

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE NUEVO LEÓN  
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA



**ESTUDIO COMPARATIVO DE INSTRUMENTOS PARA GLIDE PATH  
WAVEONE GOLD GLIDER, R PILOT, PROGLIDER Y V-GLIDEPATH 2H  
EVALUANDO FLEXIÓN Y TORSIÓN MEDIANTE ANÁLISIS DE  
ELEMENTOS FINITOS**

Por  
ALMA DANIELA BLADÉ DÍAZ

Como requisito parcial para obtener el Grado de  
**MAESTRÍA EN CIENCIAS ODONTOLÓGICAS EN EL ÁREA DE  
ENDODONCIA**

NOVIEMBRE 2020

Maestría en Ciencias Odontológicas en el Área de Endodoncia

ESTUDIO COMPARATIVO DE INSTRUMENTOS PARA GLIDE PATH  
WAVEONE GOLD GLIDER, R PILOT, PROGLIDER Y V-GLIDEPATH 2H  
EVALUANDO FLEXIÓN Y TORSIÓN MEDIANTE ANÁLISIS DE ELEMENTOS  
FINITOS

**ALMA DANIELA BLADÉ DÍAZ**

**Comité de Tesis**

---

Dr. Juan Manuel Solís Soto  
Presidente

---

Dra. Fanny López Martínez  
Secretario

---

Dr. Gustavo Israel Martínez González  
Vocal

Maestría en Ciencias Odontológicas en el Área de Endodoncia

ESTUDIO COMPARATIVO DE INSTRUMENTOS PARA GLIDE PATH  
WAVEONE GOLD GLIDER, R PILOT, PROGLIDER Y V-GLIDEPATH 2H  
EVALUANDO FLEXIÓN Y TORSIÓN MEDIANTE ANÁLISIS DE ELEