n=7159	Endodoncista	5%	-	-	3,5%	1,5%	-	-	-	-
Spili y cols., 2005 (22)	CC	C n=8460	Endodoncista	3,3%	-	-	-	-	-	91,8%	86,7%	↓
Wei y cols., 2007 (25)	ER	I n=774	Endodoncista	0,09%	-	-	88%	12%	-	-	-	-
Tzanetakis y cols., 2008 (21)	ER	C n=1367	Estudiantes	1,83%	0,55%	1,33%	-	-	Tercio apical 52,5%	-	-	-
Wu y cols., 2011 (114)	ER	I n=70 C n=2654	Endodoncista	2,6%	-	-	-	-	M, Mvb 94,3% Tercio apical 91,4%	-	-	-
Ungerechts y cols., 2014 (23)	ER	I n=3854	Estudiantes	1%	-	-	-	-	M, Mvb 39,5% Tercio apical 76,5%	72,7%	58,3%	↓
Bueno y cols., 2017 (24)	CC	I n=120 C n=358	Endodoncista	2,5%	-	-	-	-	Molares	-	-	-

Tabla 2. Incidencia y pronóstico de la fractura de los instrumentos endodóncicos.

*Abreviaturas. ER: estudio retrospectivo, CC: caso-control, I: instrumentos endodóncicos fracturados, C: número dientes, -: no recoge, FC: fatiga cíclica, FT: fatiga torsional, M: molares, Mvb: conducto mesio vestibular, LP: lesión periapical. Flecha roja: disminuye la curación en presencia de un instrumento fracturado.

5.B. TIPOS DE FRACTURAS

La fractura de los instrumentos de NiTi se producen por las fuerzas a las que se someten durante la conformación de los conductos, como son la fatiga cíclica, la fatiga torsional o una combinación de ambas fuerzas. En la práctica clínica, habitualmente, se produce por una combinación de estas fuerzas (25,112). Cuando se les somete a fuerzas de flexión se combinan las fuerzas de tracción y compresión recíprocas en las curvas (4,17); mientras que la fuerza de torsión aparece durante los bloqueos del instrumento dentro del conducto cuando la presión apical ejercida por el operador es excesiva (35,116). Por tanto, podemos diferenciar dos tipos de fracturas: la fractura por fatiga cíclica o flexión causada por la fatiga del instrumento y la fractura por torsión o fatiga torsional causada por el bloqueo del instrumento (25,35,112).

5.B.1. FATIGA TORSIONAL

La torsión se define como “la acción y efecto de torcer o torcerse algo en forma helicoidal” (46). La fractura por torsión o fatiga torsional es la deformación sufrida por la lima debida a la acción de dos fuerzas opuestas que actúan en planos paralelos hasta que se produce dicha fractura. Ocurre cuando alguna parte del instrumento, normalmente la punta, queda bloqueada en el conducto mientras que el resto de la lima continúa rotando (35,116). Durante la instrumentación, si la lima queda trabada dentro del conducto y no la sacamos, aparecen las tres etapas del comportamiento físico del metal. Primero se excede el límite elástico del metal, luego la lima sufre una deformación plástica y, por último, se produce la fractura (82).

Sin embargo, la fractura torsional puede no producirse inicialmente, sino que se produzca por una fatiga acumulativa de estrés torsional de muchos momentos de deformación elástica. Esto sucede cuando la lima se traba en el conducto, pero debido al movimiento de entrada y salida del instrumento en el conducto, ésta se libera antes de exceder el límite elástico. Cuando la lima supera su límite elástico y se deforma plásticamente, si en ese momento la lima es liberada del conducto, no se producirá su fractura, sino una deformación plástica visible. Así, en algunas zonas de la lima se pierden las espiras

apareciendo cambios macroestructurales que avisan, al operador, del deterioro del instrumento (35,116) (Figura 11).

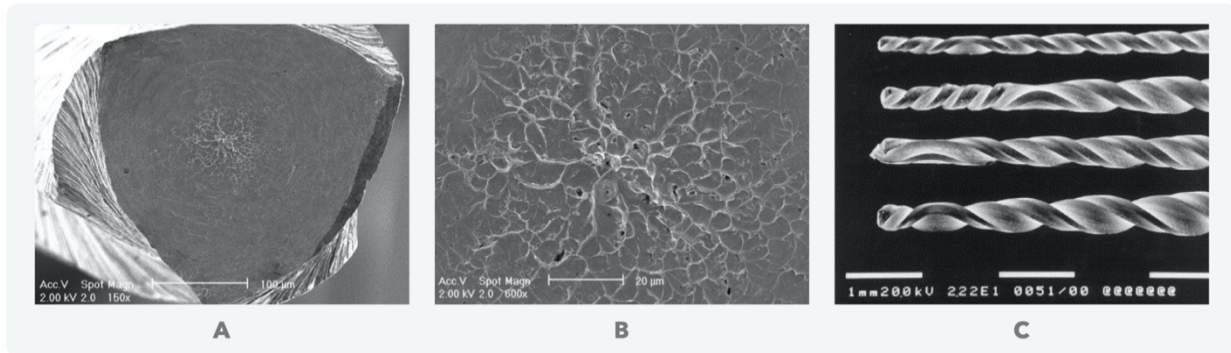


Figura 11. Fractura por torsión. Imagen de la superficie de fractura de un instrumento rotatorio de NiTi que muestra la superficie lisa característica (A) y el hoyuelo central (B) como resultado de la fractura por fatiga torsional. (C) Defectos visibles de deformación plástica asociados con la fractura. ((A)(B) Tomadas de Parashos P, Messer HH. Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *J Endod.* 2006;32:1031-43. (C) Tomada de Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod.* 2000;26:161-5).

FACTORES QUE INFLUYEN EN LA FRACTURA POR FATIGA TORSIONAL

Dentro de los factores que van a influir para que se produzcan fracturas por torsión encontramos: ejercer demasiada fuerza apical durante la instrumentación; utilizar sistemas rotatorios sin realizar una preinstrumentación del conducto; los instrumentos con una menor sección transversal, menor diámetro y poca conicidad (27,117,118).

DISPOSITIVOS PARA VALORAR RESISTENCIA A LA FATIGA TORSIONAL

Para evaluar *in vitro* estas fracturas se utiliza un torsiómetro. Es un dispositivo conectado a un ordenador en el que se enganchan los últimos 3-5 mm de la punta de la lima en un bloque de acero o policarbonato y el mango de la lima se conecta a un motor que puede girar alternativamente en ambas direcciones a una determinada velocidad. Nos dará los valores del par máximo: módulo de elasticidad de Young, el límite elástico y la resistencia al corte; y el ángulo de rotación durante la fractura (116,119).

5.C. FATIGA CÍCLICA

La presente Tesis Doctoral estudia la fractura de los sistemas rotatorios por este tipo de fractura. Por tanto, se le ha concedido un apartado independiente, en el cual explicaremos el mecanismo por el que se producen, los factores que influyen para que se produzca y los métodos *in vitro* para medir la resistencia de los instrumentos endodóncicos a este tipo de fractura.

Según la Real Academia Española (46) la fatiga es “la pérdida de la resistencia mecánica de un material, al ser sometido largamente a esfuerzos repetidos”. La fatiga cíclica o fatiga por flexión se define mecánicamente como la deformación de un sólido sometido a fuerzas transversales de una manera repetida (35).

La fractura por fatiga cíclica se produce cuando la lima rota dentro de un conducto curvo sin engancharse, de manera que en el punto de máxima flexión de la curvatura se generan ciclos de tensión en la superficie interna de la curva y de compresión en la externa, hasta que se produce la fractura de la lima (16,26,27,90) (Figura 12).

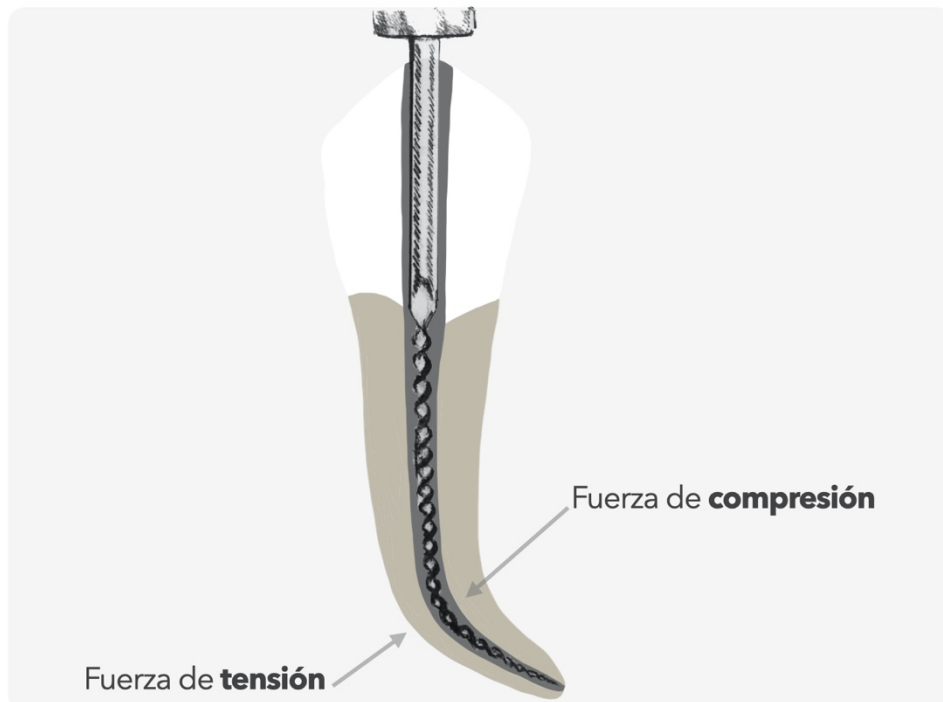


Figura 12. Diagrama de las fuerzas de tensión-compresión que sufre una lima dentro del conducto radicular durante la instrumentación.

En cada rotación del instrumento en el interior de un conducto curvo se dará un ciclo completo de tensión-compresión. Este esfuerzo repetido durante muchos ciclos acaba por fatigar la aleación produciéndose grietas que finalmente producirán una fractura dúctil, sin signos previos visibles de deformación plástica (16,26,120) (Figura 13).

El mecanismo por el cual se produce una fractura por fatiga cíclica se puede dividir en dos etapas. Una etapa de iniciación de grietas, en la que se forman micro grietas, que comienzan a crecer a lo largo de planos cristalográficos de la lima, seguida de una etapa en la que la grieta continúa extendiéndose o propagándose hasta que se termina fracturando (35,121).

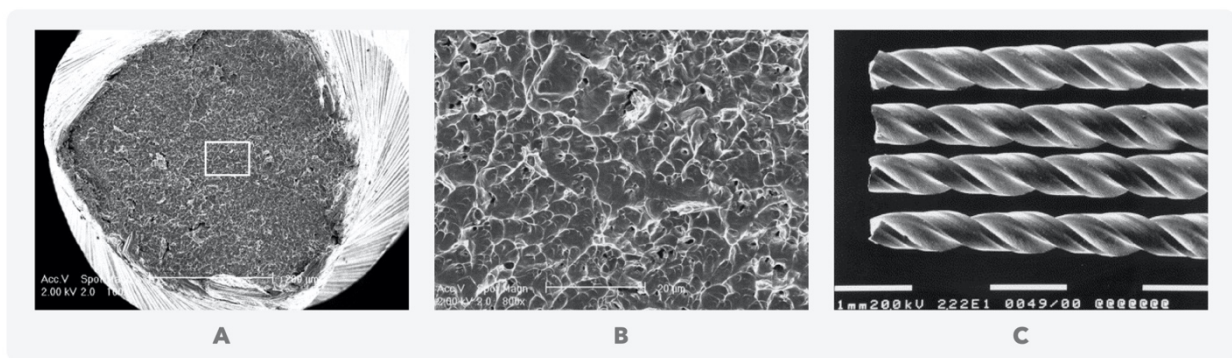


Figura 13. Fractura por fatiga cíclica. Imagen de la superficie de fractura de un instrumento rotatorio de NiTi que muestra los hoyuelos característicos sobre toda la superficie de fractura (A). (B) Imagen a mayor aumento de los hoyuelos. (C) Ausencia de signos previos visibles de deformación plástica. ((A)(B) Tomadas de Parashos P, Messer HH. Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *J Endod.* 2006;32:1031-43. (C) Tomada de Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod.* 2000;26:161-5).

5.C.1. FACTORES QUE INFLUYEN EN LA RESISTENCIA A LA FATIGA CÍCLICA

Las causas que producen las fracturas de los sistemas rotatorios de NiTi son complejas y multifactoriales. Varios son los factores que influyen en la resistencia de estos instrumentos a la fractura por fatiga cíclica y los podemos agrupar en cuatro categorías: los relacionados con la anatomía del conducto, los relacionados con el instrumento, los relacionados con el operador y los relacionados con la técnica de uso de estos sistemas rotatorios. Además, estos factores no ocurren por separado, sino que todos actúan simultáneamente para provocar la fractura del instrumento (114,122). Diferentes estudios han investigado los factores que influyen en la resistencia de estos instrumentos a la fractura por fatiga cíclica (Tablas 3 y 4).

FACTORES AFECTAN A LA RESISTENCIA A LA FRACTURA POR FATIGA CÍCLICA

ANATOMÍA DEL CONDUCTO	<ul style="list-style-type: none"> • Ángulo de curvatura • Radio de curvatura
INSTRUMENTO	<ul style="list-style-type: none"> • Diseño (sección transversal, diámetro y conicidad) • Proceso fabricación • Aleación de NiTi
OPERADOR	<ul style="list-style-type: none"> • Entrenamiento previo • Experiencia
FORMA DE USO	<ul style="list-style-type: none"> • Cinemática (velocidad y torque) • Técnica de instrumentación • Número de usos • Esterilización • Irrigantes

Tabla 3. Factores que afectan a la resistencia de los sistemas rotatorios en la fractura por fatiga cíclica.

FACTORES RELACIONADOS CON LA ANATOMÍA DEL CONDUCTO

Uno de los factores que más influye en la fractura de los sistemas rotatorios es la anatomía del conducto radicular que estamos conformando. La anatomía de un conducto viene determinada por su ángulo y radio de curvatura. Durante la instrumentación las limas endodóncicas se someten a una mayor carga cíclica de flexión, y se desgastarán más cuanto mayor sea la curvatura de los conductos radiculares. El riesgo de que se produzca una fractura aumenta cuanto más compleja sea la anatomía del conducto, es decir, cuanto mayor sea la curvatura (16,114); siendo aún mayor cuando instrumentamos una doble curvatura (84,123).

Las pruebas de fatiga cíclica han demostrado que el riesgo de fractura aumenta a medida que aumenta el ángulo de curvatura (mayor arco de curvatura) y a medida que disminuye el radio (27-29,32,77,121,124,125). Además, existe un mayor riesgo de que se produzca una fractura si la curvatura se encuentra en el tercio coronal o medio del conducto, que si se encuentra en el tercio apical (124,126). Esto es debido a que el diámetro del instrumento en ese punto de máxima flexión es mayor en los dos primeros casos (4).

FACTORES RELACIONADOS CON EL INSTRUMENTO

Los factores intrínsecos de los sistemas rotatorios que influyen en la fractura son su diseño, el proceso de fabricación y la aleación de NiTi (36,54,82,127).

En cuanto al diseño de los instrumentos, el área de la sección transversal, el diámetro y la conicidad del instrumento afectan a la resistencia a la fractura (19). El área de la sección transversal está determinada por una serie de parámetros, que incluyen el diámetro, conicidad y su diseño específico (20). Al aumentar el área de la sección transversal, aumentará el diámetro y la conicidad, serán más rígidas, menos flexible; y disminuirá la resistencia a la fatiga cíclica, pues estas limas acumulan mayor estrés debido a que tendrán mayor superficie de contacto con las paredes del conducto (26,70,112,114). En cuanto al diseño de la sección transversal, los instrumentos con una sección transversal en forma de U o en forma triangular se fracturan menos que otros tipos de diseños en los que su sección transversal tiene forma de S, rectangular o triangular convexa (51,54,128,129).

En cuanto al proceso de fabricación, los sistemas rotatorios fabricados por un proceso de enrollado son más resistentes a la fatiga cíclica (26,56,122). En diferentes publicaciones se ha demostrado que los tratamientos de superficie mejoran las propiedades de los sistemas rotatorios y la resistencia a la fatiga cíclica. Como hemos explicado anteriormente, dentro de los tratamientos de superficie encontramos: el electropulido (89-92), la implantación de iones (91,93,94), el tratamiento criogénico (95,96) y el tratamiento térmico (63,79,97,98,105). En cuanto a la aleación de NiTi, su modificación cambia las propiedades mecánicas de los sistemas rotatorios y parece ser uno de los factores más importantes para mejorar la resistencia a la fatiga cíclica (11,34,49,62,77,79,85). La aleación de NiTi convencional ha demostrado ser menos resistente a la fatiga cíclica en comparación con sus sucesoras (63,64,72). La aleación en estructura martensítica aumenta la resistencia a la fatiga cíclica y la flexibilidad de los sistemas rotatorios que incluyen en su composición parte de la aleación en este estado martensítico (66).

FACTORES RELACIONADOS CON EL OPERADOR

La fractura de un instrumento es un incidente frustrante que coloca al clínico bajo estrés y posibles litigios, lo que provoca que intente retirar el fragmento fracturado. La endodoncia es uno de los tratamientos odontológicos más exigentes técnicamente. Por tanto, es necesario que el operador tenga una destreza y una habilidad para realizar estas endodoncias que requieren un entrenamiento previo *in vitro* (130). La remoción de un fragmento de lima fracturada con éxito es un reto que se basa en el conocimiento, la formación y la familiaridad con las técnicas e instrumentos. La experiencia y la técnica de uso del operador, incluyendo dentro de ésta su habilidad y juicio a la hora de la toma de decisiones, es por tanto otro de los factores que contribuye a la fractura de los sistemas rotatorios (19,20,31).

FACTORES RELACIONADOS CON LA FORMA DE USO

El uso clínico que damos a los sistemas rotatorios va a influir en la resistencia que presentan a la fatiga cíclica y por tanto es interesante conocer cómo va a afectar a dicha resistencia. En cuanto a los factores relacionados con las técnicas de uso de los sistemas rotatorios encontramos: la cinemática con la que accionamos los sistemas rotatorios, la velocidad y el torque a los cuales los utilizamos; la técnica de instrumentación que utilizamos; el número de usos que le damos a estos sistemas rotatorios; y cómo afectan la esterilización y los irrigantes sobre los sistemas rotatorios.

En cuanto a la cinemática de los sistemas de NiTi accionados por motor se comenzó utilizándolos en rotación continua, y recientemente se ha introducido el movimiento recíproco o alternativo. El movimiento recíproco aumenta la resistencia a la fractura por fatiga cíclica en comparación con la rotación continua (66,131-134). Esto se debe a que la rotación en sentido antihorario del movimiento recíproco disminuye la tensión de torsión ejercida sobre la lima durante el procedimiento de corte (131,133). La fractura por fatiga cíclica ocurre con mayor frecuencia con los sistemas rotatorios impulsados por motor, en comparación con las mismas limas usadas manualmente. Por este motivo, se recomienda el uso de motores controlados por torque (112).

La mayoría de los autores coinciden en que la velocidad de rotación parece no tener efecto en la fractura de los sistemas rotatorios de NiTi en el interior del conducto radicular

(16,32-34). Gao y cols. (34) demostraron que para los instrumentos rotatorios hechos del mismo material y con el mismo diámetro no hubo diferencias significativas de la resistencia a la fatiga cíclica bajo diferentes velocidades de rotación. Por el contrario, para algunos autores la velocidad de rotación influía en la fractura, observando que cuanto mayor era la velocidad de rotación, menos tiempo transcurría hasta la fractura. Esto es debido a que a mayor velocidad de rotación, mayor es el roce del instrumento con las paredes del conducto (32,33,90,121,132). Los fabricantes recomiendan un número de revoluciones por minuto (rpm) para el uso seguro de los instrumentos rotatorios de NiTi, que habitualmente oscila entre 250-600 rpm (31).

El torque es la medida de la fuerza de giro aplicada al instrumento para que éste supere la fricción y continúe girando. Los valores de torque bajo, proporcionan una mayor resistencia a la fatiga cíclica (112,132). Sin embargo, como a mayor área de contacto de la lima con el conducto aumenta la fricción, es necesario un mayor torque para que una lima de mayor diámetro gire dentro de un conducto radicular estrecho. Estas limas más grandes pueden soportar un mayor torque sin fracturarse (116).

La técnica de instrumentación también influye en la fractura de los instrumentos. Los sistemas rotatorios de NiTi accionados manualmente se fracturan debido a una sobrecarga torsional, mientras que si los accionamos por motor lo hacen debido a fatiga cíclica (121,135). Así, para prevenir la sobrecarga torsional y disminuir la fatiga, además de realizar una preinstrumentación inicial del conducto, se recomienda una presión apical ligera, un movimiento axial continuo y un uso breve dentro del conducto radicular (31,109,118,121).

Las limas nuevas presentan una mayor resistencia a la fatiga cíclica que las usadas, pero debido al coste de los instrumentos endodóncicos es habitual que se reutilicen. Los múltiples usos de los instrumentos rotatorios de NiTi disminuyen su resistencia a la fatiga cíclica (15,31,109,136). Basándonos en la literatura, a pesar de que no existe un consenso claro, un número recomendado de usos podría ser de hasta 10 usos (112). La única manera predecible de prevenir las fracturas es desechándolas de manera regular, siendo importante no exceder los usos máximos recomendados por el fabricante y observar cada lima después de su uso, para descartarla si presenta algún defecto (31,118).

Otro factor que puede contribuir a la incidencia de fractura son los ciclos de esterilización, ya que inducen alteraciones en la superficie de las limas (137). Sin embargo, el impacto que produce es contradictorio y parece no afectar a la resistencia a la fractura por fatiga cíclica (31,138). Así, en la literatura encontramos autores que afirman que disminuye la resistencia a la fatiga cíclica (76,139,140), mientras que otros autores concluyen que aumenta la resistencia a la fatiga cíclica (141,142).

El efecto corrosivo del hipoclorito de sodio (NaOCl) no parece aumentar la incidencia de las fracturas de los instrumentos de NiTi si el tiempo en el que las sumergimos en el NaOCl es el menor posible (85,138,143,144). Sin embargo, puede tener un efecto negativo en las propiedades mecánicas de los instrumentos de NiTi debido a la corrosión y disminuir la resistencia a la fatiga cíclica (91,118).

Autor, año	METODOLOGÍA		ANATOMÍA DEL CONDUCTO			INSTRUMENTO					TÉCNICA DE USO	NCF	
	Tipo Estudio	Sistema rotatorio (n)	Tipo curvatura	Ángulo	Radio	Sección transversal	∅	Conicidad	Proceso fabricación	Aleación	Tt° superficie	Cinemática	Sistema rotatorio
Bonaccorso y cols., 2008 (91)	Eiv	RaCe n=30	-	-	-	-	-	-	-	-	↑ Electropulido	-	-
Viana y cols., 2010 (54)	Eiv	PTU, K3, ES n=90	-	-	-	↓ Mayor	↓ Mayor	-	-	-	-	-	K3
Kosti y cols., 2011 (27)	Eiv	PF n=300	↓ Compleja	60±10°	2±1mm	-	-	-	-	-	-	-	-
Rodriguez y cols., 2011 (26)	Eiv	TF, Race n=44	↓ Pto. máx. curva	86°	6mm	-	-	-	↑ Enrollado	-	-	-	TF
Bhagabati, 2012 (122)	Eiv	TF, PF, MT, K3 n=80	-	90° 45°	5mm	-	-	-	↑ Enrollado	↑ R-phase	-	-	TF
Castelló y cols., 2012 (134)	Eiv	PTU, WO, TF n=184	↓ Compleja	60°	5mm	-	-	-	↑ Enrollado	-	-	↑ Mov. recíprocante	TF
Gao y cols., 2012 (62)	Eiv	PV, PVB C n=60	-	90°	5mm	-	-	-	-	↑ M-Wire	↑ Blue Wire	-	PVB
Lopes y cols., 2013 (124)	Eiv	BioRaCe BR4C n=40	↓ Compleja	↓ Mayor	↓ Menor	-	-	-	-	-	-	-	-
Hieawy y Cols., 2015 (63)	Eiv	PTU, PTG n=150	-	40°	6mm	-	↑ Menor	-	-	↑ M-Wire	↑ Gold Wire	-	PTG
Duke y cols., 2015 (84)	Eiv	PV, PVB n=60	↓ Curvatura doble	30° 60°	5mm 5mm	-	-	-	-	-	↑ Blue Wire	-	PVB
Kim y cols., 2015 (92)	Eiv	G6, PTU n=60	-	35°	6mm	-	-	-	-	-	↑ Electropulido	-	PTU
Elnaghy y cols., 2017 (153)	Eiv	PTU, PTN, PTG, TR5 n=240	-	60°	5mm	-	-	-	-	↑ M-Wire	↑ Gold Wire	-	PTN, PTG
Ruiz y cols., 2018 (78)	Eiv	PTU, PTN, PVB n=234	↓ Compleja	60° 45°	5mm	-	-	-	-	↑ M-Wire	↑ Blue Wire	↑ Mov. recíprocante	TF
Algahtani y cols., 2019 (85)	Eiv	PTU, PTG n=60	↓ Curvatura doble	60° 30°	5mm 2mm	-	-	-	-	-	↑ Gold Wire	-	PTG

Tabla 4. Artículos más relevantes incluidos en la revisión bibliográfica sobre los principales factores que afectan a la resistencia a la fractura por fatiga cíclica. *Abreviaturas. ∅: diámetro, Tt° superficie: tratamiento de superficie, Eiv: estudio experimental *in vitro*, Pto. máx. curva: punto de máxima curvatura, Mov. recíprocante: movimiento recíprocante, -: no recoge. Flecha roja: disminuye la resistencia a la fatiga cíclica. Flecha azul: mejora la resistencia a la fatiga cíclica.

5.C.2. DISPOSITIVOS PARA VALORAR RESISTENCIA A LA FATIGA CÍCLICA

La resistencia a la fatiga cíclica puede ser medida por el tiempo hasta que ocurre la fractura o convirtiendo este tiempo a número de ciclos o rotaciones hasta que la lima se fractura (NCF). El NCF proviene de la multiplicación del tiempo hasta que se fractura la lima por la velocidad a la que se acciona. Al convertir el tiempo a NCF se pueden hacer comparaciones entre sistemas rotatorios accionados a diferentes velocidades (145).

Como los sistemas de conductos radiculares rara vez son rectos, utilizar una lima resistente a la fatiga cíclica nos será de gran ayuda. La investigación *in vitro* en el área de la resistencia a la fatiga de los sistemas rotatorios intenta imitar la rotación de la lima dentro del conducto curvo para averiguar el tiempo hasta la fractura y los motivos que hacen que se fracture.

La especificación No. 28 del Instituto Nacional Americano de Estandarización (ANSI) y de la Asociación Americana Dental (ADA) no han protocolizado una prueba estandarizada internacional para la prueba de fatiga cíclica en sistemas rotatorios (146). Cada equipo de investigación establece parámetros que consideran apropiados para su experimento, aunque ninguna de ellas reproduce exactamente las situaciones clínicas, por lo que no se pueden comparar los datos de diferentes centros y sería recomendable realizar estudios más homogéneos (120).

Las pruebas de fatiga cíclica consisten en someter a la lima a una curvatura, con un ángulo y radio determinado, haciéndola rotar a una determinada velocidad hasta que se fractura (16). Basándonos en estudios previos de resistencia a la fatiga cíclica podríamos clasificar la metodología *in vitro* en tres metodologías diferentes; según el método utilizado para simular la curvatura del conducto radicular, según el movimiento de la lima durante la prueba y según el medio líquido en el que se sumerge (16,35,90,120,121,135,147,148).

Para simular la curvatura del conducto radicular podemos encontrar cinco métodos según utilicemos: tubos cilíndricos de vidrio o metal, sistemas con planos inclinados, sistemas con bloques y varillas ranuras, sistemas de apoyos puntuales con 2 o 3 puntos de apoyo y conductos metálicos insertados en bloques de metacrilato o metal, y en modelos de dientes en 3D (16,120,135) (Figura 14).

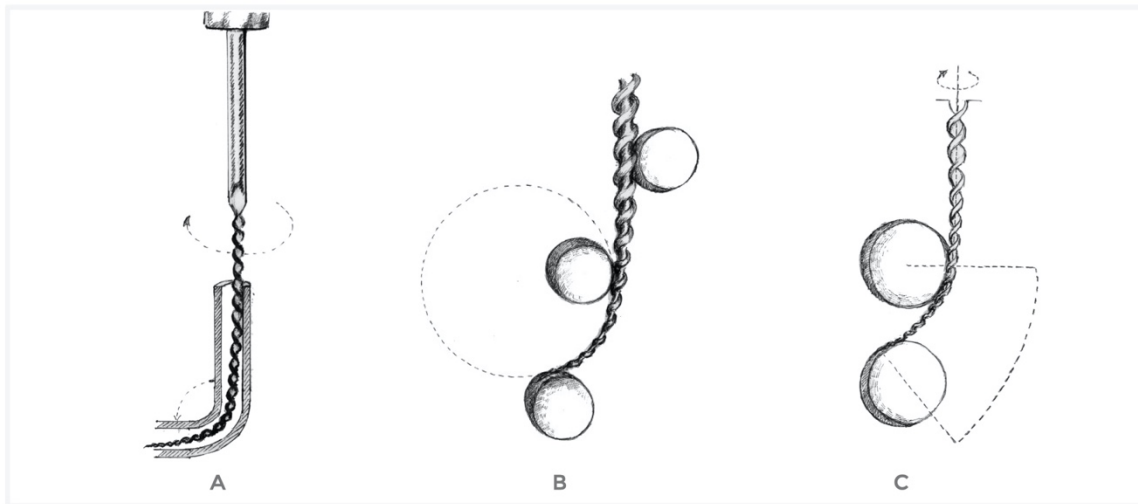


Figura 14. Dibujos esquemáticos de los métodos para estudiar la fatiga cíclica más utilizados. (A) Conductos artificiales: Tubos cilíndrico o conducto metálico. (B) Sistemas de apoyo puntual con 3 puntos de apoyo. (C) Sistemas de apoyo puntual con 2 puntos de apoyo. (Tomados de Plotino G, Grande N, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G. *A Review of Cyclic Fatigue Testing of Nickel-Titanium Rotary Instruments.* J Endod. 2009;35:1469-1476).

Según la dinámica de la lima durante el test podemos encontrar:

1. Pruebas estáticas. La lima gira en un conducto artificial a una longitud fija sin movimiento axial. La tensión de compresión y tracción que sufre la lima se concentra en la misma zona de la lima durante toda la prueba. Como las limas no entran y salen dentro del conductos durante la prueba, este método puede no ser efectivo para simular un entorno clínico (148).

2. Pruebas dinámicas. La lima varía su posición dentro del conducto artificial durante la prueba, realizando un movimiento axial de entrada y salida dentro del conducto artificial, para asemejar el uso clínico durante la endodoncia. La zona donde la lima sufre la tensión se distribuye en un área más amplia a lo largo de su eje. Sin embargo, la única información que puede proporcionar al clínico es el tiempo que una lima resiste en un conducto en las condiciones de la prueba, pero estas condiciones no son similares a una situación clínica real (26,90,121,148).

5

**MATERIAL
Y MÉTODOS**

MATERIAL Y MÉTODOS

MATERIAL Y MÉTODOS

La presente investigación se dividió en tres fases. En primer lugar, se realizó una prueba de resistencia a la fatiga cíclica de una manera estática de cuatro sistemas rotatorios. En segundo lugar, se realizó una prueba de resistencia a la fatiga cíclica de una manera dinámica de dos sistemas rotatorios. En último lugar, se combinaron y analizaron los resultados obtenidos en ambas pruebas.

1. DISEÑO DEL ESTUDIO

Se realizó un estudio experimental *in vitro* en el Máster de Odontología Restauradora y Endodoncia en la Unidad de Patología y Terapéutica Dental de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universidad de Valencia (España) entre septiembre de 2013 hasta julio de 2019.

2. MUESTRA DEL ESTUDIO. SELECCIÓN DE LA MUESTRA

Para la realización de este estudio se emplearon las limas rotatorias ProTaper Universal F2 (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suiza), ProTaper Next X2 (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suiza), ProTaper Gold F2 (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suiza), y Profile Vortex Blue 25/06 (Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, OK, EE.UU.).

- Grupo 1: **ProTaper Universal F2** (diámetro en la punta de 0,25 mm y conicidad de 0,08%).
- Grupo 2: **ProTaper Next X2** (diámetro en la punta de 0,25 mm y conicidad de 0,06%).
- Grupo 3: **ProTaper Gold F2** (diámetro en la punta de 0,25 mm y conicidad de 0,08%).
- Grupo 4: **Profile Vortex Blue 25/06** (diámetro en la punta de 0,25 mm y conicidad de 0,06%).

Criterios de inclusión

- Sistemas rotatorios fabricados con diferentes procesamientos de la aleación de NiTi.
- Limas con el mismo diámetro en la punta de 0,25 mm, una misma longitud de 25 mm y una conicidad lo más similar posible.
- Limas nuevas.
- Limas que tras ser inspeccionadas bajo magnificación 32x con el microscopio quirúrgico OPMI pico (Zeiss, Oberkochen, Alemania) no presentaron defectos o deformaciones visibles en la superficie antes de las pruebas.

Criterios de exclusión

- Sistemas rotatorios fabricados con misma aleación de NiTi.
- Limas que presentaron defectos o deformaciones visibles en la superficie antes de las pruebas.
- Limas que no cumplían alguno de los criterios de inclusión.

3. MATERIAL

- Para realizar las pruebas de fatiga cíclica se utilizaron los sistemas rotatorios: ProTaper Universal, ProTaper Next, ProTaper Gold y Profile Vortex Blue.
- Para la inspección visual de la superficie de las limas: Microscopio quirúrgico OPMI pico (Zeiss, Oberkochen, Alemania).
- Durante las pruebas de fatiga cíclica: dispositivo de ensayo de fatiga cíclica estática, dispositivo de ensayo de fatiga cíclica dinámica, motor eléctrico X-Smart (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suiza), vaselina fluida (Millet-Franklin, BA, Argentina), cámara fotográfica digital Canon® EOS 600D (Canon Incorporated, Tokio, Japón), un trípode, un cronómetro digital (Timex, Middlebury, CT) y un pie de rey digital (FEMTO Instruments S.L., Valencia).
- Para la recopilación de datos: Ordenador MacBook® Pro 13" (Mac OS 10.15.4, Cupertino, California, EE. UU.).

3.1. CONFIGURACIÓN DEL CONDUCTO ARTIFICIAL

Una de las partes de los dispositivos consistía en una base de metacrilato cuadrada, en la cual se insertan dos conductos artificiales de acero inoxidable. Basándonos en el estudio de Pruett (16) se diseñó la anatomía de los conductos artificiales, los cuales fueron fabricados en el laboratorio. Se confeccionaron dos conductos, uno con un ángulo de curvatura de 45° y otro con un ángulo de curvatura de 60°. Ambos conductos tenían un radio de curvatura de 5 mm y presentaban una longitud de 20 mm. Con el fin de reproducir de la manera más parecida posible las condiciones clínicas de fractura por fatiga cíclica, el diámetro interno de los conductos fue de 0,40 mm en la punta y de 0,90 mm en la parte más coronal (superior al de las limas rotatorias utilizadas) permitiendo así la libre rotación de las limas dentro del conducto. Además, para poder visualizar el momento exacto de la fractura del instrumento, se labró una ventana en la parte superior del conducto coincidiendo con el punto de máxima curvatura, dejando así visible la zona de fatiga (Figura 15).

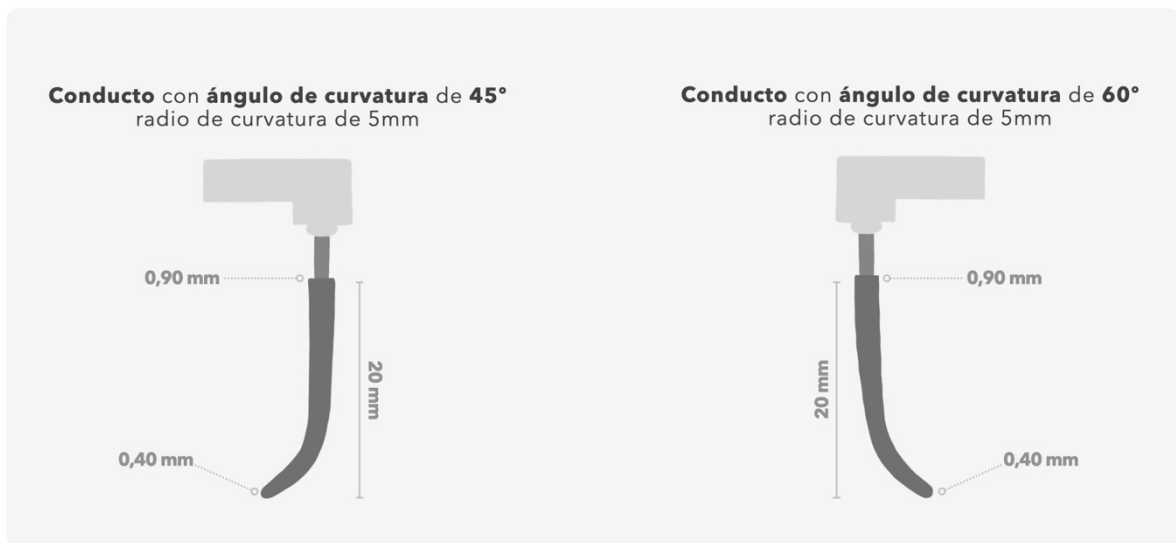


Figura 15. Diagrama de los conductos artificiales utilizados en las pruebas de fatiga cíclica.

3.2. DISPOSITIVO DE FATIGA CÍCLICA ESTÁTICA

El dispositivo de prueba de resistencia a la fractura por fatiga estática utilizado en este estudio fue diseñado en el Máster de Odontología Restauradora y Endodoncia, basándonos en el realizado por Plotino (120) utilizándose por nuestro departamento en estudios publicados (77,134,149).

El dispositivo constaba de dos plataformas cuadradas, la primera, la misma base de metacrilato en la cual estaban insertados los conductos artificiales de acero inoxidable y la segunda, otra base de metacrilato donde se fijó la pieza de mano. Ambas se acoplaban mediante tornillos a una tercera base rectangular de metacrilato. La primera base de metacrilato con los conductos artificiales se deslizaba a lo largo de dos guías por la base de metacrilato rectangular y se fijaba manualmente mediante unos tornillos y unas tuercas palometas. La segunda plataforma, fijaba la pieza de mano a través de una tuerca que se apretaba con la ayuda de una llave de hexágono interior (Figura 16).

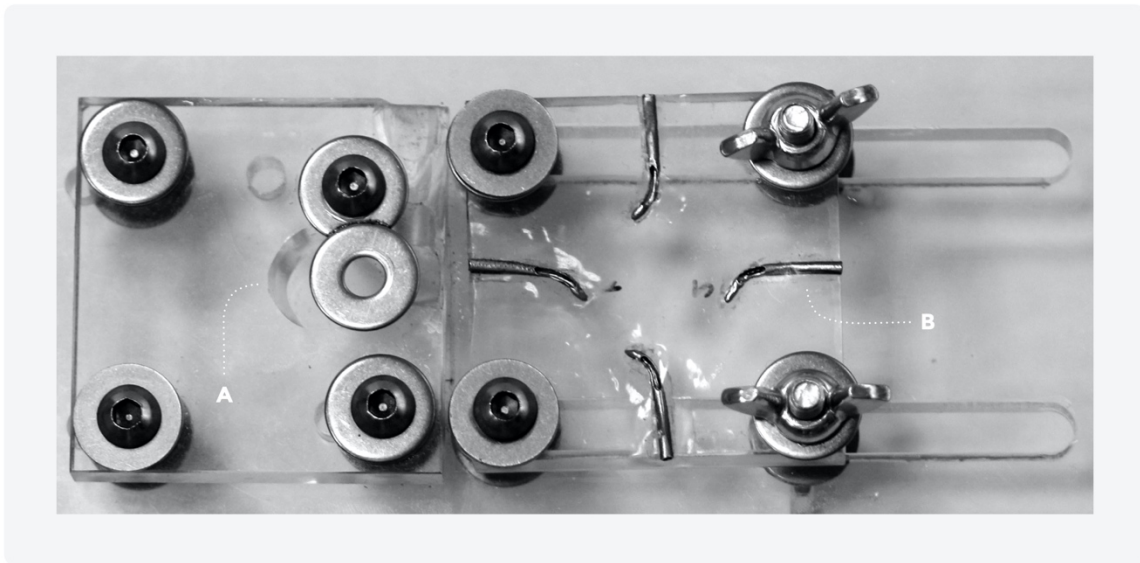


Figura 16. Dispositivo de fatiga cíclica estática empleado. (A) Detalle de la plataforma donde se fijaba la pieza de mano. (B) Detalle de la plataforma donde quedaban ubicados los conductos artificiales.

3.3. DISPOSITIVO DE FATIGA CÍCLICA DINÁMICA

El dispositivo de prueba de resistencia a la fractura por fatiga dinámica utilizado en este estudio, fue fabricado a medida en el Máster de Odontología Restauradora y Endodoncia junto con el Dr. Gal Hiltch (Figura 16).

El dispositivo constaba de dos partes, la base de metacrilato en la cual estaban insertados los conductos artificiales de acero inoxidable (Figura 16-A) y la máquina fabricada a medida para realizar la prueba de fatiga cíclica dinámica a partir de la máquina de torner PROXXON PD230/E (PROXXON S.A., Wecker, Luxemburgo) (Figura 17).

La máquina presentaba un acople, donde se fijaba la pieza de mano (Figura 16-B), que al accionar la maquina, permitía que la lima entrase y saliese con movimientos axiales en el conducto artificial. Mediante unos sensores, se permitía controlar la potencia y la longitud del movimiento de inserción y desinserción, en dirección axial de las limas, en el interior de los conductos. También contaba con un procesador digital que mostraba los ciclos completos que realizaba la lima (Figura 16-C).

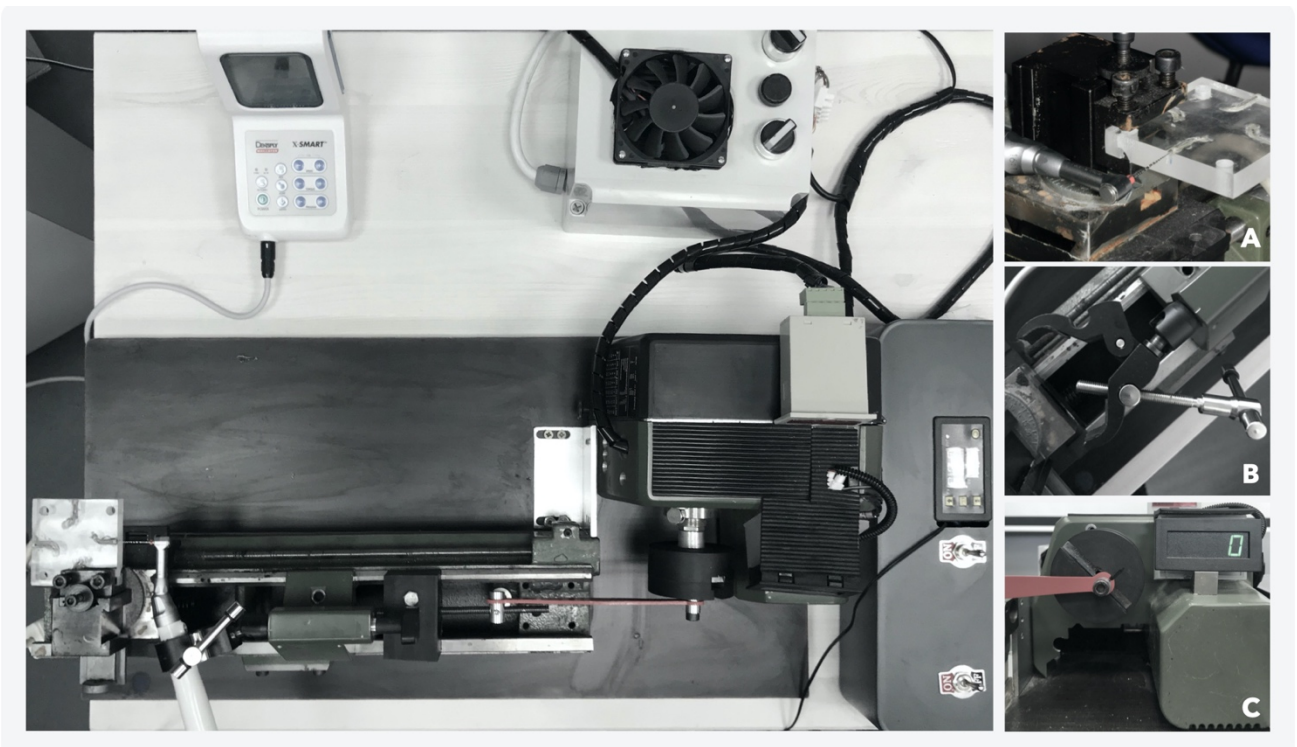


Figura 16. Dispositivo de fatiga cíclica dinámica empleado. (A) Detalle de la plataforma donde quedaban ubicados los conductos artificiales. (B) Detalle del acople donde se fijaba la pieza de mano. (C) Detalle del procesador digital.

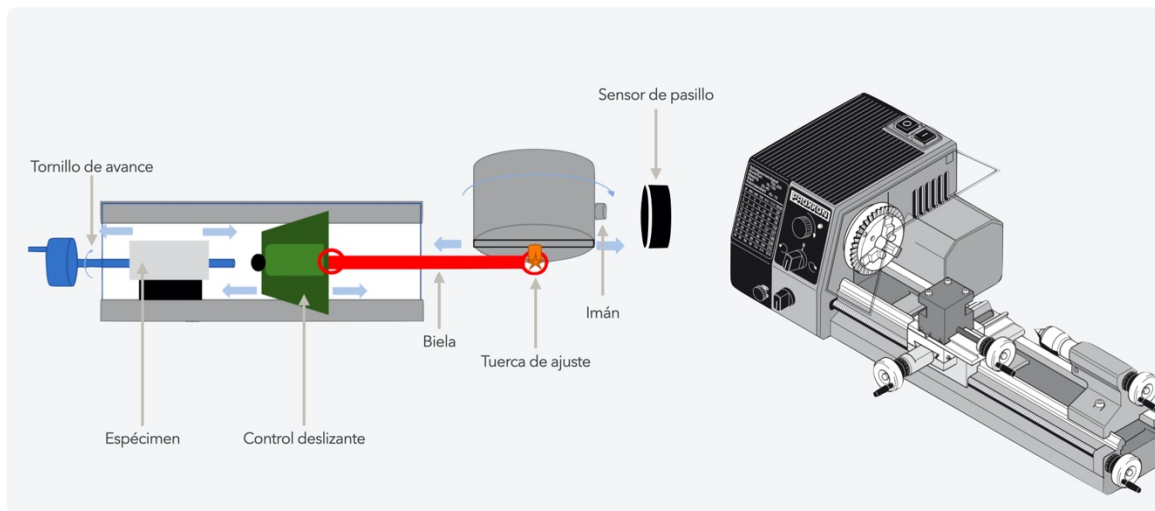


Figura 17. Esquema del fabricante de la máquina de tornear PROXXON PD230/E.

4. MÉTODOS

4.1. PRUEBA DE RESISTENCIA A LA FATIGA CÍCLICA ESTÁTICA

En la prueba de resistencia a la fatiga cíclica estática se utilizaron cuatro sistemas rotatorios diferentes: PTU, PTN, PTG y PVB.

Para la prueba de resistencia a la fatiga cíclica estática, se utilizaron dos conductos artificiales: el conducto 1, que presentaba un ángulo de curvatura de 45° y el conducto 2, que presentaba un ángulo de curvatura de 60° . Ambos conductos tenían un radio de curvatura de 5 mm (Figura 18).



Figura 18. Conductos artificiales utilizados en el estudio de la resistencia a la fatiga cíclica estática. (A) Conducto 1. (B) Conducto 2.

Para realizar la prueba se colocaron las limas en la pieza de mano y se movió la plataforma de los conductos artificiales hasta que la lima quedase insertada 20 mm en el interior del conducto. Posteriormente, se fijó la pieza de mano, asegurando así el centrado y posicionamiento tridimensional de los instrumentos a la misma profundidad dentro de los conductos artificiales durante toda la prueba y eliminando el sesgo de presión del operador al realizar movimientos axiales. Para reducir la fricción de las limas con las paredes de los conductos metálicos y minimizar la liberación de calor, se aplicó vaselina fluida (Millet-Franklin, BA, Argentina) dentro de los conductos artificiales antes de accionar las limas.

Los instrumentos fueron accionados con el motor eléctrico X-Smart, con una pieza de mano de reducción de 16:1 (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suiza) usando un movimiento de rotación continuo. Se programaron una velocidad y un torque constantes recomendados por el fabricante; de 300 rpm y 5.2 N/cm para PTU, PTN y PTG, y 500 rpm y 2.8 N/cm para PVB. Todas las limas fueron rotadas hasta que se produjo la fractura. El tiempo transcurrido hasta la fractura (TF) se registró por el mismo operador mediante una cámara fotográfica (Canon® EOS 600D, Canon Incorporated, Tokio, Japón) conectada a un trípode, y un temporizador digital (Timex, Middlebury, CT) que se detuvo cuando se detectó la fractura. Para evitar el error humano, se grabó el video simultáneamente y las grabaciones se observaron para comparar el tiempo hasta que se produjo la fractura. Las longitudes de los fragmentos fracturados se midieron con un pie de rey digital (FEMTO Instruments S.L., Valencia) para determinar la longitud de cada fragmento fracturado y se registraron. La media de la longitud de los fragmentos fracturados se registró para corroborar que la posición de los instrumentos, dentro de la curvatura del conducto artificial, fue correcta y que habían sufrido tensiones similares (Figura 19).



Figura 19. Detalle de las limas fracturadas y de los fragmentos fracturados. (A) Lima Protaper Universal F2. (B) Lima Protaper Next X2. (C) Lima Profile Vortex Blue 25/06. (D) Lima Protaper F2.

4.2. PRUEBA DE RESISTENCIA A LA FATIGA CÍCLICA DINÁMICA

En la prueba de resistencia a la fatiga cíclica dinámica, utilizamos dos sistemas rotatorios diferentes: PTN y PTG.

Para la prueba de resistencia a la fatiga cíclica dinámica se utilizó un conducto que presentaba un ángulo de curvatura de 60° y un radio de curvatura de 5 mm (Figura 20).

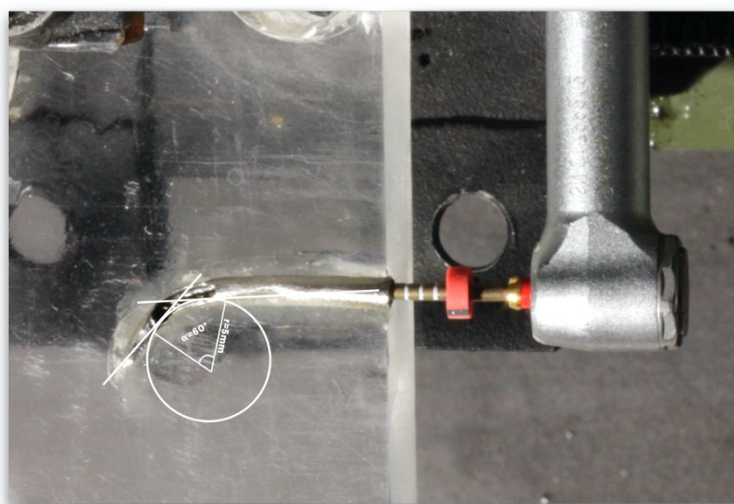


Figura 20. Conducto artificial utilizado en el estudio de la resistencia a la fatiga cíclica dinámica.

Para realizar la prueba se colocaron las limas en la pieza de mano, ésta se colocó en el acople de la máquina y se fijó de manera que la lima quedase insertada 20 mm en el interior del conducto y centrada en el interior del mismo. Para reducir la fricción de las limas con las paredes de los conductos metálicos y minimizar la liberación de calor, se aplicó vaselina fluida (Millet-Franklin, BA, Argentina) dentro de los conductos artificiales, antes de accionar las limas.

Los instrumentos fueron accionados con el motor eléctrico X-Smart, al que se le acopló una pieza de mano de reducción de 16:1 (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suiza). Se aplicó una velocidad y un torque constantes, recomendados por el fabricante, de 300 rpm y 5,2 N/cm. Desde el panel de control de la máquina y con el objetivo de simular el movimiento de picoteo durante el uso clínico de las limas, se programó un movimiento de inserción y

desinserción que ocurría al mismo tiempo que las limas giraban dentro del conducto. Este movimiento se ajustó con una amplitud de movimiento de 3 mm por segundo. Es decir, realizó un movimiento de entrada y salida en un segundo, que es el tiempo en el cual se completa un ciclo. Así pues, las limas alcanzaron una longitud de trabajo de 17 mm y volvieron a 20 mm entre cada ciclo.

Todas las limas fueron rotadas hasta que se produjo la fractura. En este dispositivo, cuando las limas se fracturaban, podíamos ver el tiempo en segundos y los NCF en la pantalla del dispositivo. Sin embargo, se decidió verificarlo realizándolo como en la prueba anterior y se registró, por el mismo operador, mediante una cámara fotográfica (Canon® EOS 600D, Canon Incorporated, Tokio, Japón) conectada a un trípode, y un temporizador digital (Timex, Middlebury, CT) que se detuvo cuando se detectó la fractura. Para evitar el error humano, se grabó el video simultáneamente y las grabaciones se observaron para comparar el tiempo hasta que la lima se fracturaba. Las longitudes de los fragmentos fracturados se midieron con un pie de rey digital (FEMTO Instruments S.L., Valencia) para determinar la longitud de cada fragmento fracturado y se registraron. La media de la longitud de los fragmentos fracturados se registró con dos objetivos: corroborar que la posición de los instrumentos dentro de la curvatura del conducto artificial fue correcta y que habían sufrido tensiones similares (Figura 21).

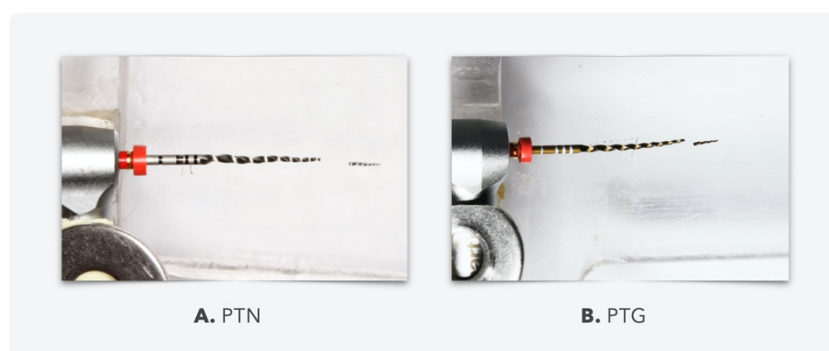


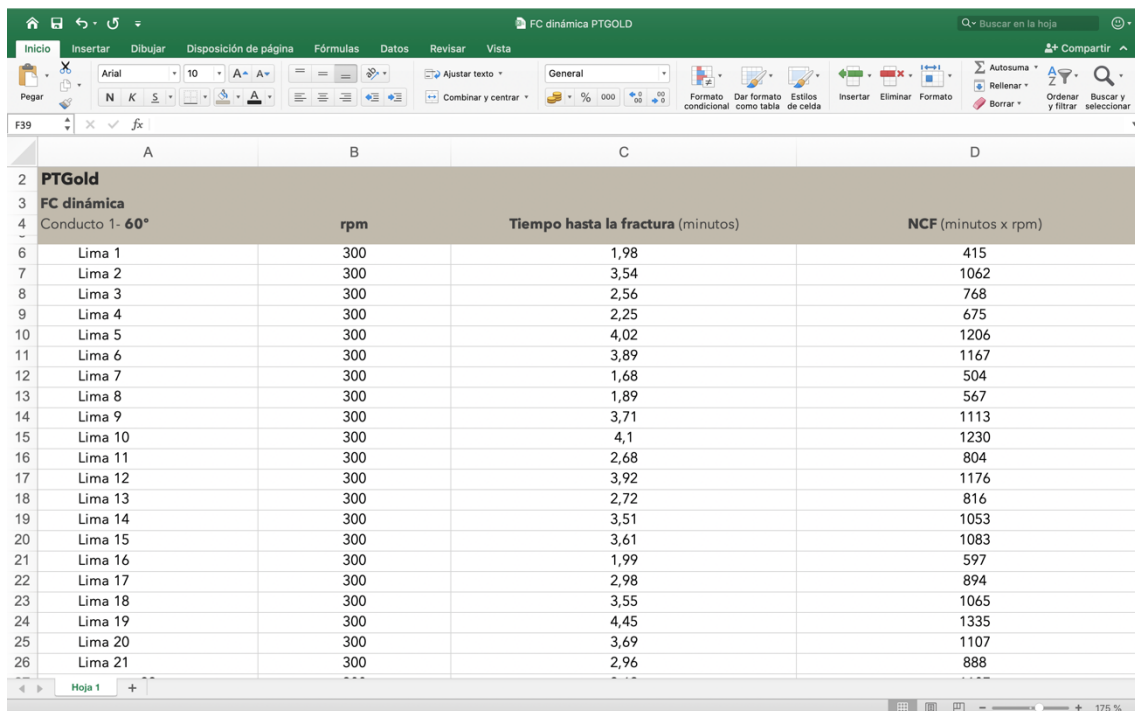
Figura 21. Detalle de las limas fracturadas y de los fragmentos fracturados. (A) Lima Protaper Next X2. (B) Lima Protaper Gold F2.

4.3. RECOGIDA DE DATOS

Los datos obtenidos del tiempo que tardaron en romperse todas las limas de los sistemas rotatorios fueron recopilados en una tabla de Excel® (Software Office Microsoft Excel®, Microsoft Corporation, Redmond, WA, EE. UU.). La hoja de Excel®, se organizó en varias columnas en función de: la lima, el rpm a las que había sido accionada la lima, el tiempo en minutos que tardó en fracturarse y el número de ciclos hasta la fractura (Figura 22). El tiempo hasta la fractura de la lima se convirtió a NCF, permitiendo de esta manera, hacer comparaciones entre los sistemas rotatorios accionados a diferentes velocidades (145).

El NCF se calcula utilizando la siguiente fórmula:

$$\text{NCF} = \text{rpm} \times \text{tiempo hasta la fractura (minutos)} / 60$$



Conducto 1- 60°	rpm	Tiempo hasta la fractura (minutos)	NCF (minutos x rpm)
Lima 1	300	1,98	415
Lima 2	300	3,54	1062
Lima 3	300	2,56	768
Lima 4	300	2,25	675
Lima 5	300	4,02	1206
Lima 6	300	3,89	1167
Lima 7	300	1,68	504
Lima 8	300	1,89	567
Lima 9	300	3,71	1113
Lima 10	300	4,1	1230
Lima 11	300	2,68	804
Lima 12	300	3,92	1176
Lima 13	300	2,72	816
Lima 14	300	3,51	1053
Lima 15	300	3,61	1083
Lima 16	300	1,99	597
Lima 17	300	2,98	894
Lima 18	300	3,55	1065
Lima 19	300	4,45	1335
Lima 20	300	3,69	1107
Lima 21	300	2,96	888

Figura 22. Tabla Excel® de recogida de datos.

4.4. ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Los datos obtenidos de las pruebas estáticas y dinámicas, para todos los sistemas rotatorios, fueron analizados estadísticamente. Los análisis los realizó un estadístico con experiencia en analizar trabajos de investigación en Odontología. Los datos se compararon con el software SPSS 15.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, EE. UU.).

Se realizó un Análisis Descriptivo que proporcionó los datos estadísticos más relevantes para las variables tiempo hasta fractura y NCF: media, desviación estándar, mínimo, máximo y mediana. Proporcionándose los intervalos de confianza al 95% para las medias.

Respecto al Análisis Inferencial, y dado el gran tamaño muestral, se ha desarrollado un enfoque de análisis de tipo paramétrico. Se realizó un modelo de Análisis de la Varianza, ANOVA de una vía, para evaluar la durabilidad media de la lima en función de cualquiera de las variables independientes del estudio. Para completar el estudio y evaluar el posible efecto de la interacción entre algunas variables, el modelo se extiende a un análisis ANOVA de dos vías. Se utilizó la prueba post-hoc de Bonferroni, para evitar la propagación de error de tipo I. El nivel de significación estadística empleado en los análisis fue del 5% ($p < 0,05$). Para el test F del modelo ANOVA, con un nivel de confianza del 95% y considerando un tamaño del efecto $f=0,2$ (pequeño-moderado), la potencia alcanzada es 81,6% para detectarlo estadísticamente significativo. Este tamaño de efecto es equivalente a promedios del tiempo de 2,75, 3,00, 3,25 y 3,50 minutos en los 4 grupos, asumiendo una desviación estándar $\pm 1,5$.

6

R E S U L T A D O S

R E S U L T A D O S

RESULTADOS

1. ANÁLISIS DESCRIPTIVO

1.A. DESCRIPCIÓN DE LA MUESTRA

La muestra final para el estudio fue constituida por 369 limas, divididas en 4 grupos según el sistema rotatorio: ProTaper Universal, ProTaper Next, ProTaper Gold y ProFile Vortex Blue (Figura 23):

- Grupo PTU, n=82
- Grupo PTN, n=123
- Grupo PTG, n=82
- Grupo PVB, n=82

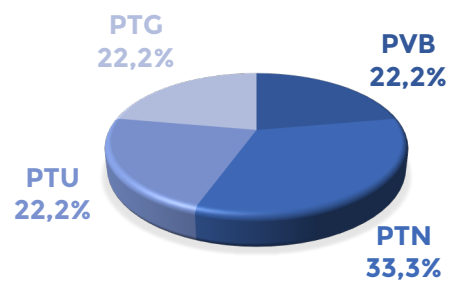


Figura 23. Diagrama de la distribución de los sistemas rotatorios utilizados.

El total de las 369 limas fue repartido, durante las diferentes fases de la investigación, en una serie de combinaciones de estos factores, y se agregaron para el análisis final.

Los siguientes *flow-chart* describen la distribución de la muestra para el estudio en las modalidades de: prueba a la resistencia a la fatiga cíclica estática, resistencia a la fatiga cíclica dinámica y la comparativa entre las dos pruebas.

1.A.1. ESTÁTICA

Respecto a las limas utilizadas en la prueba de resistencia a la fatiga cíclica estática, la muestra total fue de 287 limas: 82 PTN, 82 PTU, 82 PVB y 41 PTG. Estas limas se subdividieron a la mitad para realizárseles la prueba en los dos ángulos de curvatura del estudio (45° y 60°). Las limas PTG sólo fueron sometidas al ángulo de 60° (Figura 24).

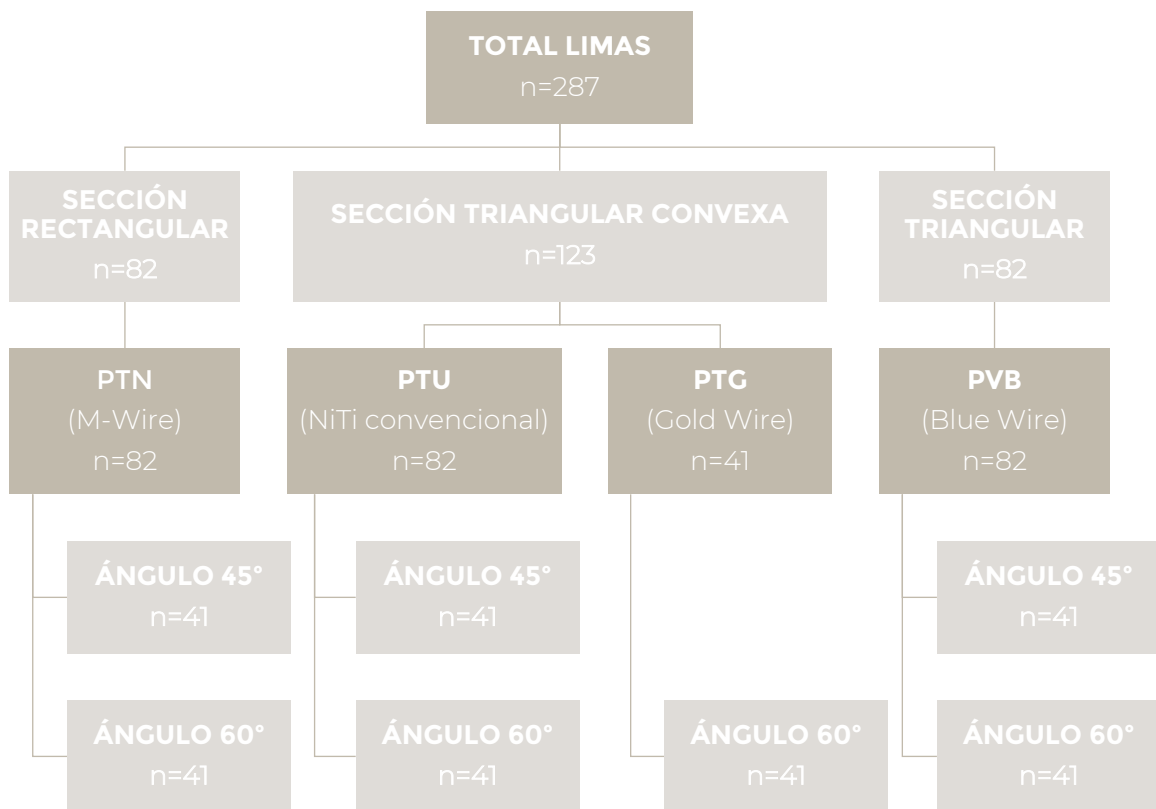


Figura 24. Distribución total de limas por grupos en las pruebas de fatiga cíclica estática según aleación, sección transversal y anatomía del conducto artificial.

1.A.2. DINÁMICA

Respecto a las limas utilizadas en la prueba de resistencia a la fatiga cíclica dinámica, la muestra total fue de 82 limas: 41 PTN y 41 PTG (Figura 25).

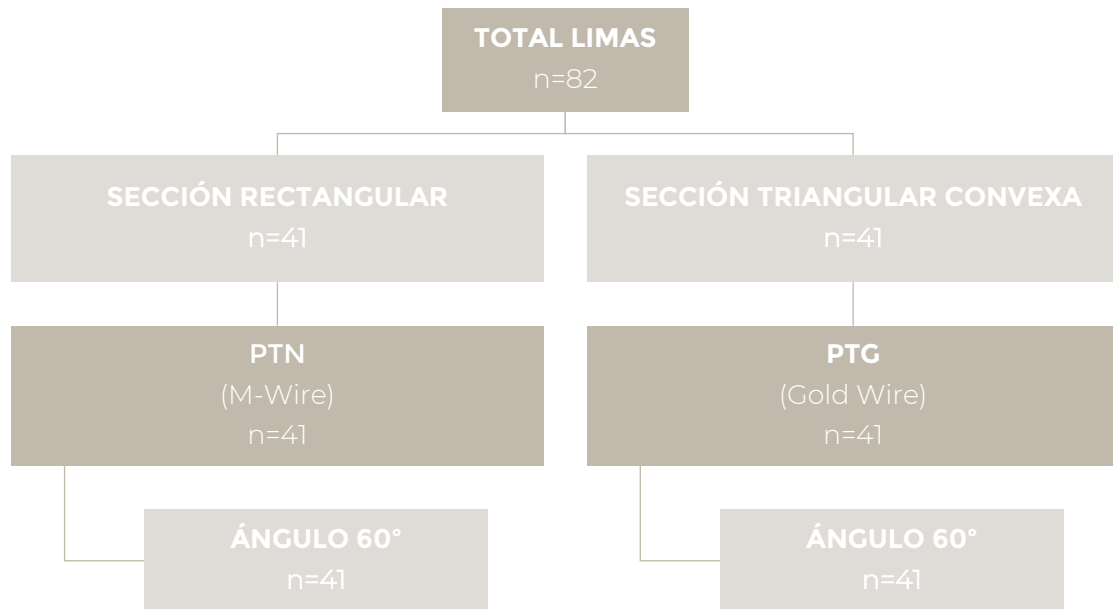


Figura 25. Distribución total de limas por grupos en las pruebas de fatiga cíclica dinámica según aleación, sección transversal y anatomía del conducto artificial.

1.A.3. ESTUDIO COMPARATIVO RESULTADOS ESTÁTICA vs. DINÁMICA

Respecto a las limas utilizadas para la comparación de los resultados obtenidos en las pruebas de resistencia a la fatiga cíclica estática y a la fatiga cíclica dinámica, la muestra total fue de 164 limas: 82 PTN y 82 PTG. Para que la comparación fuese lo más homogénea posible se excluyen las 41 limas de PTN en estática que trabajaron en el conducto de 45° (Figura 26).

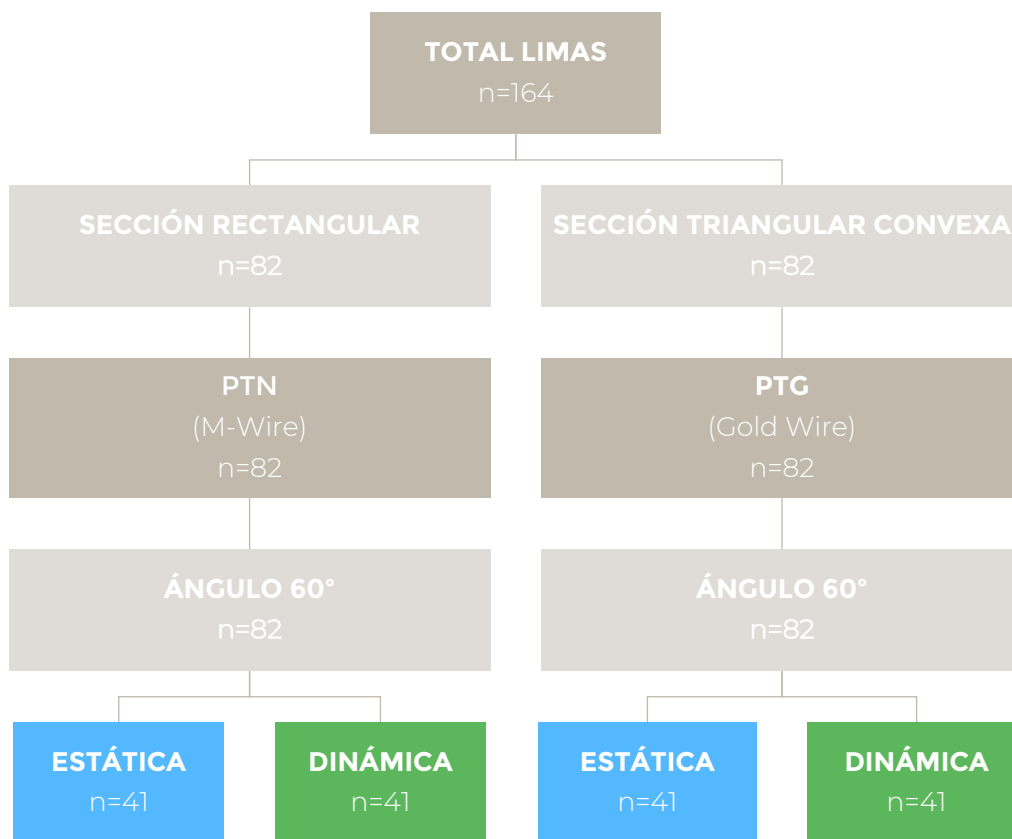


Figura 26. Distribución total de limas por grupos para la comparación de los resultados obtenidos en las pruebas de resistencia a la fatiga cíclica estática y a la fatiga cíclica dinámica según aleación, sección transversal y anatomía del conducto artificial.

2. ANÁLISIS COMPARATIVO

2.A. ANÁLISIS DE LA RESISTENCIA A LA FATIGA CÍCLICA ESTÁTICA

2.A.1 ANÁLISIS DEL NCF POR FATIGA CÍCLICA ESTÁTICA

Se estudió el número de ciclos hasta la fractura de manera estática en dos ángulos de curvatura de los sistemas rotatorios PTN, PTU, PVB y PTG. Un mayor número de ciclos hasta la fractura se atribuye a una mayor resistencia a la fatiga cíclica de las limas incluidas en el estudio, es decir, una menor fractura.

EFFECTO DEL TIPO DE ALEACIÓN

Se estudió si el tipo de aleación afectaba al NCF de los sistemas rotatorios. Los NCF para cada sistema rotatorio se presentan en la tabla 5 y en la figura 27.

Las pruebas de comparaciones múltiples de Bonferroni concluyeron que entre cualquier par de grupos que se compare, existía una diferencia estadísticamente significativa ($p < 0,001$) de su resistencia media.

	Total	PVB	PTN	PTU	PTG
N	287	82	82	82	41
Media	808,3	1274,2	716,0	328,1	1021,5
Desviación típica	445,1	382,0	163,2	86,5	264,8
IC 95% media	756,6-860,0	1190,3-1358,2	680,2-751,9	309,1-347,1	937,9-1105,1
Mínimo	99,0	550,0	330,0	99,0	415,0
Máximo	2445,0	2445,0	1260,0	474,0	1767,0
Mediana	714,0	1237,5	672,0	342,0	1065,0

Tabla 5. Comparación del NCF según sistema rotatorio en la prueba de fatiga cíclica estática.

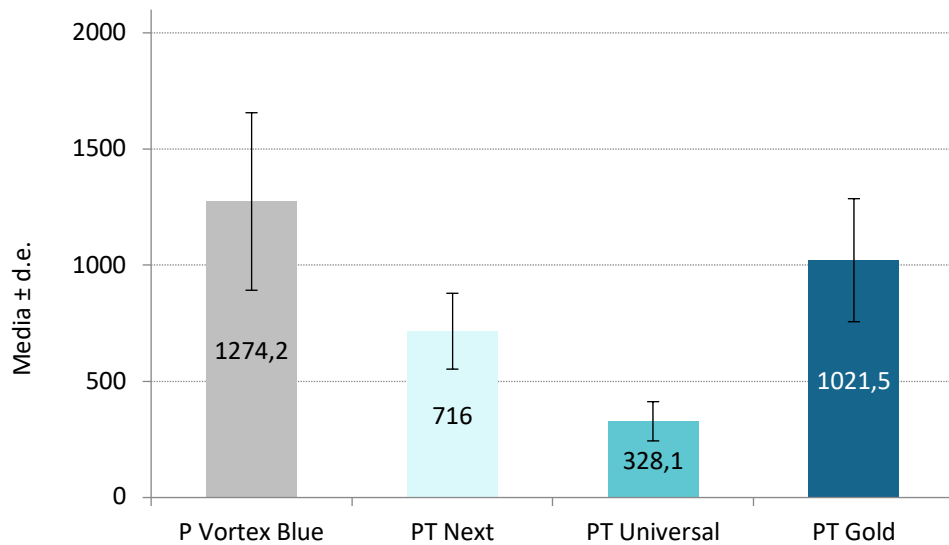


Figura 27. Diagrama del NCF medio de los sistemas rotatorios en funcionamiento estático y la desviación estándar.

EFFECTO DE LA ANATOMÍA DEL CONDUCTO

Se estudió la influencia de la anatomía del conducto, utilizando dos ángulos de curvatura en los conductos artificiales (45° y 60°) en el NCF de los sistemas rotatorios. Los NCF para cada sistema rotatorio y en los diferentes ángulos de curvatura se presentan en la tabla 6 y en la figura 28. La descriptiva ilustró una mayor resistencia a la fatiga cíclica en el conducto con una angulación de 60°, pero la magnitud de las diferencias dependió del sistema rotatorio ($p=0,004$). Se empleó la prueba de Bonferroni, debido a la interacción significativa, estudiándose el efecto de cada factor dentro de los niveles del otro (Tabla 7). Para los sistemas PVB y PTN las diferencias entre ángulos son muy significativas ($p<0,001$). Sin embargo, para PTU éstas se debilitan y no fueron tan significativas ($p=0,067$). Por ejemplo, para PTU las diferencias relativas entre ángulos fueron máximas, 373 ciclos frente a 283, implicando un +32% de resistencia. En los otros 2 sistemas, sólo un +28% y un +22%.

	PVB			PTN			PTU			PTG	
	Total	45°	60°	Total	45°	60°	Total	45°	60°	Total	60°
N	82	41	41	82	41	41	82	41	41	41	41
Media	1274,2	1116,9	1431,5	716,0	644,1	787,9	328,1	282,7	373,5	1021,5	1021,5
Desv típica	382,0	274,7	411,6	163,2	114,3	173,9	86,5	83,8	62,4	264,8	264,8
Mínimo	550,0	550,0	705,0	330,0	330,0	549,0	99,0	114,0	99,0	415,0	415,0
Máximo	2445,0	1650,0	2445,0	1260,0	933,0	1260,0	474,0	405,0	474,0	1767,0	1767,0
Mediana	1237,5	1095,0	1405,0	672,0	648,0	759,0	342,0	327,0	369,0	1065,0	1065,0

Tabla 6. Comparación del NCF según sistema rotatorio en los diferentes ángulos de curvatura en la prueba de fatiga cíclica estática.

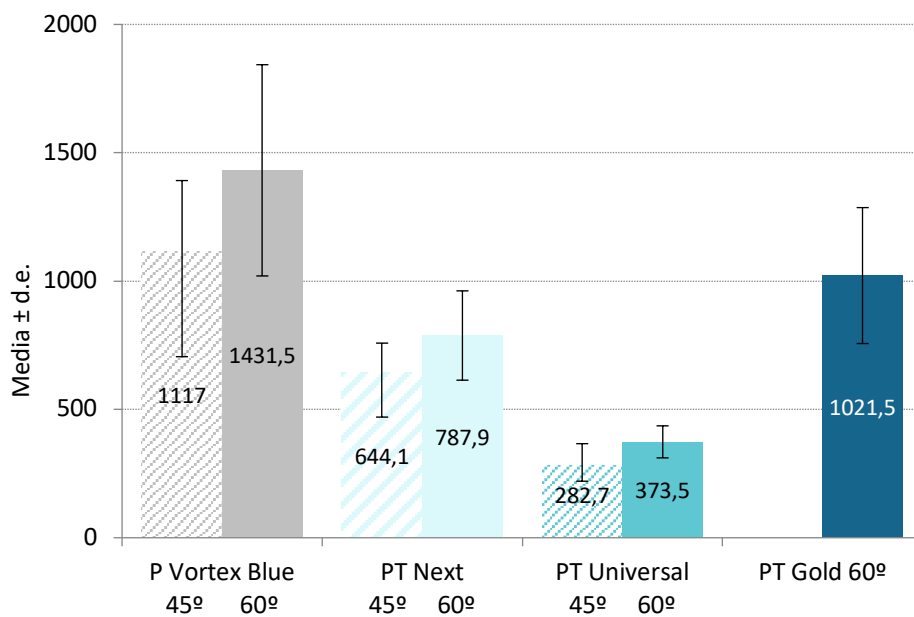


Figura 28. Diagrama del NCF medio de los sistemas rotatorios en funcionamiento estático en los diferentes ángulos de curvatura y la desviación estándar.

Conducto	(I) GRUPO	(J) GRUPO	Diferencia entre medias (I-J)	Error típ.	Significación (1)	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia (1)	
						Límite superior	Límite inferior
45°	PVB	PTN	472,8(*)	49,3	<0,001	353,9	591,7
		PTU	834,2(*)	49,3	<0,001	715,3	953,1
	PTN	PVB	-472,8(*)	49,3	<0,001	-591,7	-353,9
		PTU	361,4(*)	49,3	<0,001	242,5	480,3
	PTU	PVB	-834,2(*)	49,3	<0,001	-953,1	-715,3
		PTN	-361,4(*)	49,3	<0,001	-480,3	-242,5
60°	PVB	PTN	643,6(*)	49,3	<0,001	524,7	762,4
		PTU	1058,0(*)	49,3	<0,001	939,1	1176,9
	PTN	PVB	-643,6(*)	49,3	<0,001	-762,4	-524,7
		PTU	414,4(*)	49,3	<0,001	295,6	533,3
	PTU	PVB	-1058,0(*)	49,3	<0,001	-1176,9	-939,1
		PTN	-414,4(*)	49,3	<0,001	-533,3	-295,5

Basadas en las medias marginales estimadas. * La diferencia de las medias es significativa al nivel 0,05. Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni.

Tabla 7. Comparación del número medios de ciclos hasta la fractura, según ángulos de curvatura y sistema rotatorio en la prueba de fatiga cíclica estática. Resultados de la prueba de comparación múltiple de Bonferroni.

EFFECTO DE LA SECCIÓN TRANSVERSAL

Sabiendo que existen diferencias entre las diferentes aleaciones de los sistemas rotatorios, se plantea ahora la hipótesis de la superioridad de un tipo de sección transversal frente a otro en la resistencia a la fatiga cíclica. PTN es el único con una sección rectangular, frente a los otros sistemas rotatorios que presentan una sección transversal triangular, diferenciándose entre la triangular convexa (PTG y PTU) y la triangular (PVB).

Los NCF para cada sección transversal se presentan en la tabla 8 y en la figura 29. Se encontraron diferencias significativas entre la durabilidad en función del tipo de sección transversal del sistema rotatorio ($p < 0,001$). La sección transversal triangular presentó una mayor resistencia a la fatiga cíclica ($p < 0,001$). Sin embargo, no encontramos diferencias significativas entre la sección triangular convexa y la sección rectangular descentrada ($p = 1,000$).

	SECCIÓN TRANSVERSAL			
	Total	TRIANGULAR	RECTANGULAR DESCENTRADA	TRIANGULAR CONVEXA
N	287	82	82	123
Media	808,3	1274,2	716,0	559,2
Desviación típica	445,1	382,0	163,2	368,3
Mínimo	99,0	550,0	330,0	99,0
Máximo	2445,0	2445,0	1260,0	1767,0
Mediana	714,0	1237,5	672,0	372,0

Tabla 8. Comparación del NCF según la sección transversal de los sistemas rotatorios utilizados en la prueba de fatiga cíclica estática.

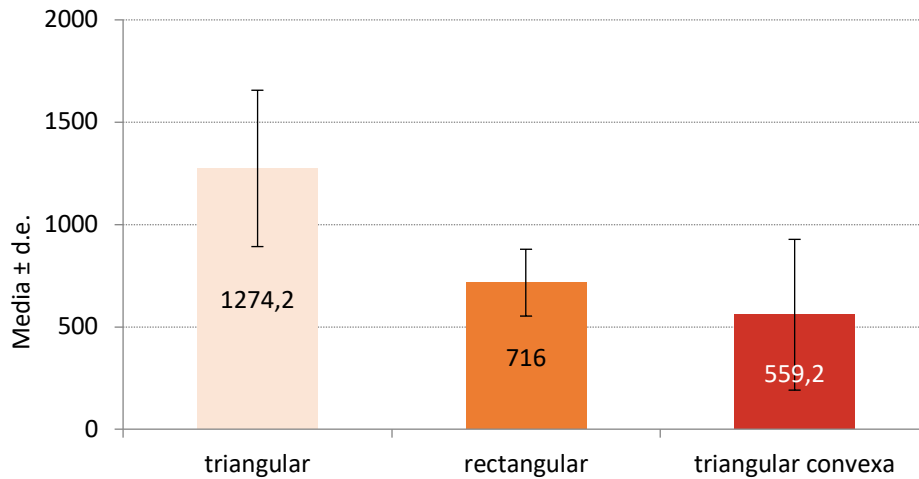


Figura 29. Diagrama del NCF medio de los sistemas rotatorios en funcionamiento estático con las diferentes secciones transversales y la desviación estándar.

EFFECTO DE LA SECCIÓN TRANSVERSAL Y DE LA ANATOMÍA DEL CONDUCTO

Se estudió la influencia sobre la resistencia a la fatiga cíclica de la sección transversal de cada sistema rotatorio en las diferentes angulaciones de curvatura de los conductos. Los NCF para cada sección transversal, dentro de cada ángulo de curvatura, se presentan en la tabla 9 y en la figura 30. Se volvieron a encontrar diferencias significativas entre la durabilidad en función del tipo de sección transversal y de la anatomía del conducto ($p < 0,001$). Dentro del conducto de 60° encontramos una mayor resistencia a la fatiga cíclica. La interacción sugiere que ese resultado fue más evidente en el grupo de sección triangular convexa ($p < 0,001$). La sección transversal más resistente a la fatiga cíclica fue la triangular ($p < 0,001$).

Se empleó la prueba de Bonferroni debido a la interacción significativa, estudiándose el efecto de cada factor dentro de los niveles del otro (Tabla 10 y tabla 11). Para cualquier sección transversal encontramos diferencias significativas entre ángulos. En el sistema rotatorio con la sección transversal triangular convexa, la diferencia entre los dos ángulos de curvatura fue más marcada. Cuando se trabajó con conductos de 45° , encontramos diferencias entre cualquier tipo de sección transversal. Sin embargo, las diferencias entre la sección transversal triangular convexa y la rectangular, se debilitaron en los resultados obtenidos para el conducto de 60° ($p = 0,086$).

	SECCIÓN TRIANGULAR			SECCIÓN RECTANGULAR DESCENTRADA			SECCIÓN TRIANGULAR CONVEXA		
	Total	45°	60°	Total	45°	60°	Total	45°	60°
N	82	41	41	82	41	41	123	41	82
Media	1274,2	1116,9	1431,4	716,0	644,1	787,9	559,2	282,7	697,5
Desv típica	382,0	274,7	411,6	163,1	114,3	173,9	368,3	83,8	377,9
Mínimo	550,0	550,0	705,0	330,0	330,0	549,0	99,0	114,0	99,0
Máximo	2445,0	1650,0	2445,0	1260,0	933,0	1260,0	1767,0	405,0	1767,0
Mediana	1237,5	1095,0	1405,0	672,0	648,0	759,0	372,0	327,0	469,5

Tabla 9. Comparación del NCF según sección transversal de los sistemas rotatorios y ángulo de curvatura de los conductos artificiales utilizados en la prueba de fatiga cíclica estática.

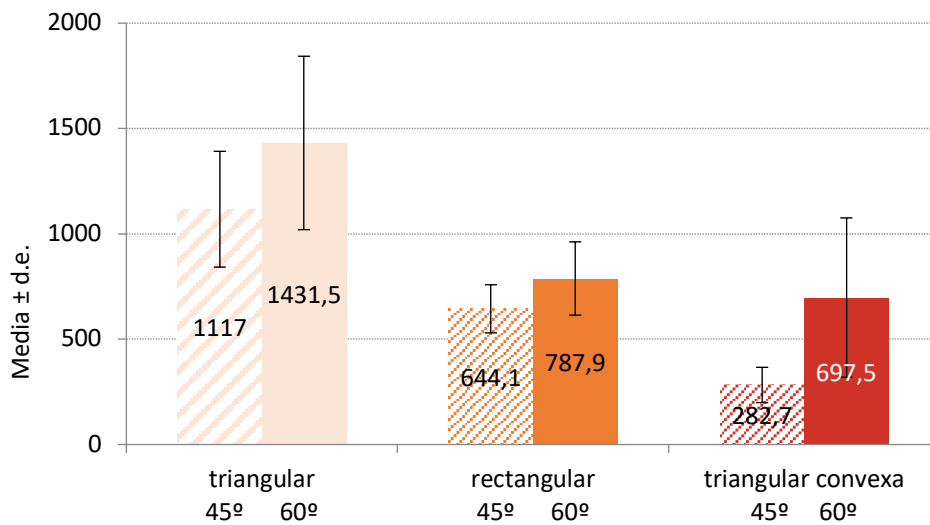


Figura 30. Diagrama del NCF medio de los sistemas rotatorios en funcionamiento estático con las diferentes secciones transversales y ángulo de curvatura de los conductos artificiales y la desviación estándar.

Conducto	(I) SECCIÓN	(J) SECCIÓN	Diferencia entre medias (I-J)	Error típ.	Significación (1)	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia (1)	
						Límite superior	Límite inferior
45°	T	R	472,8(*)	90,6	<0,001	254,7	690,9
		TC	834,2(*)	90,6	<0,001	616,0	1052,3
	R	T	-472,8(*)	90,6	<0,001	-690,9	-254,7
		TC	361,3(*)	90,6	<0,001	143,2	579,5
	TC	T	-834,2(*)	90,6	<0,001	-1052,3	-616,0
		R	-361,3(*)	90,6	<0,001	-579,5	-143,2
60°	T	R	501,1(*)	78,5	<0,001	312,2	690,0
		TC	372,6(*)	74,0	<0,001	194,5	550,7
	R	T	-501,1(*)	78,5	<0,001	-690,0	-312,2
		TC	-128,5	58,5	0,086	-269,3	12,2
	TC	T	-372,6(*)	74,0	<0,001	-550,7	-194,5
		R	128,5	58,5	0,086	-12,2	269,3

Basadas en las medias marginales estimadas. *La diferencia de las medias es significativa al nivel 0,05. Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni.

* T: triangular, TC: triangular convexa, R: rectangular.

Tabla 10. Comparación del NCF, según los ángulos de curvatura de los conductos artificiales y la sección transversal de los sistemas rotatorios en la prueba de fatiga cíclica estática. Resultados de la prueba de comparación múltiple de Bonferroni.

Grupo	(I) CONDUCTO	(J) CONDUCTO	Diferencia entre medias (I-J)	Error típ.	Significación (1)	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia (1)	
						Límite superior	Límite inferior
PVB	45°	60°	-314,5(*)	49,3	<0,001	-411,6	-217,3
	60°	45°	314,5(*)	49,3	<0,001	217,3	411,6
PTN	45°	60°	-143,7(*)	49,3	0,004	-240,9	-46,6
	60°	45°	143,7(*)	49,3	0,004	46,6	240,9
PTU	45°	60°	-90,7	49,3	0,067	-187,8	6,4
	60°	45°	90,7	49,3	0,067	-6,4	187,8

Basadas en las medias marginales estimadas. * La diferencia de las medias es significativa al nivel 0,05. Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni.

Tabla 11. Comparación del NCF, según el sistema rotatorio y los ángulos de curvatura de los conductos artificiales en la prueba de fatiga cíclica estática. Resultados de la prueba de comparación múltiple de Bonferroni.

2.A.2 TIEMPO HASTA LA FRACTURA

EFFECTO DEL TIPO DE ALEACIÓN

El tiempo hasta la fractura para cada sistema rotatorio se presenta en la tabla 12 y en la figura 31. La aleación Gold Wire del sistema PTG, obtuvo la mayor resistencia a la fatiga cíclica con respecto a los demás sistemas rotatorios. La aleación de NiTi convencional obtuvo los peores resultados. La diferencia media del tiempo hasta la fractura entre los sistemas rotatorios, fue estadísticamente significativa ($p < 0,001$).

Las pruebas de comparaciones múltiples de Bonferroni concluyeron que el tiempo de trabajo con PTG fue significativamente mayor que con cualquiera de los otros sistemas rotatorios ($p < 0,001$). El tiempo de trabajo con PTU fue significativamente menor que con cualquiera de los otros sistemas rotatorios ($p < 0,001$). No se encontraron diferencias significativas entre PTN y PVB ($p = 0,560$).

Otro enfoque para describir gráficamente la secuencia de tiempos a los que los instrumentos se rompieron es una curva estándar de 'supervivencia'. En la figura 32, observamos la proporción de limas dentro de cada grupo que funcionó hasta un determinado tiempo. Las limas del grupo PTG funcionaron durante más tiempo que los

otros sistemas rotatorios, siendo especialmente superior respecto a PTU. Las primeras fracturas en el grupo de PTG se produjeron a partir de 1,68 minutos.

	Total	PVB	PTN	PTU	PTG
N	287	82	82	82	41
Media	2,2	2,5	2,3	1,0	3,4
Desviación típica	0,9	0,7	0,5	0,2	0,8
IC 95% media	2,1-2,3	2,3-2,7	2,2-2,5	1,0-1,1	3,1-3,6
Mínimo	0,3	1,1	1,1	0,3	1,6
Máximo	5,8	4,8	4,2	1,5	5,8
Mediana	2,1	2,4	2,2	1,1	3,5

Tabla 12. Comparación del tiempo en minutos hasta la fractura según sistema rotatorio en la prueba de fatiga cíclica estática.

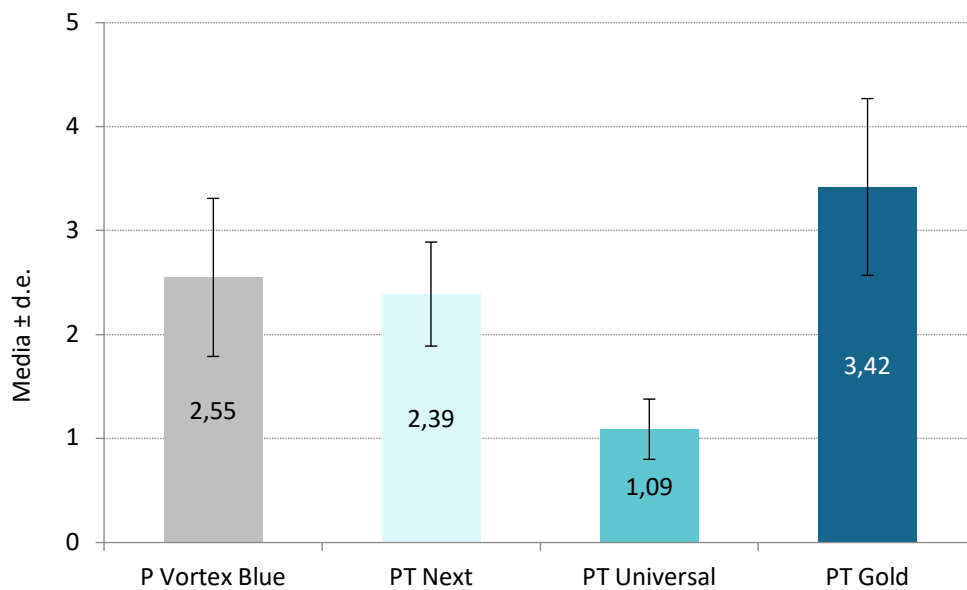


Figura 31. Diagrama del tiempo medio hasta la fractura en minutos de los sistemas rotatorios en funcionamiento estático y la desviación estándar.

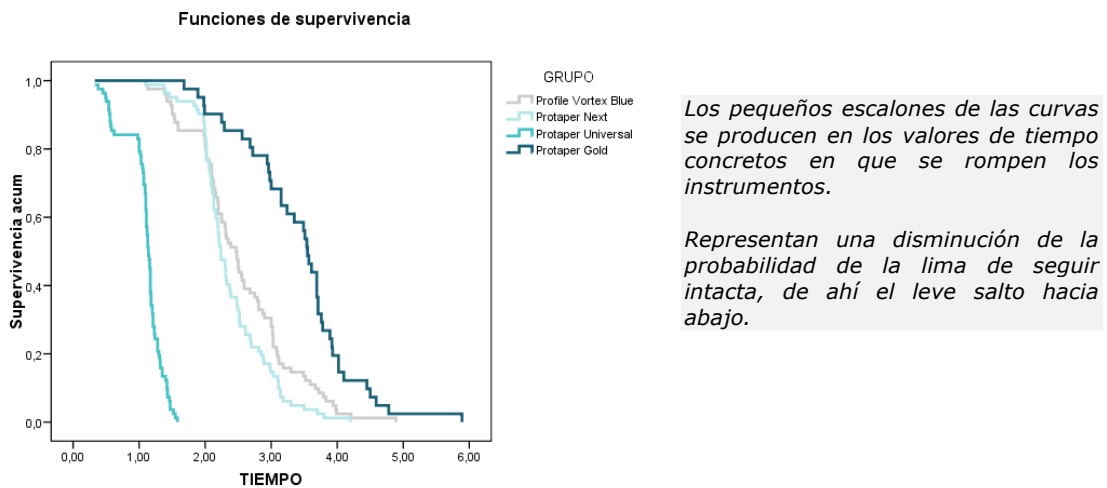


Figura 32. Diagrama de supervivencia.

EFECTO DE LA ANATOMÍA DEL CONDUCTO

El tiempo hasta la fractura para cada sistema rotatorio en los diferentes ángulos de curvatura se presenta en la tabla 13 y en la figura 33. El análisis descriptivo indicó una mayor resistencia a la fatiga cíclica en el conducto con una angulación de 60° para todos los sistemas rotatorios ($p < 0,001$).

Se empleó la prueba de Bonferroni debido a la interacción significativa, estudiándose los ángulos de curvatura según cada sistema rotatorio (Tabla 14 y tabla 15). Para el conducto de 45°, no hubo diferencias significativas entre PVB y PTN ($p = 1,000$) y tampoco las hubo a 60°, aunque dentro de este conducto se encontró una mayor heterogeneidad ($p = 0,114$). PTU obtuvo los menores tiempos de trabajo en comparación con los otros sistemas rotatorios, bajo cualquier ángulo de curvatura ($p < 0,001$).

	PVB			PTN			PTU			PTG	
	Conducto			Conducto			Conducto			Conducto	
	Total	45°	60°	Total	45°	60°	Total	45°	60°	Total	60°
N	82	41	41	82	41	41	82	41	41	41	41
Media	2,5	2,2	2,8	2,3	2,1	2,6	1,1	0,9	1,2	3,4	3,4
Desviación típica	0,7	0,5	0,82	0,5	0,3	0,5	0,2	0,2	0,2	0,8	0,8
Mínimo	1,1	1,1	1,4	1,1	1,1	1,8	0,3	0,3	0,3	1,6	1,6
Máximo	4,8	3,3	4,8	4,2	3,1	4,2	1,5	1,3	1,5	5,8	5,8
Mediana	2,4	2,1	2,8	2,2	2,1	2,5	1,1	1,1	1,2	3,5	3,5

Tabla 13. Comparación del tiempo en minutos hasta la fractura según sistema rotatorio, en los diferentes ángulos de curvatura, en la prueba de fatiga cíclica estática.

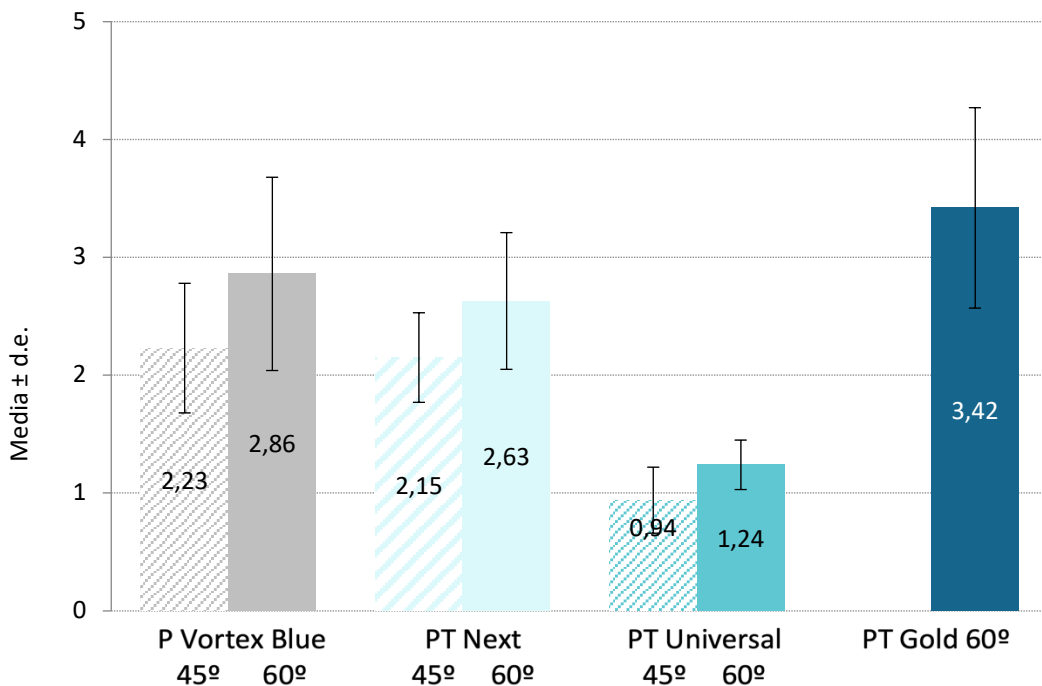


Figura 33. Diagrama del tiempo en minutos hasta la fractura de los sistemas rotatorios en funcionamiento estático, en los diferentes ángulos de curvatura y la desviación estándar.

GRUPO	(I) CONDUCTO	(J) CONDUCTO	Diferencia entre medias (I-J)	Error típ.	Significación (1)	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia (1)	
						Límite superior	Límite inferior
PVB	45°	60°	-0,6(*)	0,1	<0,001	-0,8	-0,4
	60°	45°	0,6(*)	0,1	<0,001	0,4	0,8
PTN	45°	60°	-0,4(*)	0,1	<0,001	-0,7	-0,2
	60°	45°	0,4(*)	0,1	<0,001	0,2	0,7
PTU	45°	60°	-0,3(*)	0,1	0,008	-0,5	-0,1
	60°	45°	0,3(*)	0,1	0,008	0,1	0,5

* La diferencia de las medias es significativa al nivel 0,05. Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni.

Tabla 14. Comparación del tiempo en minutos hasta la fractura, según sistema rotatorio y ángulos de curvatura en la prueba de fatiga cíclica estática. Resultados de la prueba de comparación múltiple de Bonferroni.

CONDUCTO	(I) GRUPO	(J) GRUPO	Diferencia entre medias (I-J)	Error típ.	Significación (1)	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia (1)	
						Límite superior	Límite inferior
45°	PVB	PTN	0,1	0,1	1,000	-0,2	0,4
		PTU	1,3(*)	0,1	<0,001	1,0	1,6
	PTN	PVB	-0,1	0,1	1,000	-0,4	0,2
		PTU	1,2(*)	0,1	<0,001	0,9	1,5
	PTU	PVB	-1,3(*)	0,1	<0,001	-1,5	-1,0
		PTN	-1,2(*)	0,1	<0,001	-1,4	-0,9
60°	PVB	PTN	0,2	0,1	0,114	-0,1	0,5
		PTU	1,6(*)	0,1	<0,001	1,3	1,9
	PTN	PVB	-0,2	0,1	0,114	-0,5	0,1
		PTU	1,3(*)	0,1	<0,001	1,1	1,6
	PTU	PVB	-1,6(*)	0,1	<0,001	-1,9	-1,3
		PTN	-1,4(*)	0,1	<0,001	-1,7	-1,1

* La diferencia de las medias es significativa al nivel 0,05. Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni.

Tabla 15. Comparación del tiempo en minutos hasta la fractura, según ángulos de curvatura de los conductos artificiales y del sistema rotatorio, en la prueba de fatiga cíclica estática. Resultados de la prueba de comparación múltiple de Bonferroni.

EFFECTO DE LA SECCIÓN TRANSVERSAL

Se estudió la influencia de la sección transversal de cada sistema rotatorio, en la resistencia a la fatiga cíclica. El tiempo hasta la fractura para cada sección transversal se presenta en la tabla 16 y en la figura 34. Se observó una gran variabilidad en la resistencia entre los sistemas rotatorios con sección triangular convexa, consecuencia de agrupar dos grupos, con resultados de durabilidad tan dispares. No se encontraron diferencias significativas entre la durabilidad en función del tipo de sección transversal del sistema rotatorio ($p < 0,001$). No las encontramos entre triangular y rectangular ($p = 0,841$, Bonferroni), ni entre triangular y triangular convexa ($p = 0,305$, Bonferroni), ni entre triangular convexa y rectangular ($p = 1,000$, Bonferroni).

	Total	TRIANGULAR	RECTANGULAR DESCENTRADA	TRIANGULAR CONVEXA
N	287	82	82	123
Media	2,2	2,5	2,3	1,8
Desviación típica	0,9	0,7	0,5	1,2
Mínimo	0,3	1,1	1,1	0,3
Máximo	5,8	4,8	4,2	5,8
Mediana	2,1	2,4	2,2	1,2

Tabla 16. Comparación del tiempo hasta la fractura según la sección transversal de los sistemas rotatorios utilizados en la prueba de fatiga cíclica estática.

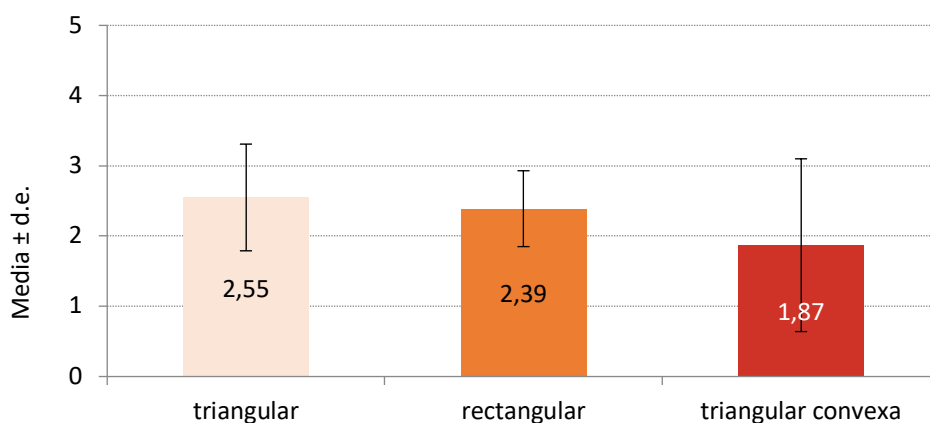


Figura 34. Diagrama del tiempo medio hasta la fractura en minutos de los sistemas rotatorios, en funcionamiento estático, con las diferentes secciones transversales y la desviación estándar.

EFFECTO DE LA SECCIÓN TRANSVERSAL Y DE LA ANATOMÍA DEL CONDUCTO

Se pretendió profundizar en el resultado anterior, estudiándose la influencia de la sección transversal de cada sistema rotatorio, en las diferentes angulaciones de curvatura de los conductos, en la resistencia a la fatiga cíclica. Los tiempos hasta la fractura para cada sección transversal, dentro de cada ángulo de curvatura, se presentan en la tabla 17 y en la figura 35. Se volvieron a encontrar diferencias significativas entre la durabilidad en función de la anatomía del conducto y del tipo de sección transversal ($p < 0,001$). Dentro del conducto de 60° , encontramos una mayor resistencia a la fatiga cíclica en comparación al conducto de 45° ($p < 0,001$). La sección transversal más resistente a la fatiga cíclica en ambos conductos fue la triangular ($p < 0,001$).

Se empleó la prueba de Bonferroni debido a la interacción significativa, estudiándose el efecto de cada factor dentro de los niveles del otro (Tabla 18 y tabla 19). En cualquier sección transversal se encontraron diferencias significativas pero entre las limas con una sección triangular la diferencia entre ángulos fue menos evidente. En el ángulo de curvatura de 45° , la sección transversal triangular convexa fue la menos resistente a la fatiga cíclica. En el ángulo de curvatura de 60° , las limas con sección transversal triangular convexa fueron menos resistentes a la fatiga cíclica, en comparación con las limas de sección triangular ($p = 0,013$) y al límite respecto a las limas con sección transversal rectangular ($p = 0,058$).

	TRIANGULAR			RECTANGULAR DESCENTRADA			TRIANGULAR CONVEXA		
	Total	45°	60°	Total	45°	60°	Total	45°	60°
N	82	41	41	82	41	41	123	41	82
Media	2,6	2,2	2,9	2,4	2,2	2,6	1,9	0,9	2,3
Desviación típica	0,8	0,6	0,8	0,5	0,4	0,6	1,2	0,3	1,3
Mínimo	1,1	1,1	1,4	1,1	1,1	1,8	0,3	0,4	0,3
Máximo	4,9	3,3	4,9	4,2	3,1	4,2	5,9	1,4	5,9
Mediana	2,5	2,2	2,8	2,2	2,2	2,5	1,2	1,1	1,6

Tabla 17. Comparación del tiempo medio en minutos hasta la fractura, según sección transversal de los sistemas rotatorios y ángulo de curvatura de los conductos artificiales utilizados en la prueba de fatiga cíclica estática.

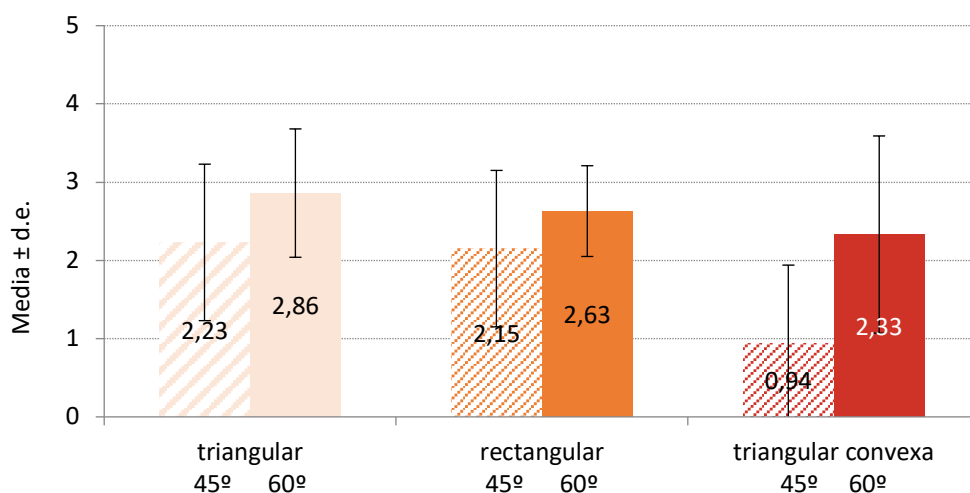


Figura 35. Diagrama del tiempo medio hasta la fractura en minutos de los sistemas rotatorios en funcionamiento estático, con las diferentes secciones transversales y ángulo de curvatura de los conductos artificiales y la desviación estándar.

SECCIÓN	Conducto (I)	Conducto (J)	Diferencia entre medias (I-J)	Error típ.	Significación (1)	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia (1)	
						Límite superior	Límite inferior
TRIANGULAR	45°	60°	-0,6(*)	0,2	0,028	-1,1	-0,1
	60°	45°	0,6(*)	0,2	0,028	0,1	1,1
RECTANGULAR DESCENTRADA	45°	60°	-0,9(*)	0,2	<0,001	-1,4	-0,4
	60°	45°	0,9(*)	0,2	<0,001	0,4	1,4
TRIANGULAR CONVEXA	45°	60°	-2,5(*)	0,2	<0,001	-3,1	-2,1
	60°	45°	2,5(*)	0,2	<0,001	2,1	3,1

Basadas en las medias marginales estimadas. *La diferencia de las medias es significativa al nivel 0,05. Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni.

Tabla 18. Comparación del tiempo hasta la fractura según la sección transversal de los sistemas rotatorios y de los ángulos de curvatura de los conductos artificiales, en la prueba de fatiga cíclica estática. Resultados de la prueba de comparación múltiple de Bonferroni.

CONDUCTO		(I) SECCIÓN	(J) SECCIÓN	Diferencia entre medias (I-J)	Error típ.	Significación (1)	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia (1)	
							Límite superior	Límite inferior
45°	T	R		0,1	0,2	1,000	-0,6	0,7
		TC		1,2(*)	0,2	<0,001	0,6	1,9
	R	T		-0,1	0,2	1,000	-0,7	0,6
		TC		1,2(*)	0,2	<0,001	0,5	1,8
	TC	T		-1,2(*)	0,2	<0,001	-1,9	-0,6
		R		-1,2(*)	0,2	<0,001	-1,8	-0,5
60°	T	R		-0,2	0,2	1,000	-0,8	0,3
		TC		-0,6(*)	0,2	0,013	-1,2	-0,1
	R	T		0,2	0,2	1,000	-0,3	0,8
		TC		-0,4	0,2	0,058	-0,8	0,1
	TC	T		0,6(*)	0,2	0,013	0,1	1,2
		R		0,4	0,2	0,058	-0,1	0,8

Basadas en las medias marginales estimadas. * La diferencia de las medias es significativa al nivel 0,05. Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni.

* T: triangular, TC: triangular convexa, R: rectangular.

Tabla 19. Comparación del tiempo hasta la fractura, según los ángulos de curvatura de los conductos artificiales y la sección transversal de los sistemas rotatorios en la prueba de fatiga cíclica estática. Resultados de la prueba de comparación múltiple de Bonferroni.

2.B. ANÁLISIS DE LA RESISTENCIA A LA FATIGA CÍCLICA DINÁMICA

2.B.1 ANÁLISIS DEL NCF POR FATIGA CÍCLICA DINÁMICA

Se estudió el número de ciclos hasta la fractura de manera dinámica de los sistemas rotatorios PTN y PTG. Un mayor número de ciclos hasta la fractura se atribuye a una mayor resistencia a la fatiga cíclica de las limas incluidas en el estudio.

EFFECTO DEL TIPO DE ALEACIÓN

Se estudió si el tipo de aleación afectaba al NCF de los sistemas rotatorios. Los NCF para cada sistema rotatorio se presentan en la tabla 20 y en la figura 36. El análisis descriptivo puso de manifiesto un NCF medio significativamente superior para la aleación Gold Wire del sistema PTG, con respecto a la aleación de NiTi M-Wire del sistema PTN ($p < 0,001$).

	Total	PROTAPER NEXT	PROTAPER GOLD
N	82	41	41
Media	1427,1	1072,6	1781,5
Desviación típica	420,8	198,8	248,1
IC 95% media	1334,7-1519,6	1009,9-1135,4	1703,2-1859,9
Mínimo	702,0	702,0	1194,0
Máximo	2190,0	1494,0	2190,0
Mediana	1437,0	1047,0	1761,0

Tabla 20. Comparación del NCF según sistema rotatorio en la prueba de fatiga cíclica dinámica.

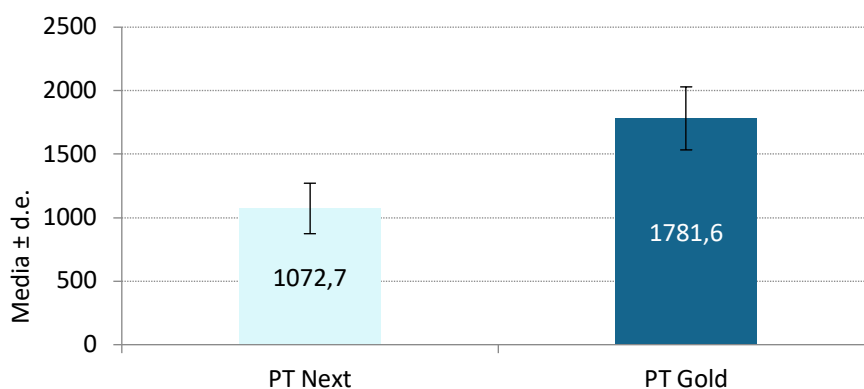


Figura 36. Diagrama del NCF medio de los sistemas rotatorios en funcionamiento dinámico y la desviación estándar.

2.B.2 TIEMPO HASTA LA FRACTURA POR FATIGA CÍCLICA DINÁMICA

Se estudió el tiempo hasta la fractura de manera dinámica de los sistemas rotatorios PTN y PTG. Un mayor tiempo hasta la fractura, se atribuye a una mayor resistencia a la fatiga cíclica de las limas incluidas en el estudio.

EFEECTO DEL TIPO DE ALEACIÓN

El tiempo hasta la fractura para cada sistema rotatorio se presenta en la tabla 21 y en la figura 37. La aleación Gold Wire del sistema PTG, obtuvo la mayor resistencia a la fatiga cíclica en comparación a la aleación de NiTi M-Wire, del sistema PTN ($p < 0,001$).

	Total	PROTAPER NEXT	PROTAPER GOLD
N	82	41	41
Media	4,7	3,5	5,9
Desviación típica	1,4	0,6	0,8
IC 95% media	4,5-5,1	3,7-3,8	5,7-6,2
Mínimo	2,3	2,3	3,9
Máximo	7,3	4,9	7,3
Mediana	4,8	3,5	5,9

Tabla 21. Comparación del tiempo en minutos hasta la fractura según sistema rotatorio, en la prueba de fatiga cíclica dinámica.

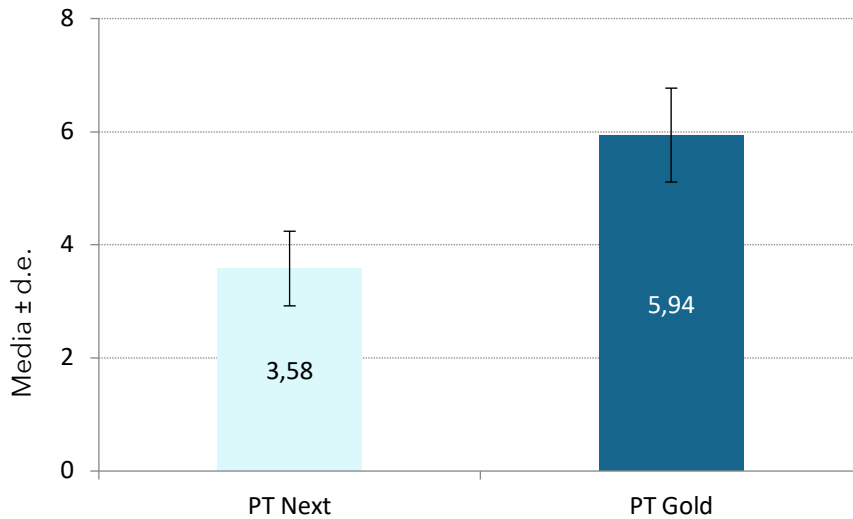


Figura 37. Diagrama del tiempo medio hasta la fractura en minutos, de los sistemas rotatorios en funcionamiento dinámico y la desviación estándar.

2.C. ANÁLISIS COMPARATIVO DE LOS RESULTADOS OBTENIDOS EN LAS PRUEBAS DE RESISTENCIA A LA FATIGA CÍCLICA ESTÁTICA Y A LA RESISTENCIA A LA FATIGA CÍCLICA DINÁMICA

Se compararon los resultados del número de ciclos hasta la fractura y del tiempo hasta la fractura, obtenidos en la prueba a la resistencia a la fatiga cíclica en modo de funcionamiento estático, con los obtenidos en funcionamiento dinámico. Para el análisis se utilizaron los resultados de los sistemas rotatorios PTN y PTG.

2.C.1. COMPARACIÓN DEL NCF EN FATIGA CÍCLICA ESTÁTICA VS. DINÁMICA

Se estudió si los NCF de los sistemas rotatorios variaban al realizar la prueba de fatiga cíclica de una manera estática a sí se realizaron de una manera dinámica. Los NCF para cada sistema rotatorio, en cada modalidad de prueba, se presentan en la tabla 22 y en la figura 38. La descriptiva ilustró un NCF medio significativamente superior en los sistemas rotatorios sometidos a la prueba de fatiga cíclica dinámica, en comparación con los sistemas rotatorios sometidos a la prueba de fatiga cíclica estática ($p < 0,001$).

	MODO								
	Total			ESTÁTICO			DINÁMICO		
	Total	PTN	PTG	Total	PTN	PTG	Total	PTN	PTG
N	164	82	82	82	41	41	82	41	41
Media	1165,9	930,3	1401,5	904,7	787,9	1021,5	1427,1	1072,7	1781,6
Desviación típica	433,8	234,5	459,6	251,7	173,9	264,8	420,8	198,8	248,1
Mínimo	415,0	549,0	415,0	415,0	549,0	415,0	702,0	702,0	1194,0
Máximo	2190,0	1494,0	2190,0	1767,0	1260,0	1767,0	2190,0	1494,0	2190,0
Mediana	1065,0	931,5	1405,5	894,0	759,0	1065,0	1437,0	1047,0	1761,0

Tabla 22. Comparación del NCF según sistema rotatorio en la prueba de fatiga cíclica estática y en la prueba de fatiga cíclica dinámica.

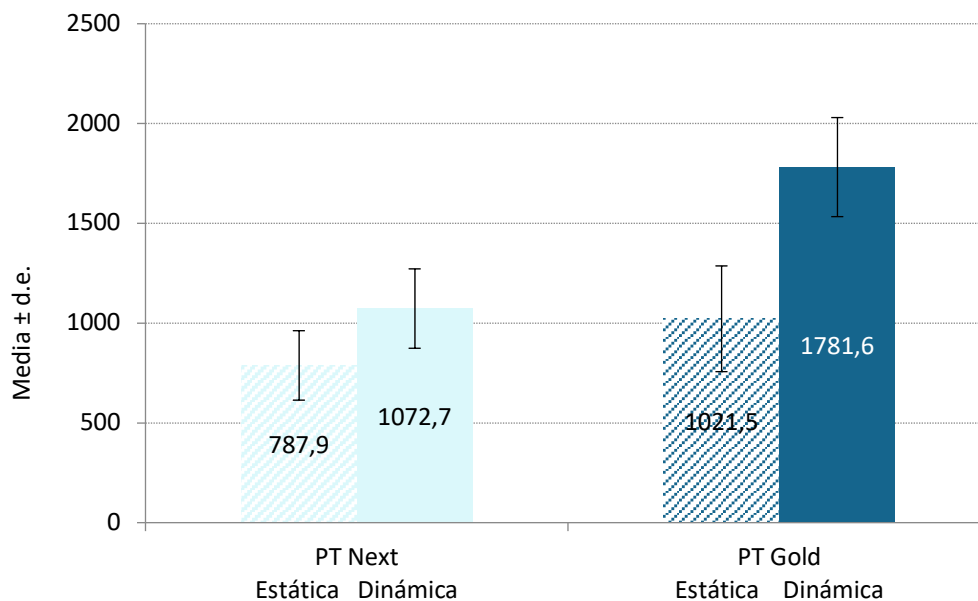


Figura 38. Diagrama del NCF medio de los sistemas rotatorios en funcionamiento estático y dinámico y la desviación estándar. Resultados del test F del modelo ANOVA de 2 vías.

Para ambos sistemas rotatorios, se encontraron diferencias significativas entre el modo de trabajo estático y el dinámico, las cuales se intensificaron con el sistema PTG. Para cualquiera de las dos modalidades de trabajo se encontraron diferencias significativas entre PTN y PTG, las cuales se magnificaron cuando se utilizaban en la prueba de fatiga cíclica dinámica (Tabla 23 y tabla 24).

GRUPO	MODO (I)	MODO (J)	Diferencia entre medias (I-J)	Error típ.	Significación (1)	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia (1)	
						Límite superior	Límite inferior
PTN	Estático	Dinámico	-284,8(*)	49,6	<0,001	-382,7	-186,9
	Dinámico	Estático	284,8(*)	49,6	<0,001	186,9	382,7
PTG	Estático	Dinámico	-760,1(*)	49,6	<0,001	-857,9	-662,2
	Dinámico	Estático	760,1(*)	49,6	<0,001	662,2	857,9

Basadas en las medias marginales estimadas. *La diferencia de las medias es significativa al nivel 0,05. Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni.

Tabla 23. Comparación del NCF medio hasta fractura, según los sistemas de rotatorios y modo de funcionamiento estático y dinámico. Resultados de la prueba de comparación múltiple de Bonferroni.

MODO	GRUPO (I)	GRUPO (J)	Diferencia entre medias (I-J)	Error típ.	Significación (1)	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia (1)	
						Límite superior	Límite inferior
Estático	PTN	PTG	-233,6(*)	49,6	<0,001	-331,5	-135,7
	PTG	PTN	233,6(*)	49,6	<0,001	135,7	331,5
Dinámico	PTN	PTG	-708,9(*)	49,6	<0,001	-806,8	-610,9
	PTG	PTN	708,9(*)	49,6	<0,001	610,9	806,8

Basadas en las medias marginales estimadas. *La diferencia de las medias es significativa al nivel 0,05. Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni.

Tabla 24. Comparación del NCF medio hasta fractura, según modo de funcionamiento estático y dinámico y sistemas de rotatorios. Resultados de la prueba de comparación múltiple de Bonferroni.

2.C.2. COMPARACIÓN DEL TIEMPO HASTA LA FRACTURA EN FATIGA CÍCLICA ESTÁTICA VS. DINÁMICA

Se estudió si el tiempo hasta la fractura de los sistemas rotatorios variaban al realizar la prueba de fatiga cíclica de una manera estática o, si por el contrario, se realizaban de una manera dinámica. El tiempo hasta la fractura para cada sistema rotatorio, en cada modalidad de prueba se presenta en la tabla 25 y en la figura 39. El análisis descriptivo demostró un tiempo medio hasta la fractura significativamente superior en los sistemas rotatorios sometidos a la prueba de fatiga cíclica dinámica, en comparación con los sistemas rotatorios sometidos a la prueba de fatiga cíclica estática ($p < 0,001$).

	MODO								
	Total			ESTÁTICO			DINÁMICO		
	Total	PTN	PTG	Total	PTN	PTG	Total	PTN	PTG
N	164	82	82	82	41	41	82	41	41
Media	3,9	3,1	4,7	3,0	2,6	3,4	4,8	3,6	5,9
Desviación típica	1,4	0,8	1,5	0,8	0,6	0,9	1,4	0,7	0,8
Mínimo	1,7	1,8	1,7	1,7	1,8	1,7	2,3	2,3	3,9
Máximo	7,3	4,9	7,3	5,9	4,2	5,9	7,3	4,9	7,3
Mediana	3,6	3,1	4,7	2,9	2,5	3,6	4,8	3,5	5,9

Tabla 25. Comparación del tiempo en minutos hasta la fractura, según sistema rotatorio en la prueba de fatiga cíclica estática y en la prueba de fatiga cíclica dinámica.

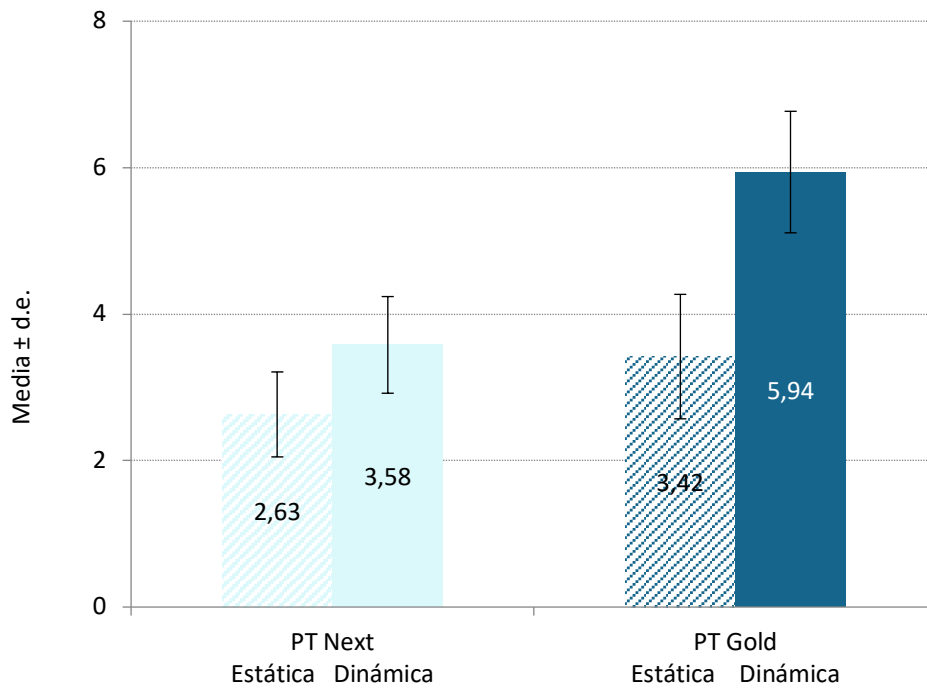


Figura 39. Diagrama del tiempo medio hasta la fractura en minutos, de los sistemas rotatorios en funcionamiento estático y dinámico y la desviación estándar. Resultados del test F del modelo ANOVA de 2 vías.

Para ambos sistemas rotatorios se encontraron diferencias significativas entre el modo de trabajo estático y el dinámico, las cuales se intensificaron con el sistema PTG. El p -valor fue del orden 10^{-8} en PTN y de 10^{-33} en PTG (Tabla 26). Para cualquiera de las dos modalidades de trabajo se encontraron diferencias significativas entre PTN y PTG, pero, de nuevo, se magnificaron cuando se utilizaban en la prueba de fatiga cíclica dinámica (Tabla 27).

GRUPO	MODO (I)	MODO (J)	Diferencia entre medias (I-J)	Error típ.	Significación (1)	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia (1)	
						Límite superior	Límite inferior
PROTAPER NEXT	Estático	Dinámico	-0,9(*)	0,2	<0,001	-1,3	-0,6
	Dinámico	Estático	0,9(*)	0,2	<0,001	0,6	1,3
PROTAPER GOLD	Estático	Dinámico	-2,5(*)	0,2	<0,001	-2,8	-2,2
	Dinámico	Estático	2,5(*)	0,2	<0,001	2,2	2,8

Basadas en las medias marginales estimadas. * La diferencia de las medias es significativa al nivel 0,05. Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni.

Tabla 26. Comparación del tiempo hasta la fractura, según los sistemas de rotatorios y modo de funcionamiento estático y dinámico. Resultados de la prueba de comparación múltiple de Bonferroni.

MODO	GRUPO (I)	GRUPO (J)	Diferencia entre medias (I-J)	Error típ.	Significación (1)	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia (1)	
						Límite superior	Límite inferior
ESTÁTICO	PTN	PTG	-0,8(*)	0,2	<0,001	-1,1	-0,5
	PTG	PTN	0,8(*)	0,2	<0,001	0,5	1,1
DINÁMICO	PTN	PTG	-2,4(*)	0,2	<0,001	-2,7	-2,0
	PTG	PTN	2,4(*)	0,2	<0,001	2,0	2,7

Basadas en las medias marginales estimadas. * La diferencia de las medias es significativa al nivel 0,05. Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni.

Tabla 27. Comparación del tiempo hasta la fractura, según modo de funcionamiento estático y dinámico y los sistemas rotatorios. Resultados de la prueba de comparación múltiple de Bonferroni.

7

DISCUSIÓN

DISCUSIÓN

DISCUSIÓN

1. JUSTIFICACIÓN DE LA METODOLOGÍA EMPLEADA

1.A. SELECCIÓN DE LOS SISTEMAS ROTATORIOS

El objetivo del presente estudio fue evaluar los factores que afectaban a la resistencia a la fatiga cíclica de sistemas rotatorias con distinto procesamiento del NiTi. En este estudio se decidió comparar cuatro sistemas rotatorios de NiTi, tres sistemas rotatorios fabricados con NiTi M-Wire con diferentes tratamientos de superficie (ProTaper Next, ProTaper Gold y Profile Vortex Blue) y un sistema fabricado con NiTi convencional (ProTaper Universal).

La resistencia a la fatiga cíclica está determinada por múltiples factores, entre ellos el diseño de los instrumentos, por lo que las comparaciones entre los cuatro sistemas rotatorios analizados han sido complicadas. Por ello, se seleccionaron limas con una misma longitud de 25 mm y el mismo diámetro en la punta de 0,25mm, con un diseño lo más similar posible: la ProTaper Universal F2, la ProTaper Next X2, la ProTaper Gold F2 y Profile Vortex Blue 25/06.

Los sistemas rotatorios fueron accionados a las velocidades recomendadas por los fabricantes. Tres de los sistemas rotatorios utilizados se accionaron a 300 rpm, mientras que un sistema fue accionado a 500 rpm. Al calcular los NCF se pueden hacer comparaciones directas entre archivos operados a diferentes velocidades (145).

1.B. DISPOSITIVOS FATIGA CÍCLICA

La Asociación Dental Americana (ADA) en la especificación nº28 (146) establece test para medir la resistencia a la torsión y la flexibilidad de limas manuales de acero inoxidable. Sin embargo, no existe un test universalmente aceptado para medir la resistencia a la fatiga cíclica de limas rotatorias de NiTi (120,146). Un modelo ideal implicaría la instrumentación de conductos curvos en los dientes naturales (16). Aunque el uso de dientes extraídos simula mejor las situaciones clínicas, no son ideales para el análisis de la fatiga cíclica porque no están anatómicamente estandarizados, y puede haber otros factores de confusión, como la fatiga por torsión (120,150).

Hay que tener en cuenta que los resultados de los estudios que usan conductos artificiales deben extrapolarse a las condiciones clínicas con cautela, debido a las diferencias entre un bloque de acero inoxidable y la dentina (151,152). Como resultado, varios dispositivos y métodos se han utilizado para investigar *in vitro* la resistencia a la fatiga cíclica de las limas rotatorias de NiTi. Estos dispositivos con conductos artificiales estandarizados, permiten que las limas giren hasta la fractura empleando diferentes curvaturas (17). A pesar de ello sería interesante la estandarización internacional de una prueba de fatiga cíclica para unificar las metodologías y así poder comparar los resultados de diferentes grupos investigadores (120).

En el presente estudio, para la realización de los conductos y dispositivos, nos basamos en el estudio de Pruett y en el de Plotino (16,120). Plotino y cols. (120) evaluaron la influencia de la anatomía de los conductos artificiales ante la resistencia a la fatiga cíclica de limas rotatorias de NiTi. Emplearon dos conductos artificiales con el mismo ángulo y radio de curvatura, pero con distinta forma. Uno de los conductos presentaba una forma cónica que se correspondía con las dimensiones de las limas incluidas en el estudio, mientras que el segundo conducto mostraba unas dimensiones mayores que no coincidían con el diámetro y conicidad de la lima. Obtuvieron como resultado que la forma del conducto radicular artificial influyó en la trayectoria de la lima. Por ello, en el presente estudio se decidió utilizar un conducto de acero inoxidable estandarizado con una única forma y diseñado específicamente para las limas del estudio. El diámetro de los conductos artificiales fue mayor al de las limas permitiendo la rotación libre de las mismas dentro del conducto, fijándose una longitud de 20 mm con un diámetro en la punta de 0,40 mm y un diámetro total de 0,90 mm. Además, se fijó la pieza de mano para eliminar las interferencias que pudiesen causar el operador al realizar los movimientos de entrada y salida dentro de los conductos artificiales y se utilizó vaselina como lubricante para reducir la fricción de las limas con las paredes de los conductos metálicos y minimizar la liberación de calor (26,124).

2. ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS OBTENIDOS

A continuación, se procederá a revisar los resultados obtenidos en el estudio. La comparación de estos, con los publicados en la literatura, se hace difícil debido a la falta de uniformidad en la metodología empleada por los diferentes autores, y a la gran cantidad de publicaciones existentes. Para discutir los resultados vamos a dividirlos en los resultados obtenidos según la aleación del sistema rotatorio, la anatomía del conducto radicular, la sección transversal y las diferencias entre realizar una prueba de fatiga cíclica estática o una prueba de fatiga cíclica dinámica.

2.A. ALEACIONES DE NITI

La aleación de los sistemas rotatorios y los nuevos procesos de fabricación, como los tratamientos de superficie, mejoran las propiedades estructurales de los sistemas rotatorios y aumentan la resistencia a la fatiga cíclica; siendo los nuevos sistemas rotatorios mucho más resistentes a la fatiga cíclica que sus antecesores (31,49,64,77,149). Estos hallazgos fueron observados por Elanghy y cols. (153) en su estudio *in vitro* con los sistemas TRUShape, ProTaper Next, ProTaper Gold y ProTaper Universal. Corroboraron que los sistemas rotatorios sometidos a tratamientos térmicos, ProTaper Next y ProTaper Gold, presentaban una mayor resistencia a la fatiga cíclica en comparación a los sistemas fabricados con aleación de NiTi convencional, TRUShape y ProTaper Universal ($p < 0,001$).

Resultados muy similares fueron obtenidos por Uygun y cols. (108) en el que compararon ProFile Vortex Blue, ProTaper Next y ProTaper Universal, y obtuvieron que el sistema fabricado con la aleación Blue Wire fue el más resistente a la fatiga cíclica. Años más tarde, Uygun y cols. (106) realizaron otro estudio en el que compararon la resistencia a la fatiga cíclica entre ProTaper Gold, ProTaper Next y ProTaper Universal. Concluyeron que los sistemas rotatorios fabricados con nuevas aleaciones mostraron un aumento significativo en la media del NCF en comparación con los sistemas anteriores ($p < 0,01$), aunque no encontraron diferencias significativas entre ProTaper Gold y ProTaper Next ($p > 0,01$).

En concordancia con estos estudios mencionados anteriormente en nuestra investigación, el sistema rotatorio más resistente a la fatiga cíclica fue ProFile Vortex Blue, seguido de ProTaper Gold, ProTaper Next y ProTaper Universal, siendo las aleaciones de

NiTi con tratamiento térmico, más resistentes a la fatiga cíclica en comparación a las aleaciones de NiTi convencional ($p < 0,001$). Por lo tanto, se rechaza la hipótesis nula y se confirma la hipótesis alternativa, que consideraba que existía una mayor resistencia a la fatiga cíclica de las limas fabricadas con nuevas aleaciones de NiTi con respecto a las fabricadas con NiTi convencional.

El estudio de Tsujimoto y cols. (154) es el único encontrado en la literatura que obtiene que los sistemas rotatorios NiTi de nueva generación no mejoran la resistencia a la fatiga cíclica en comparación con los sistemas convencionales. En dicho estudio investigaron la superficie de las limas, el corte de la superficie fracturada y las propiedades fisicoquímicas relacionadas con la fatiga cíclica de los sistemas ProFile, ProFile, ProFile Vortex Blue y K3 XF; no obstante, hay que destacar que se trata de un estudio con un tamaño muestral escaso, con sólo 10 limas por grupo.

2.B. ANATOMÍA DEL CONDUCTO RADICULAR

Creemos que la geometría del conducto radicular, que como hemos visto anteriormente viene determinada por el radio y ángulo de curvatura, es uno de los factores más influyentes en la fractura de los instrumentos NiTi. El riesgo de que se produzca una fractura aumenta en conductos con una anatomía compleja, en los que se obtienen los resultados más bajos de NCF (16,77,84,114).

Castelló-Escrivá y cols. (134) y Montenegro-Santillán y cols. (149) que compararon la resistencia a la fatiga cíclica empleando diferentes ángulos de curvatura, obtuvieron que el conducto artificial con mayor complejidad anatómica generaba un menor número de ciclos hasta la fractura. Asimismo, Lopes y cols. (124) evaluaron tanto el ángulo de curvatura, como el radio de curvatura de los conductos, concluyendo que ambos parámetros influyen en el NCF de los sistemas rotativos sometidos a una carga de flexión. En concordancia con los estudios anteriormente mencionados, el riesgo de fractura aumenta a medida que aumenta el ángulo de curvatura y a medida que disminuye el radio de curvatura (77,121,124-126).

Los resultados de la presente investigación muestran valores superiores de resistencia a la fatiga cíclica. Es decir, los NCF fueron superiores en el conducto que presentaba menor

complejidad anatómica para todos los sistemas rotatorios utilizados ($p < 0,001$). Los resultados que hemos obtenido en nuestro estudio eran previsibles, ya que basándonos en los artículos revisados el ángulo de curvatura es un factor importante en la fractura de los sistemas rotatorios de NiTi.

2.C. SECCIÓN TRANSVERSAL

Dentro de los factores intrínsecos de los sistemas rotatorios que influyen en la fractura, en el presente estudio la investigación se centró en la comparación de las diferentes secciones transversales, puesto que los instrumentos seleccionados presentaban el mismo diámetro y una conicidad muy similar, pero diferentes secciones transversales. Las limas rotatorias ProTaper Universal tienen una sección transversal triangular convexa, las limas ProTaper Next tienen una sección transversal rectangular descentrada, las limas ProTaper Gold una sección transversal triangular convexa y las limas rotatorias Profile Vortex Blue presentan una sección transversal triangular.

Cheung y cols. (51) realizaron un estudio mediante un análisis de elementos finitos demostrando que un diseño de sección transversal triangular poseía una mayor resistencia a la fatiga cíclica que un diseño de sección transversal rectangular. Esta diferencia podría estar relacionada con la menor masa metálica de los instrumentos con una sección transversal triangular, en comparación con la de los instrumentos con una sección transversal rectangular de un diámetro similar, resultados que concuerdan con los obtenidos en otros estudios (125,127,155).

Por otro lado, Elnaghy (108) comparó la resistencia a la fatiga cíclica de ProTaper Next, Twisted Files, HyFlex CM y ProTaper Universal, concluyendo que las limas ProTaper Next con un diseño transversal rectangular y fabricadas con M-Wire, presentaban una mayor flexibilidad y resistencia a la fatiga cíclica. Observó que estos resultados podrían ser el resultado del diseño rectangular no uniforme de la sección transversal y la reducción de los puntos de contacto entre la lima y la pared del conducto radicular. Por tanto, las posibles diferencias para la resistencia a la fatiga cíclica podrían ser debidas tanto a las diferentes secciones transversales como a las diferentes aleaciones de NiTi. Siendo

seguramente el factor de la aleación de NiTi el más influyente en la resistencia a la fatiga cíclica (105,106).

Resulta difícil contrastar los resultados del efecto de la sección transversal sobre la resistencia a la fatiga cíclica porque no existe bibliografía suficiente, ni el diseño de los estudios y de las limas utilizadas es comparable. Además, no separan completamente el factor de la sección transversal de otros factores, que como ya hemos visto, influyen en la resistencia de las limas. Así pues, éste es un factor muy controvertido dentro de la literatura.

En nuestro estudio observamos que, para un mismo diámetro, la sección transversal más resistente a la fatiga cíclica fue la de Profile Vortex Blue ($p < 0,001$). Sin embargo, es difícil discernir cuál es el factor que más condiciona los resultados de resistencia a la fatiga cíclica; si el diseño de la sección transversal o la aleación Blue Wire. Aunque es lógico pensar que, para un mismo diámetro, una sección que implique mayor masa del instrumento se traducirá en una reducción en la resistencia a la fatiga cíclica. Si comparamos los resultados de los artículos revisados con los obtenidos en nuestro estudio, observamos que el factor más influyente es el tipo de aleación, quedando en segundo plano la sección transversal, puesto que las ProTaper Gold a pesar de tener la misma sección transversal que las ProTaper Universal, presentan una mayor resistencia a la fatiga cíclica. Pensamos que sea debido a que las ProTaper Gold están fabricadas con aleación Gold Wire.

2.D. COMPARACIÓN ENTRE PRUEBA ESTÁTICA Y PRUEBA DINÁMICA

Muchos estudios *in vitro* estudian la resistencia a la fatiga cíclica de los sistemas de NiTi bajo muchos parámetros de investigación con el fin de tener una idea aplicable a la práctica diaria, pero como ya hemos explicado, no hay ningún dispositivo estandarizado. La utilización de pruebas de fatiga cíclica en modo estático o dinámico es un tema de debate en la literatura. En trabajos revisados no se han encontrado muchos estudios que comparen los resultados obtenidos en las pruebas estáticas, con los obtenidos en las pruebas dinámicas para ver cómo influye cada tipo de prueba (90,148,156,157). Por este motivo, en el presente estudio, también planteamos la comparación de ambas pruebas.

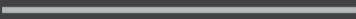
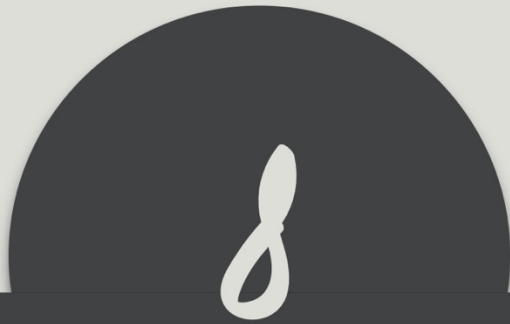
Los investigadores defensores de los dispositivos estáticos (27,129,148) argumentan que la fatiga cíclica es un proceso en el cual los defectos se acumulan por la aplicación repetida de cargas en un punto de máxima flexión. Así, evalúan, de una manera estática, la resistencia de la aleación en el punto de máxima tensión, aplicando movimientos para los cuales las limas no han sido diseñadas. Además, a pesar de que en las pruebas dinámicas se puede estandarizar el movimiento axial, tampoco consiguen que sea el mismo movimiento que realizamos en la práctica clínica habitual. Las pruebas estáticas aceleran artificialmente el proceso de fractura, por lo que otros estudios, nos dan resultados más reales y reproducibles, asemejando más fielmente el comportamiento del sistema rotatorio en condiciones de uso normal.

La mayoría de las investigaciones evalúan las limas en condiciones estáticas, no teniendo en cuenta el efecto del movimiento de entrada y salida aplicado durante la instrumentación. Varios autores afirman que los estudios llevados a cabo con pruebas dinámicas crean condiciones en el laboratorio más parecidas a las que encontraremos clínicamente, en cuanto al desgaste y al mecanismo de fractura de los instrumentos rotatorios. Esto es debido a que las limas no se mantienen estáticas dentro de los conductos al instrumentarlos, sino que realizan un movimiento de picoteo, de entrada y salida. Estos movimientos hacen que los puntos de estrés se distribuyan a lo largo del eje de las limas durante la instrumentación, igual que ocurre al usarlas clínicamente. Esto les diferencia de los dispositivos estáticos, en los cuales la fuerza de flexión está siempre aplicada sobre el mismo punto de la lima. Por tanto, concluyen que las pruebas dinámicas nos proporcionan una información más extrapolable a nuestra práctica clínica que las pruebas estáticas (26,121,156).

Lopes y cols. (124) publicaron un estudio evaluando la resistencia a la fractura por fatiga cíclica del sistema ProTaper Universal de una manera estática y de una manera dinámica. Sus resultados indican que los NCF fueron menores para las limas evaluadas en la prueba de fatiga cíclica estática en comparación con las de la prueba dinámica. Resultados similares obtuvieron Keles y cols (148), que estudiaron la resistencia a la fatiga cíclica de los sistemas Reciproc Blue, Reciproc, WaveOne Gold y WaveOne, encontrando que todos los sistemas fueron más resistentes en la prueba dinámica. Sin embargo, concluyen que las pruebas dinámicas no son tan útiles como sería deseable para reproducir las

situaciones clínicas porque los clínicos no realizan un movimiento de picoteo estandarizado y, por otra parte, la única información que nos proporcionan, es el tiempo *in vitro* que el instrumento tarda en fracturarse.

En el presente estudio, para comparar los resultados entre las pruebas de fatiga cíclica estática y dinámica, sólo utilizamos los sistemas ProTaper Next y ProTaper Gold, debido a que el sistema ProTaper Universal ya no se fabrica y que el sistema ProFile Vortex Blue es muy difícil de adquirir en España. En cuanto a los resultados obtenidos, la realización de una prueba dinámica produce que, tanto el tiempo hasta la fractura como los NCF, para ambos sistemas rotatorios sean mayores, respecto a los resultados obtenidos en la prueba estática. Seguramente debido a que se reduce la tensión-compresión en la lima en el punto de máxima curvatura del conducto artificial, lo que aumenta la resistencia a la fractura (26). Por lo tanto, el modo de trabajo estático o dinámico es un factor determinante en la resistencia a la fractura por fatiga cíclica ($p < 0,001$). Estos resultados coinciden con los obtenidos en el resto de estudios (26,90,121,148,156,157) que también observan una mayor resistencia a la fatiga cíclica cuando se analiza con pruebas dinámicas. Sin embargo, cabe destacar que, aunque el movimiento dinámico aumentó la resistencia a la fatiga cíclica, el sistema ProTaper Gold fue más resistente que el sistema ProTaper Next, tanto en la prueba estática como en la dinámica ($p < 0,01$).



C O N C L U S I O N E S

C O N C L U S I O N E S

CONCLUSIONES

1. El sistema rotatorio Profile Vortex Blue fabricado con la aleación Blue Wire, fue el más resistente a la fractura por fatiga cíclica estática. El sistema rotatorio Protaper Gold mostró más resistencia a la fatiga cíclica en modo dinámico, que el sistema rotatorio Protaper Next.
2. La resistencia a la fatiga cíclica en el conducto de 45° fue significativamente menor que en el conducto de 60°, evidenciando así que la anatomía del conducto radicular influye en dicha resistencia.
3. La sección transversal triangular fue significativamente la más resistente a la fractura por fatiga cíclica, no encontrando diferencias estadísticamente significativas en la resistencia a la fractura entre la sección transversal rectangular y la sección transversal triangular convexa.
4. Tanto el número de ciclos hasta la fractura como el tiempo hasta la fractura, fueron significativamente menores con las pruebas de resistencia a la fatiga estática que con las pruebas dinámicas.

9

BIBLIOGRAFÍA

BIBLIOGRAFÍA

1. Hülsmann M, Rummelin C, Schäfers F. Root canal cleanliness after preparation with different endodontic handpieces and hand instruments: A comparative SEM investigation. *J Endod.* 1997;23:301-306.
2. Hargreaves KM, Cohen S. *Vías de la pulpa*. Barcelona: Elsevier Mosby; 2011.
3. Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. *Dent Clin North Am.* 1974;18:269-296.
4. Peters OA, Paque F. Current developments in rotary root canal instrument technology and clinical use: a review. *Quintessence Int.* 2010;41:479-488.
5. Tomson PL, Simon SR. Contemporary cleaning and shaping of the root canal system. *Prim Dent J.* 2016;5:46-53.
6. Civjan S, Huget EF, DeSimon LB. Potential applications of certain nickel-titanium (nitinol) alloys. *J Dent Res.* 1975;54:89-96.
7. Walia HM, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. *J Endod.* 1988;14:346-351.
8. Gutmann JL, Gao Y. Alteration in the inherent metallic and surface properties of nickel-titanium root canal instruments to enhance performance, durability and safety: A focused review. *Int Endod J.* 2012;45:113-128.
9. Schäfer E, Schulzbongert U, Tulus G. Comparison of hand stainless steel and nickel titanium rotary instrumentation: A clinical study. *J Endod.* 2004;30:432-435.
10. Bürklein S, Schäfer E. Apically extruded debris with reciprocating single-file and full-sequence rotary instrumentation systems. *J Endod.* 2012;38:850-852.
11. Rejula F, Christalin R, Ahmed W, Dinakaran S, Gopinathan AS, Babu A. Measure and compare the degree of root canal transportation and canal-centering ability of Twisted, Protaper, and conventional stainless steel K files using spiral computed tomography: An in vitro study. *J Contemp Dent Pract.* 2017;18:463-469.

12. Glosson CR, Haller RH, Brent Dove S, del Rio CE. A comparison of root canal preparations using Ni-Ti hand, Ni-Ti engine-driven, and K-Flex endodontic instruments. *J Endod.* 1995;21:146-151.
13. Zhao D, Shen Y, Peng B, Haapasalo M. Micro-Computed tomography evaluation of the preparation of mesiobuccal root canals in maxillary first molars with Hyflex CM, Twisted Files, and K3 Instruments. *J Endod.* 2013;39:385-388.
14. Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J.* 2000;33:297-310.
15. Haapasalo M, Shen Y. Evolution of nickel-titanium instruments: From past to future. *Endod Topics.* 2013;29:3-17.
16. Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL Jr. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 1997;23:77-85.
17. Parashos P, Messer HH. Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *J Endod.* 2006;32:1031-1043.
18. Madarati AA. Factors influencing incidents of complications while using nickel-titanium rotary instruments for root canal treatment. *BMC Oral Health.* 2019;19:241.
19. Bergmans L, van Cleynenbreugel J, Wevers M, Lambrechts P. Mechanical root canal preparation with NiTi rotary instruments: rationale, performance and safety. Status report for the American Journal of Dentistry. *Am J Dent.* 2001;14:324-333.
20. Parashos P, Gordon I, Messer HH. Factors influencing defects of rotary nickel-titanium endodontic instruments after clinical use. *J Endod.* 2004;30:722-725.
21. Tzanetakis GN, Kontakiotis EG, Maurikou DV, Marzelou MP. Prevalence and management of instrument fracture in the postgraduate endodontic program at the Dental School of Athens: A five-year retrospective clinical study. *J Endod.* 2008;34:675-678.
22. Spili P, Parashos P, Messer HH. The impact of instrument fracture on outcome of endodontic treatment. *J Endod.* 2005;31:845-850.

23. Ungerechts C, Bårdsen A, Fristad I. Instrument fracture in root canals - where, why, when and what? A study from a student clinic. *Int Endod J.* 2014;47:183-190.
24. Bueno CSP, Oliveira de DP, Pelegrine RA, Fontana CE, Rocha DGP, Bueno da CES. Fracture incidence of WaveOne and Reciproc files during root canal preparation of up to 3 posterior teeth: A prospective clinical study. *J Endod.* 2017;43:705-708.
25. Wei X, Ling J, Jiang J, Huang X, Liu L. Modes of failure of ProTaper nickel-titanium rotary instruments after clinical use. *J Endod.* 2007;33:276-279.
26. Rodrigues RCV, Lopes HP, Elias CN, Amaral G, Vieira VTL, de Martin AS. Influence of different manufacturing methods on the cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 2011;37:1553-1557.
27. Kosti E, Zinelis S, Molyvdas I, Lambrianidis T. Effect of root canal curvature on the failure incidence of ProFile rotary Ni-Ti endodontic instruments. *Int Endod J.* 2011;44:917-925.
28. Wang N-N, Ge J-Y, Xie S-J, Chen G, Zhu M. Analysis of Mtwo rotary instrument separation during endodontic therapy: A retrospective clinical study. *Cell Biochem Biophys.* 2014;70:1091-1095.
29. Plotino G, Grande NM, Melo MC, Bahia MG, Testarelli L, Gambarini G. Cyclic fatigue of NiTi rotary instruments in a simulated apical abrupt curvature. *Int Endod J.* 2010;43:226-230.
30. Alapati S, Brantley W, Svec T, Powers J, Nusstein J, Daehn G. SEM observations of Nickel-Titanium rotary endodontic instruments that fractured during clinical use. *J Endod.* 2005;31:40-43.
31. McGuigan MB, Louca C, Duncan HF. Endodontic instrument fracture: Causes and prevention. *Br Dent J.* 2013;214:341-348.
32. Zelada G, Varela P, Martin B, Bahillo J, Magan F, Ahn S. The Effect of rotational speed and the curvature of root canals on the breakage of rotary endodontic instruments. *J Endod.* 2002;28:540-542.

33. Kitchens GG, Liewehr FR, Moon PC. The effect of operational speed on the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2007;33:52-54.
34. Gao Y, Shotton V, Wilkinson K, Phillips G, ben Johnson W. Effects of raw material and rotational speed on the cyclic fatigue of ProFile Vortex rotary instruments. *J Endod.* 2010;36:1205-1209.
35. Cheung GSP. Instrument fracture: Mechanisms, removal of fragments, and clinical outcomes. *Endod Topics.* 2009;16:1-26.
36. McGuigan MB, Louca C, Duncan HF. The impact of fractured endodontic instruments on treatment outcome. *Br Dent J.* 2013;214:285-289.
37. Zhou H, Peng B, Zheng Y-F. An overview of the mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. *Endod Topics.* 2013;29:42-54.
38. European Society of Endodontology. Quality guidelines for endodontic treatment: Consensus report of the European Society of Endodontology. *Int Endod J.* 2006;39:921-930.
39. Nair PNR. Pathogenesis of apical periodontitis and the causes of endodontic failures. *Crit Rev Oral Biol Med.* 2004;15:348-381.
40. Siqueira JF, Rôças IN, Ricucci D, Hülsmann M. Causes and management of post-treatment apical periodontitis. *Br Dent J.* 2014;216:305-312.
41. Gutmann JL. Clinical, radiographic, and histologic perspectives on success and failure in endodontics. *Dent Clin North Am.* 1992;36:379-392.
42. Chen S, Chueh L, Katehsiao C, Tsai M, Ho S, Chiang C. An epidemiologic study of tooth retention after nonsurgical endodontic treatment in a large population in Taiwan. *J Endod.* 2007;33:226-229.
43. Strindberg L. The dependence of the results of pulp therapy on certain factors. *Acta Odontol Scand.* 1956;14:1-175.
44. Friedman S, Abitbol S, Lawrence H. Treatment outcome in Endodontics: The Toronto Study. Phase 1: Initial Treatment. *J Endod.* 2003;29:787-793.

45. Song M, Kim H-C, Lee W, Kim E. Analysis of the cause of failure in nonsurgical endodontic treatment by microscopic inspection during endodontic microsurgery. *J Endod.* 2011;37:1516-1519.
46. Real Academia Española. *Diccionario de la lengua española*. 23ª edición en línea. <https://dle.rae.es>; 2020.
47. Canalda Sahli C, Brau Agudé E. *Endodoncia. Técnicas clínicas y bases científicas*. Barcelona: Elsevier Masson; 2019.
48. Andreasen GF, Morrow RE. Laboratory and clinical analyses of nitinol wire. *Am J Orthod.* 1978;73:142-151.
49. Shen Y, Zhou H, Zheng Y, Peng B, Haapasalo M. Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. *J Endod.* 2013;39:163-172.
50. Buehler WJ, Wang FE. A summary of recent research on the nitinol alloys and their potential application in ocean engineering. *Ocean Eng.* 1968;1:105-120.
51. Cheung GSP, Zhang EW, Zheng YF. A numerical method for predicting the bending fatigue life of NiTi and stainless steel root canal instruments. *Int Endod J.* 2011;44:357-361.
52. Schäfer E. Shaping ability of Hero 642 rotary nickel-titanium instruments and stainless steel hand K-Flexofiles in simulated curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2001;92:215-220.
53. Schafer E, Lohmann D. Efficiency of rotary nickel-titanium FlexMaster instruments compared with stainless steel hand K-Flexofile - Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. *Int Endod J.* 2002;35:505-513.
54. Viana ACD, Chaves Craveiro de Melo M, Guiomar de Azevedo Bahia M, Lopes Bueno VT. Relationship between flexibility and physical, chemical, and geometric characteristics of rotary nickel-titanium instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2010;110:527-533.

55. Kauffman GB, Mayo I. The story of Nitinol: The serendipitous discovery of the memory metal and its applications. *The Chemical Educator*. 1997;2:1-21.
56. Testarelli L, Plotino G, Al-Sudani D, Vincenzi V, Giansiracusa A, Grande NM, et al. Bending properties of a new nickel-titanium alloy with a lower percent by weight of nickel. *J Endod*. 2011;37:1293-1295.
57. Brantley W, Svec T, Iijima M, Powers J, Grentzer T. Differential scanning calorimetric studies of nickel titanium rotary endodontic instruments. *J Endod*. 2002;28:567-572.
58. Yahata Y, Yoneyama T, Hayashi Y, Ebihara A, Doi H, Hanawa T, et al. Effect of heat treatment on transformation temperatures and bending properties of nickel-titanium endodontic instruments. *Int Endod J*. 2009;42:621-626.
59. Zhou H, Shen Y, Zheng W, Li L, Zheng Y, Haapasalo M. Mechanical properties of controlled memory and superelastic nickel-titanium wires used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *J Endod*. 2012;38:1535-1540.
60. Shen Y, Qian W, Abtin H, Gao Y, Haapasalo M. Effect of environment on fatigue failure of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*. 2012;38:376-380.
61. Shen Y, Qian W, Abtin H, Gao Y, Haapasalo M. Fatigue testing of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*. 2011;37:997-1001.
62. Gao Y, Gutmann JL, Wilkinson K, Maxwell R, Ammon D. Evaluation of the impact of raw materials on the fatigue and mechanical properties of ProFile Vortex rotary instruments. *J Endod*. 2012;38:398-401.
63. Hieawy A, Haapasalo M, Zhou H, Wang Z, Shen Y. Phase transformation behavior and resistance to bending and cyclic fatigue of ProTaper Gold and ProTaper Universal instruments. *J Endod*. 2015;41:1134-1138.
64. Zupanc J, Vahdat-Pajouh N, Schäfer E. New thermomechanically treated NiTi alloys - A review. *Int Endod J*. 2018;51:1088-1103.

65. Otsuka K, Ren X. Physical metallurgy of Ti-Ni-based shape memory alloys. *Prog Mater Sci.* 2005;50:511-678.
66. Pérez-Higueras JJ, Arias A, de la Macorra JC. Cyclic fatigue resistance of K3, K3XF, and Twisted file nickel-titanium files under continuous rotation or reciprocating motion. *J Endod.* 2013;39:1585-1588.
67. Honarvar M, Konh B, Podder TK, Dicker AP, Yu Y, Hutapea P. X-ray diffraction investigations of shape memory NiTi wire. *J Mater Eng Perform.* 2015;24:3038-3048.
68. Pereira ESJ, Peixoto IFC, Viana ACD, Oliveira II, Gonzalez BM, Buono VTL, et al. Physical and mechanical properties of a thermomechanically treated NiTi wire used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *Int Endod J.* 2012;45:469-474.
69. Baumann MA. Nickel-titanium: Options and challenges. *Dent Clin North Am.* 2004;48:55-67.
70. Kim H-C, Yum J, Hur B, Cheung GS-P. Cyclic fatigue and fracture characteristics of ground and Twisted nickel-titanium rotary files. *J Endod.* 2010;36:147-152.
71. Alapati SB, Brantley WA, Iijima M, Clark WA, Kovarik L, Buie C, et al. Metallurgical characterization of a new nickel-titanium wire for rotary endodontic instruments. *J Endod.* 2009;35:1589-1593.
72. Tabassum S, Zafar K, Umer F. Nickel-Titanium rotary file systems: What's new?. *Eur Endod J.* 2019;4:111-117.
73. Lee W, Hwang Y-J, You S-Y, Kim H-C. Effect of reciprocation usage of nickel-titanium rotary files on the cyclic fatigue resistance. *Aust Endod J.* 2013;39:146-150.
74. Varela-Patiño P, Ibañez-Párraga A, Rivas-Mundiña B, Cantatore G, Otero XL, Martín-Biedma B. Alternating versus continuous rotation: A comparative study of the effect on instrument life. *J Endod.* 2010;36:157-159.
75. Yared G. Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations. *Int Endod J.* 2008;41:339-344.

76. Arias A, Perez-Higuera JJ, de la Macorra JC. Influence of clinical usage of GT and GTX files on cyclic fatigue resistance. *Int Endod J.* 2014;47:257-263.
77. Ruiz-Sánchez C, Faus-Matoses V, Alegre-Domingo T, Faus-Matoses I, Faus-Llácer V-J. An in vitro cyclic fatigue resistance comparison of conventional and new generation nickel-titanium rotary files. *J Clin Exp Dent.* 2018;10:e805-e809.
78. Hou XM, Yahata Y, Hayashi Y, Ebihara A, Hanawa T, Suda H. Phase transformation behaviour and bending property of twisted nickel-titanium endodontic instruments. *Int Endod J.* 2011;44:253-258.
79. Choi J, Oh S, Kim Y-C, Jee K-K, Kum K, Chang S. Fracture resistance of K3 nickel-titanium files made from different thermal treatments. *Bioinorg Chem Appl.* 2016;2016:6374721.
80. Elnaghy AM, Elsaka SE. Mechanical properties of ProTaper Gold nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J.* 2016;49:1073-1078.
81. Shen Y, Zhou H, Coil JM, Aljazaeri B, Buttar R, Wang Z, et al. ProFile Vortex and Vortex Blue nickel-titanium rotary instruments after clinical use. *J Endod.* 2015;41:937-942.
82. Berutti E, Chiandussi G, Eng D, Gaviglio I, Ibba A. comparative analysis of torsional and bending stresses in two mathematical models of nickel-titanium rotary instruments: ProTaper versus ProFile. *J Endod.* 2003;29:15-19.
83. De-Deus G, Silva EJNL, Vieira VTL, Belladonna FG, Elias CN, Plotino G, et al. Blue thermomechanical treatment optimizes fatigue resistance and flexibility of the reciproc files. *J Endod.* 2017;43:462-466.
84. Duke F, Shen Y, Zhou H, Ruse ND, Wang Z, Hieawy A, et al. Cyclic fatigue of ProFile Vortex and Vortex Blue nickel-titanium files in single and double curvatures. *J Endod.* 2015;41:1686-1690.
85. Algahtani F, Huang X, Haapasalo M, Wang Z, Hieawy A, Zhang D, et al. Fatigue resistance of ProTaper gold exposed to high-concentration sodium hypochlorite in double curvature artificial canal. *Bioact Mater.* 2019;4:245-248.

86. FKG Dentaire. The XP-endo shaper brochure. Disponible en: http://www.fkg.ch/sites/default/files/201608_fkg_xp_endo_shaper_press_release_en.pdf. Google Scholar; 2018.
87. Keskin C, Inan U, Guler DH, Kalyoncuoğlu E. Cyclic fatigue resistance of XP-Endo Shaper, K3XF, and ProTaper Gold nickel-titanium instruments. *J Endod.* 2018;44:1164-1167.
88. Valois CRA, Silva LP, Azevedo RB. Atomic force microscopy study of stainless-steel and nickel-titanium files. *J Endod.* 2005;31:882-885.
89. Kuhn G, Tavernier B, Jordan L. Influence of structure on nickel-titanium endodontic instruments failure. *J Endod.* 2001;27:516-520.
90. Lopes HP, Elias CN, Vieira VTL, Moreira EJJ, Marques RVL, Machado de Oliveira JC, et al. Effects of electropolishing surface treatment on the cyclic fatigue resistance of BioRace nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2010;36:1653-1657.
91. Bonaccorso A, Tripi TR, Rondelli G, Condorelli GG, Cantatore G, Schäfer E. Pitting corrosion resistance of nickel-titanium rotary instruments with different surface treatments in seventeen percent ethylenediaminetetraacetic acid and sodium chloride solutions. *J Endod.* 2008;34:208-211.
92. Kim BH, Ha J-H, Lee WC, Kwak S-W, Kim H-C. Effect from surface treatment of nickel-titanium rotary files on the fracture resistance. *Scanning.* 2015;37:82-87.
93. Gavini G, Pessoa OF, Barletta FB, Vasconcellos MAZ, Caldeira CL. Cyclic fatigue resistance of rotary nickel-titanium instruments submitted to nitrogen ion implantation. *J Endod.* 2010;36:1183-1186.
94. Wolle CFB, Vasconcellos MAZ, Hinrichs R, Becker AN, Barletta FB. The Effect of argon and nitrogen ion implantation on nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2009;35:1558-1562.

95. Zhirafar S, Rezaeian A, Pugh M. Effect of cryogenic treatment on the mechanical properties of 4340 steel. *Journal of Materials Processing Technology*. 2007;186:298-303.
96. Kim JW, Griggs JA, Regan JD, Ellis RA, Cai Z. Effect of cryogenic treatment on nickel-titanium endodontic instruments. *Int Endod J*. 2005;38:364-371.
97. Iacono F, Pirani C, Generali L, Bolelli G, Sassatelli P, Lusvarghi L, et al. Structural analysis of HyFlex EDM instruments. *Int Endod J*. 2017;50:303-313.
98. Zinelis S, Darabara M, Takase T, Ogane K, Papadimitriou GD. The effect of thermal treatment on the resistance of nickel-titanium rotary files in cyclic fatigue. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2007;103:843-847.
99. Hülsmann M, Peters OA, Dummer PMH. Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endod Topics*. 2005;10:30-76.
100. West JD. Introduction of a new rotary endodontic system: Progressively tapering files. *Dent Today*. 2001;20:50-54.
101. Ruddle CJ. The ProTaper technique: Endodontics made easier. *Dent Today*. 2001;20:58-64.
102. Ruddle CJ. The ProTaper endodontic system: Geometries, features, and guidelines for use. *Dent Today*. 2001;20:60-67.
103. Capar ID, Arslan H, Akcay M, Ertas H. An in vitro comparison of apically extruded debris and instrumentation times with ProTaper Universal, ProTaper Next, Twisted File Adaptive, and HyFlex instruments. *J Endod*. 2014;40:1638-1641.
104. Çelik D, Taşdemir T, Er K. Comparative study of 6 rotary nickel-titanium systems and hand instrumentation for root canal preparation in severely curved root canals of extracted teeth. *J Endod*. 2013;39:278-282.
105. Pérez-Higueras JJ, Arias A, de la Macorra JC, Peters OA. Differences in cyclic fatigue resistance between ProTaper Next and ProTaper Universal instruments at different levels. *J Endod*. 2014;40:1477-1481.

106. Uygun AD, Kol E, Topcu MKC, Seckin F, Ersoy I, Tanriver M. Variations in cyclic fatigue resistance among ProTaper Gold, ProTaper Next and ProTaper Universal instruments at different levels. *Int Endod J.* 2016;49:494-499.
107. González-Chapela J, Castelo-Baz P, Varela-Patiño P, Martín-Biedma B, Ruíz-Piñón M. Alternating versus continuous rotation: Root canal transportation and centering ratio with the ProTaper Next. *J Conserv Dent.* 2017;20:255-259.
108. Elnaghy AM. Cyclic fatigue resistance of ProTaper Next nickel-titanium rotary files. *Int Endod J.* 2014;47:1034-1039.
109. Özyürek T, Yılmaz K, Uslu G. The effects of autoclave sterilization on the cyclic fatigue resistance of ProTaper Universal, ProTaper Next, and ProTaper Gold nickel-titanium instruments. *Restor Dent Endod.* 2017;42:301-308.
110. Plotino G, Grande NM, Cotti E, Testarelli L, Gambarini G. Blue treatment enhances cyclic fatigue resistance of Vortex nickel-titanium rotary files. *J Endod.* 2014;40:1451-1453.
111. Ullmann C, Peters O. Effect of cyclic fatigue on static fracture loads in ProTaper nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2005;31:183-186.
112. Gambarini G. Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments after clinical use with low-and high-torque endodontic motors. *J Endod.* 2001;27:772-774.
113. Shen Y, Bian Z, Cheung G, Peng B. Analysis of defects in ProTaper hand-operated instruments after clinical use. *J Endod.* 2007;33:287-290.
114. Wu J, Lei G, Yan M, Yu Y, Yu J, Zhang G. Instrument separation analysis of multi-used ProTaper Universal rotary system during root canal therapy. *J Endod.* 2011;37:758-763.
115. Lin LM, Rosenberg PA, Lin J. Do procedural errors cause endodontic treatment failure?. *J Am Dent Assoc.* 2005;136:187-193.
116. Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod.* 2000;26:161-165.

117. Ninan E, Berzins DW. Torsion and bending properties of shape memory and superelastic nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2013;39:101-104.
118. Alfawaz H, Alqedairi A, Alsharekh H, Almuzaini E, Alzahrani S, Jamleh A. Effects of sodium hypochlorite concentration and temperature on the cyclic fatigue resistance of heat-treated nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2018;44:1563-1566.
119. Yum J, Cheung GS-P, Park J-K, Hur B, Kim H-C. Torsional strength and toughness of nickel-titanium rotary files. *J Endod.* 2011;37:382-386.
120. Plotino G, Grande NM, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G. A review of cyclic fatigue testing of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2009;35:1469-1476.
121. Li U, Lee B, Shih C, Lan W, Lin C. Cyclic fatigue of endodontic nickel titanium rotary instruments: static and dynamic tests. *J Endod.* 2002;28:448-451.
122. Bhagabati N, Yadav S, Talwar S. An in vitro cyclic fatigue analysis of different endodontic nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2012;38:515-518.
123. Topçuoğlu HS, Topçuoğlu G, Akti A, Düzgün S. In vitro comparison of cyclic fatigue resistance of ProTaper Next, HyFlex CM, OneShape, and ProTaper Universal instruments in a canal with a double curvature. *J Endod.* 2016;42:969-971.
124. Lopes HP, Vieira MVB, Elias CN, Gonçalves LS, Siqueira JF, Moreira EJJ, et al. Influence of the geometry of curved artificial canals on the fracture of rotary nickel-titanium instruments subjected to cyclic fatigue tests. *J Endod.* 2013;39:704-707.
125. Capar ID, Kaval ME, Ertas H, Sen BH. Comparison of the cyclic fatigue resistance of 5 different rotary pathfinding instruments made of conventional nickel-titanium wire, m-wire, and controlled memory wire. *J Endod.* 2015;41:535-538.
126. Aminsobhani M, Meraji N, Sadri E. Comparison of cyclic fatigue resistance of five nickel titanium rotary file systems with different manufacturing techniques. *J Dent (Tehran).* 2015;12:636-646.
127. Yao JH, Schwartz SA, Beeson TJ. Cyclic fatigue of three types of rotary nickel-titanium files in a dynamic model. *J Endod.* 2006;32:55-57.

128. Melo MCC, Pereira ESJ, Viana ACD, Fonseca AMA, Buono VTL, Bahia MGA. Dimensional characterization and mechanical behaviour of K3 rotary instruments. *Int Endod J.* 2008;41:329-338.
129. Grande NM, Plotino G, Pecci R, Bedini R, Malagnino VA, Somma F. Cyclic fatigue resistance and three-dimensional analysis of instruments from two nickel titanium rotary systems. *Int Endod J.* 2006;39:755-763.
130. Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P. Influence of rotational speed, torque and operator's proficiency on ProFile failures. *Int Endod J.* 2001;34:47-53.
131. Pedullà E, Grande NM, Plotino G, Gambarini G, Rapisarda E. Influence of continuous or reciprocating motion on cyclic fatigue resistance of 4 different nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2013;39:258-261.
132. De-Deus G, Moreira EJJ, Lopes HP, Elias CN. Extended cyclic fatigue life of F2 ProTaper instruments used in reciprocating movement. *Int Endod J.* 2010;43:1063-1068.
133. Ahn S-Y, Kim H-C, Kim E. Kinematic effects of nickel-titanium instruments with reciprocating or continuous rotation motion: A systematic review of in vitro studies. *J Endod.* 2016;42:1009-1017.
134. Castelló-Escrivá R, Alegre-Domingo T, Faus-Matoses V, Román-Richon S, Faus-Llácer VJ. In vitro comparison of cyclic fatigue resistance of ProTaper, WaveOne, and Twisted Files. *J Endod.* 2012;38:1521-1524.
135. Cheung GSP, Darvell BW. Fatigue testing of a NiTi rotary instrument. Part 1: Strain-life relationship. *Int Endod J.* 2007;40:612-618.
136. Fernandez-Pazos G, Martin-Biedma B, Varela-Patino P, Ruiz-Pinon M, Castelo-Baz P. Fracture and deformation of ProTaper Next instruments after clinical use. *J Clin Exp Dent.* 2018;10:1091-1095.
137. Spagnuolo G, Ametrano G, D'Antò V, Rengo C, Simeone M, Riccitiello F, et al. Effect of autoclaving on the surfaces of TiN-coated and conventional nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J.* 2012;45:1148-1155.

138. Pedullà E, Benites A, la Rosa GM, Plotino G, Grande NM, Rapisarda E, et al. Cyclic fatigue resistance of heat-treated nickel-titanium instruments after immersion in sodium hypochlorite and/or sterilization. *J Endod.* 2018;44:648-653.
139. Alshwaimi E. Effect of sterilization on cyclic fatigue resistance of Proflexendo endodontic rotary files. *Saudi J Med Med Sci.* 2019;7:151-155.
140. Hilfer PB, Bergeron BE, Mayerchak MJ, Roberts HW, Jeansonne BG. Multiple autoclave cycle effects on cyclic fatigue of nickel-titanium rotary files produced by new manufacturing methods. *J Endod.* 2011;37:72-74.
141. Plotino G, Costanzo A, Grande NM, Petrovic R, Testarelli L, Gambarini G. Experimental evaluation on the influence of autoclave sterilization on the cyclic fatigue of new nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2012;38:222-225.
142. Zhao D, Shen Y, Peng B, Haapasalo M. Effect of autoclave sterilization on the cyclic fatigue resistance of thermally treated Nickel-Titanium instruments. *Int Endod J.* 2016;49:990-995.
143. Uslu G, Özyürek T, Yılmaz K, Plotino G. Effect of dynamic immersion in sodium hypochlorite and EDTA solutions on cyclic fatigue resistance of WaveOne and WaveOne Gold reciprocating nickel-titanium files. *J Endod.* 2018;44:834-837.
144. Huang X, Shen Y, Wei X, Haapasalo M. Fatigue resistance of nickel-titanium instruments exposed to high-concentration hypochlorite. *J Endod.* 2017;43:1847-1851.
145. Larsen CM, Watanabe I, Glickman GN, He J. Cyclic Fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary instruments. *J Endod.* 2009;35:401-403.
146. Revised American National Standards Institute/American Dental Association specification No.28 for root canal files and reamers, type K. Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment. *J Am Dent Assoc.* 1982;104:506.
147. Haïkel Y, Serfaty R, Bateman G, Senger B, Allemann C. Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 1999;25:434-440.

148. Keleş A, Eymirli A, Uyanık O, Nagas E. Influence of static and dynamic cyclic fatigue tests on the lifespan of four reciprocating systems at different temperatures. *Int Endod J.* 2019; 52:880-886.
149. Montenegro-Santillan R, Alegre-Domingo T, Faus-Matoses V, Faus-Llacer V. An in vitro comparison of cyclic fatigue resistance of ProTaper Universal and GT series X files. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2013;18:e533-536.
150. Oh S-R, Chang S-W, Lee Y, Gu Y, Son W-J, Lee W, et al. A comparison of nickel-titanium rotary instruments manufactured using different methods and cross-sectional areas: Ability to resist cyclic fatigue. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2010;109:622-628.
151. Topçuoğlu HS, Topçuoğlu G, Kafdağ Ö, Arslan H. Cyclic fatigue resistance of new reciprocating glide path files in 45- and 60-degree curved canals. *Int Endod J.* 2018;51:1053-1058.
152. Burroughs JR, Bergeron BE, Roberts MD, Hagan JL, Himel VT. Shaping ability of three nickel-titanium endodontic file systems in simulated s-shaped root canals. *J Endod.* 2012;38:1618-1621.
153. Elnaghy AM, Elsaka SE. Laboratory comparison of the mechanical properties of TRUShape with several nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J.* 2017;50:805-812.
154. Tsujimoto M, Irifune Y, Tsujimoto Y, Yamada S, Watanabe I, Hayashi Y. Comparison of conventional and new-generation nickel-titanium files in regard to their physical properties. *J Endod.* 2014;40:1824-1829.
155. Özyürek T, Uslu G, Gündoğar M, Yılmaz K, Grande NM, Plotino G. Comparison of cyclic fatigue resistance and bending properties of two reciprocating nickel-titanium glide path files. *Int Endod J.* 2018;51:1047-1052.
156. De-Deus G, Leal Vieira VT, Nogueira da Silva EJ, Lopes H, Elias CN, Moreira EJ. Bending resistance and dynamic and static cyclic fatigue life of Reciproc and WaveOne large instruments. *J Endod.* 2014;40:575-579.

157. Neelakantan P, Reddy P, Gutmann JL. Cyclic fatigue of two different single files with varying kinematics in a simulated double-curved canal. *J Investig Clin Dent.* 2016;7:272-277.

70

A N E X O S

A N E X O S

A N E X O S

PRODUCCIÓN CIENTÍFICA

Resultados parciales de este trabajo de Tesis Doctoral han sido publicados e informados previamente en revistas científicas, conferencias y congresos.

DOCUMENTO ANEXO 1. Artículo publicado sobre el tema de la Tesis Doctoral.

J Clin Exp Dent. 2018;10(8):e805-9.

An *in vitro* cyclic fatigue resistance comparison of three rotary files

Journal section: Operative Dentistry and Endodontics
Publication Types: Research

doi:10.4317/jced.55091
<http://dx.doi.org/10.4317/jced.55091>

An *in vitro* cyclic fatigue resistance comparison of conventional and new generation nickel-titanium rotary files

Celia Ruiz-Sánchez¹, Vicente Faus-Matoses², Teresa Alegre-Domingo³, Ignacio Faus-Matoses⁴, Vicente-José Faus-Llácer⁵

¹ Master of Restorative Dentistry and Endodontics, Department of Stomatology, Medicine and Dental School, Valencia University, Spain

² DDS, MSc, PhD. Co-director of the Master of Restorative Dentistry and Endodontics, Department of Stomatology, Medicine and Dental School, Valencia University, Spain

³ DDS, MSc, PhD. Professor of the Master of Restorative Dentistry and Endodontics, Department of Stomatology, Medicine and Dental School, Valencia University, Spain

⁴ DDS, MSc, PhD. Professor of the Master in Orthodontics, Department of Stomatology, Medicine and Dental School, Valencia University, Spain

⁵ MD, DDS, PhD. Director of the Master of Restorative Dentistry and Endodontics, Department of Stomatology, Medicine and Dental School, Valencia University, Spain

Correspondence:
C/Gascó Oliag 1
Unidad de Patología y Terapéutica Dental II
Clínica Odontológica, 46010 Valencia, Spain
fausvj@uv.es

Ruiz-Sánchez C, Faus-Matoses V, Alegre-Domingo T, Faus-Matoses I, Faus-Llácer VJ. An *in vitro* cyclic fatigue resistance comparison of conventional and new generation nickel-titanium rotary files. J Clin Exp Dent. 2018;10(8):e805-9.
<http://www.medicinaoral.com/odo/volumenes/v10i8/jcedv10i8p805.pdf>

Received: 17/06/2018
Accepted: 05/07/2018

Article Number: 55091 <http://www.medicinaoral.com/odo/indice.htm>
© Medicina Oral S. L. C.I.F. B 96689336 - eISSN: 1989-5488
eMail: jced@jced.es
Indexed in:
PubMed
PubMed Central® (PMC)
Scopus
DOI® System

Abstract

Background: New designs and processing of Niquel-Titanium (NiTi) have been introduced to increase resistance to cyclic fatigue. The purpose of this study was to compare the cyclic fatigue resistance of 3 NiTi rotary instruments, ProTaper Next (PTN; Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland), Profile Vortex Blue (PVB; Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, OK, USA) and ProTaper Universal (PTU; Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland).

Material and Methods: A cyclic fatigue test was conducted operating instruments from ProTaper Next X2, Profile Vortex Blue 25.06 and ProTaper F2. A total of 234 instruments were rotated in 2 simulated stainless steel curved canals with different angles of curvature (45° and 60°) and 5-mm radius of curvature. The number of cycles to fracture (NCF) was calculated. Data were compared using 2-way analysis of variance and post-hoc Bonferroni test in software (SPSS 15.0, Chicago, IL). Statistical significance was set at $P < 0.05$.

Results: Profile Vortex Blue showed higher resistance to cyclic fatigue in both curved canals than ProTaper Next and ProTaper Universal ($P < 0.001$). ProTaper Universal obtained the lowest resistance to cyclic fatigue in both canals ($P < 0.001$).

Conclusions: Profile Vortex Blue was the most resistant to cyclic fatigue failure, followed by ProTaper Next and ProTaper Universal. Anatomical complexity (angle of curvature) and manufacturing process of NiTi are important factors for resistance to cyclic fatigue.

Key words: Cyclic fatigue, M-Wire, Protaper Next, ProTaper Universal, Profile Vortex Blue.

e805

Introduction

Unexpected fracture of rotary systems remains a major concern for clinic, despite improvements in NiTi alloy (1,2). Clinical fracture of NiTi instruments incidence ranges between 0.26%-21% (2-4). The main reason for these fractures is the cyclic fatigue (5,6).

Advances in technology and manufacturing process of NiTi alloy have resulted in a new generation of files with superior physical-mechanical properties, flexibility and resistance to cyclic fatigue (7,8). Different designs, alloys and manufacturing methods have been proposed in order to reduce fractures (9). It is the case of M-Wire NiTi alloy, developed through thermo-mechanical processing applied to Nitinol 508 (10-12). ProTaper Next (PTN; Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) are made of this NiTi M-Wire alloy. They have been proven better properties of NiTi M-Wire compared with conventional NiTi (10,13-16). By contrast, the rotary system ProTaper Universal has the conventional NiTi alloy. Comparing ProTaper Next system in a cyclic fatigue test against ProTaper Universal, NCF was higher (13,17).

Manufacturers have improved fracture resistance by eliminating surface irregularities (machining marks) and applying various heat treatments to NiTi alloy (18). Current research focuses on improving the surface of NiTi instruments. The use of surface treatment techniques has been shown to improve flexibility, surface hardness, cut performance and wear resistance of NiTi instruments (19,20). Profile Vortex Blue (PVB; Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, Oklahoma, USA) are manufactured with M-Wire NiTi alloy subjected to an advanced thermo-mechanical process. As a result of this manufacturing process a titanium oxide surface layer is obtained, giving them their characteristic blue colour (11,14). They have probed to show an improvement resistance to cyclic fatigue compared to NiTi M-Wire NiTi and conventional NiTi (14,16,21). The aim of this study was to compare *in vitro* resistance to cyclic fatigue of Profile Vortex Blue, Next and ProTaper ProTaper Universal.

Material and Methods

Cyclic fatigue test was conducted by operating instruments from ProTaper Next (PTN) X2, Profile Vortex Blue (PVB) 25.06 and ProTaper Universal (PTU) F2. A total of 234 instruments (n=39 per group) were rotated in 2 simulated curved canals. To compare them, the same diameter and length were selected, and a taper as similar as possible.

The static fatigue test device used in this study was a modification (22,23) from that used in previous published studies (24,25). The device consisted of two stainless steel artificial canals inserted in an area of methacrylate where the handpiece was fixed to eliminate operator pressure bias when performing axial movements. The canal 1 had a curvature angle of 45° (Fig. 1A) and the canal 2 had a curvature angle of 60° (Fig. 1B); both canals had a radius of curvature of 5 mm. Artificial conduits have a length of 20 mm, a tip of 0.40 mm and a taper of 9%. The diameter of the simulated canals was superior to the instruments, allowing free rotation of the file into the canal.

Instruments were rotated in an electric motor (X-Smart, Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) using a conventional rotary motion with a handpiece reduction of 16:01, with a constant speed and torque recommended by the manufacturer of 300 rpm and 5.2 N/cm for PTN and PTU, and 500 rpm and 2.8 N/cm for PVB. The working length was standardized to 19 mm for all files. To reduce the friction of the files with the metal canals walls during conducting the test and minimize the release of heat, lubricant oil (Millet-Franklin, BA, Argentina) was applied within the artificial conduits before each use. All instruments were rotated until fracture occurred. The time until failure was recorded with a camera attached to a tripod (Canon EOS 600D, Canon Incorporated, Tokyo, Japan) and a digital timer (Timex, Middlebury, CT), stopping as soon as the fracture was detected. Time was converted into the number of cycles to fracture (NCF). By converting to number of cycles to

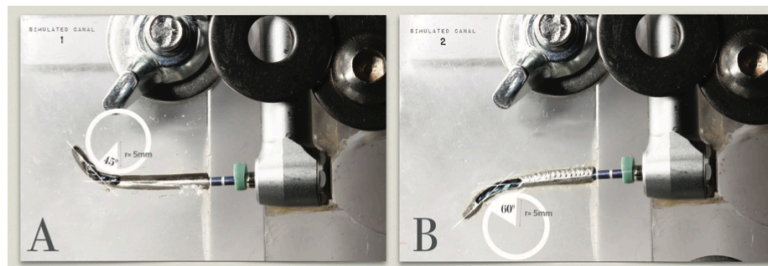


Fig. 1: The 2 artificial canals. Canal 1 (A), 45° angle and 5-mm radius; canal 2 (B), 60° angle and 5-mm radius.

fracture, you can make comparisons between files rotated at different speeds (8). Data were compared with software (SPSS 15.0, Chicago, IL) by 2-way analysis of variance (ANOVA) and post-hoc Bonferroni test. As a control measure, the non-parametric Kruskal-Wallis and Mann-Whitney tests were applied. Statistical significance was set at $P < 0.05$.

Results

The NCFs for each file in each of the canals were pre-

sented in Figure 2 and Figure 3. PVB obtained the highest NCF ($P < 0.001$), followed by PTN and PTU ($P < 0.001$). Regarding the canal typology, PVB and PTN were significantly higher in the canal 2 than in the canal 1 ($P < 0.001$). Into canal 2, it was more evident the superiority of PVB against PTN ($P < 0.001$). However, for PTU was not enough statistical evidence that it worked better in a type of canal or other ($P = 0.130$). The NCF depends on the angle of curvature, resulting lower values in canals with more anatomical complexity (higher angle of curvature).

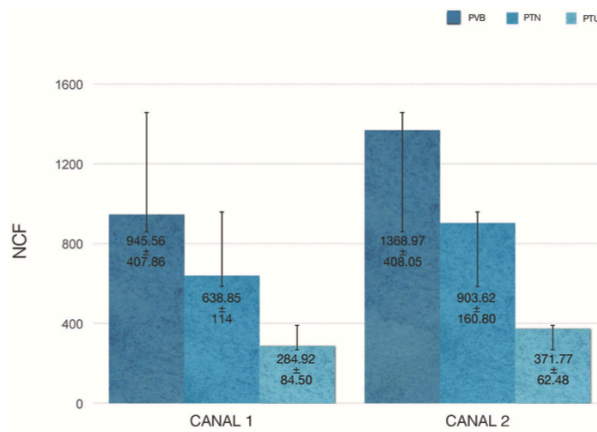


Fig. 2: Mean NCF +/- standard deviations for each instrument type in each canal. The most difficult curvature (canal 1) generated the least NCF in the 3 systems compared ($P < .05$); the easiest canal (canal 2) showed the highest NCF in all instruments ($P < .05$).

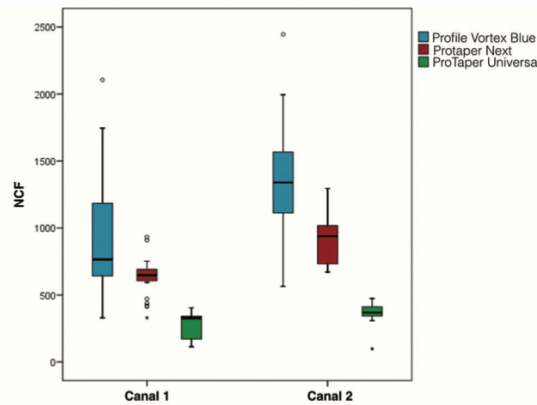


Fig. 3: The box-plot graphic allows visualizing the entire distribution of rotations values recorded.

Discussion

Thanks to improvements in instrument design and manufacture of NiTi alloys, clinical can prepare the root canals in a more efficient and faster manner than with stainless steel files (14). However, fracture is still higher compared to manual instruments (1,2). The mechanical behavior of NiTi alloys is sensitive to the microstructure and associated to thermo-mechanical treatment history (4). To improve the fatigue strength should be optimized the microstructure of NiTi alloys through new manufacturing processes and treatment of alloys (9).

During manufacture of NiTi rotary instruments, small scratches and grooves occurred on the surface. When stress is concentrated on these machining marks, micro-crack initiation occurs. The propagation of these micro-cracks is a major cause of unexpected fracture (26,27). Through the use of surface treatment techniques, is attempted to reduce these surface irregularities (18). There are several methods for surface treatment of metal, such as ion implantation, thermal nitration, cryogenic treatment and electro-polishing. From among the most frequently used, electro-polishing and ion implantation have been shown to improve the mechanical properties and finish of the surface of metals, as well as superior resistance to cyclic fatigue (18,28,29).

Three rotary files systems with different processing of NiTi were selected to evaluate the resistance to cyclic fatigue. The results of this study show that the most resistant to cyclic fatigue was Profile Blue Vortex, followed by ProTaper Next and ProTaper Universal. These results coincide with the only similar published study (21). This study compared the complete system of each file (n=20 per group), so our sample size proportion was higher (n=39 per group). Furthermore, they used a single curvature angle of 90°. Because of that it remains difficult to compare the results.

The cyclic fatigue resistance is determined by the properties of the NiTi instruments, such as cross-section design, tip diameter, taper, materials and manufacturing processes (6,11,14,30). Apart from factors such as speed of rotation, the radius and angle of curvature, and the type of continuous or reciprocating motion with which are driven (22,31,32). The combination of this has hindered the comparisons between the three rotary systems analysed.

The geometric of the root canal (radius and angle of curvature) is one of the most important factors in failure of NiTi instruments (6,22,33). In a complex canal anatomy the lowest NCF results were obtained. Hence one can deduce that the angle of curvature influences the resistance to cyclic fatigue, coinciding with the results of other studies (6,22,33).

A higher cross-sectional area was associated with less flexibility and worse cyclic fatigue resistance (30). The rotary system ProTaper Universal has a convex triangu-

lar cross-section, ProTaper Next has an offset rectangular and Profile Vortex Blue has a triangular cross-section. Profile Vortex Blue were the most resistant to cyclic fatigue, confirming that the decrease in cross-sectional area has a significant effect on cyclic fatigue resistance (30).

References

1. Parashos P, Messer HH. Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *J Endod.* 2006;32:1031-43.
2. Spili P, Parashos P, Messer HH. The impact of instrument fracture on outcome of endodontic treatment. *J Endod.* 2005;31:845-50.
3. Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod.* 2000;26:161-5.
4. Shen Y, Coil JM, McLean AGR, Hemerling DL, Haapasalo M. Defects in nickel-titanium instruments after clinical use. Part 5: single use from endodontic specialty practices. *J Endod.* 2009;35:1363-7.
5. Shen Y, Cheung GS, Bian Z, Peng B. Comparison of defects in ProFile and ProTaper systems after clinical use. *J Endod.* 2006;32:61-5.
6. Haikel Y, Serfaty R, Bateman G, Senger B, Allemann C. Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 1999;25:434-40.
7. Testarelli L, Plotino G, Al-Sudani D, Vincenzi V, Giansiracusa A, Grande NM, et al. Bending properties of a new nickel-titanium alloy with a lower percent by weight of nickel. *J Endod.* 2011;37:1293-5.
8. Larsen CM, Watanabe I, Glickman GN, He J. Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2009;35:401-3.
9. Gutmann JL, Gao Y. Alteration in the inherent metallic and surface properties of nickel-titanium root canal instruments to enhance performance, durability and safety: a focused review. *Int Endod J.* 2012;45:113-28.
10. Johnson E, Lloyd A, Kuttler S, Namerow K. Comparison between a novel nickel-titanium alloy and 508 nitinol on the cyclic fatigue life of ProFile 25/04 rotary instruments. *J Endod.* 2008;34:1406-9.
11. Shen Y, Zhou H, Zheng Y, Peng B. Current Challenges and Concepts of the Thermomechanical Treatment of Nickel-Titanium Instruments. *J Endod.* 2013;39:163-72.
12. Alapati SB, Brantley WA, Iijima M, Clark WA, Kovarik L, Buie C, et al. Metallurgical characterization of a new nickel-titanium wire for rotary endodontic instruments. *J Endod.* 2009;35:1589-93.
13. Ye J, Gao Y. Metallurgical characterization of M-Wire nickel-titanium shape memory alloy used for endodontic rotary instruments during low-cycle fatigue. *J Endod.* 2012;38:105-7.
14. Gao Y, Gutmann JL, Wilkinson K, Maxwell R, Ammon D. Evaluation of the impact of raw materials on the fatigue and mechanical properties of ProFile Vortex rotary instruments. *J Endod.* 2012;38:398-401.
15. Gao Y, Shotton V, Wilkinson K, Phillips G, Ben W. Effects of Raw Material and Rotational Speed on the Cyclic Fatigue of ProFile Vortex Rotary Instruments. *J Endod.* 2010;36:1205-9.
16. Plotino G, Grande NM, Cotti E, Testarelli L, Gambarini G. Blue Treatment Enhances Cyclic Fatigue Resistance of Vortex Nickel-Titanium Rotary Files. *J Endod.* 2014;40:1451-3.
17. Pérez-Higuera JJ, Arias A, de la Macorra JC, Peters OA. Differences in Cyclic Fatigue Resistance between ProTaper Next and ProTaper Universal Instruments at Different Levels. *J Endod.* 2014;40:1477-81.
18. Anderson ME, Price JW, Parashos P. Fracture Resistance of Electropolished Rotary Nickel-Titanium Endodontic Instruments. *J Endod.* 2007;33:1212-6.
19. Rapisarda E, Bonaccorso A, Tripi TR, Condorelli GG, Torrisi L. Wear of nickel-titanium endodontic instruments evaluated by scanning electron microscopy: effect of ion implantation. *J Endod.* 2001;27:588-92.
20. Li U, Iijima M, Endo K, Brantley WA, Alapati SB, Lin CP. Application of Plasma Immersion Ion Implantation for Surface Modification of Nickel-titanium Rotary Instruments. *Dent Mater J.* 2007;26:467-73.
21. Nguyen HH, Fong H, Paranjpe A, Flake NM, Johnson JD, Peters

- OA. Evaluation of the resistance to cyclic fatigue among protaper next, ProTaper universal, and vortex blue rotary instruments. *J Endod.* 2014;40:1190-3.
22. Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 1997;23:77-85.
23. Plotino G, Grande NM, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G. A review of cyclic fatigue testing of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2009;35:1469-76.
24. Castelló-Escrivá R, Alegre-Domingo T, Faus-Matoses V, Román-Richón S, Faus-Llácer VJ. In vitro comparison of cyclic fatigue resistance of ProTaper, WaveOne, and Twisted Files. *J Endod.* 2012;38:1521-4.
25. Montenegro-Santillán R, Alegre-Domingo T, Faus-Matoses V, Faus-Llácer V. An in vitro comparison of cyclic fatigue resistance of ProTaper universal and GT series X files. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2013;18:e533-6.
26. Kim HC, Cheung GS, Lee CJ, Kim BM, Park JK, Kang SI. Comparison of forces generated during root canal shaping and residual stresses of three nickel-titanium rotary files by using a three-dimensional finite-element analysis. *J Endod.* 2008;34:743-7.
27. Kuhn G, Tavernier B, Jordan L. Influence of structure on nickel-titanium endodontic instruments failure. *J Endod.* 2001;27:516-20.
28. Kim HC, Yum J, Hur B, Cheung GS. Cyclic fatigue and fracture characteristics of ground and twisted nickel-titanium rotary files. *J Endod.* 2010;36:147-52.
29. Gavini G, Pessoa OF, Barletta FB, Vasconcellos MA, Caldeira CL. Cyclic fatigue resistance of rotary nickel-titanium instruments submitted to nitrogen ion implantation. *J Endod.* 2010;36:1183-6.
30. Oh SR, Chang SW, Lee Y, Gu Y, Son WJ, Lee W, et al. A comparison of nickel-titanium rotary instruments manufactured using different methods and cross-sectional areas: ability to resist cyclic fatigue. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2010;109:622-8.
31. Pérez-Higueras JJ, Arias A, de la Macorra JC. Cyclic fatigue resistance of K3, K3XF, and twisted file nickel-titanium files under continuous rotation or reciprocating motion. *J Endod.* 2013;39:1585-8.
32. Lopes HP, Ferreira AA, Elias CN, Moreira EJ, de Oliveira JC, Siqueira JF Jr. Influence of rotational speed on the cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 2009;35:1013-6.
33. Al-Sudani D, Grande NM, Plotino G, Pompa G, Di Carlo S, Testarelli L, et al. Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments in a double (S-shaped) simulated curvature. *J Endod.* 2012;38:987-9.

Conflict of Interest

The authors have declared that no conflict of interest exist.

DOCUMENTO ANEXO 2. Participación en eventos científicos sobre el tema de la Tesis Doctoral.

CONFERENCIAS EN SOCIEDADES CIENTÍFICAS, COLEGIOS PROFESIONALES Y UNIVERSIDADES

- 1. Actualización y puesta al día en Endodoncia Rotatoria.** Curso teórico de 3 horas lectivas. 3 marzo 2017. Colegio de Odontólogos de Valencia. Valencia
- 2. Resistencia a la fatiga cíclica de sistemas rotatorios de Ni-Ti.** Máster en Endodoncia Clínica Avanzada y Experimental de la Universidad de Barcelona. 28 junio 2018. Barcelona

CONFERENCIAS EN SOCIEDADES CIENTÍFICAS, COLEGIOS PROFESIONALES Y UNIVERSIDADES

- 1. Resistencia a la fatiga cíclica de ProTaper Next, Profile Vortex Blue y ProTaper Universal: Un estudio comparativo.** Celia Ruiz-Sánchez, Vicente Faus -Matoses, Joaquín Sais-Sais, Vicente Faus-Llácer. XXV Congreso Nacional de la Asociación Española De Endodoncia. 30 y 31 octubre, 1 noviembre 2014. Granada.
- 2. Fatiga cíclica: estudio comparativo de tres sistemas rotatorios.** Ruiz-Sánchez C, Faus-Matoses V, Alegre-Domingo T, Faus-Llácer V.J. XLIII Reunión del Centro de Estudios Odonto-estomatológicos. 18, 19 y 20 junio 2015. Benicasim.
- 3. Cyclic fatigue resistance of conventional and new generation nickel-titanium rotary instruments. An in vitro comparison.** Ruiz- Sanchez C, Faus-Matoses V, Alegre-Domingo T, Faus-Llácer, V. European Federation of Conservative Dentistry Meeting. 9th ConsEuro 2015 Conference. 14, 15 y 16 mayo 2015. Londres.

4. Resistencia a la fatiga cíclica de sistemas rotatorios con diferente procesado de la aleación níquel-titanio. Ruiz-Sánchez C, Faus-Matoses V, Alegre-Domingo T, Faus-Llácer VJ. XXI Congreso SEOC Nacional y VIII Internacional. mayo 2016. Granada.

5. Resistencia a la fatiga cíclica dinámica de Protaper Gold y Pathmax Pro. Jorques Zafrilla A, Faus Matoses V., Salvatore S., Ruiz-Sánchez C., Faus Llácer V. XXII Congreso Nacional y IX Internacional de la Sociedad Española de Odontología Conservadora. 19 al 21 de mayo 2018. Sevilla.

DOCUMENTO ANEXO 3. Premios de investigación otorgados por organismos o instituciones científicas.

1. XXII Congreso Nacional y IX Internacional de la Sociedad Española de Odontología Conservadora. 19 al 21 de mayo 2018. Sevilla. **3º Premio al mejor trabajo investigación "Resistencia a la fatiga cíclica dinámica de Protaper Gold y Pathmax Pro".**

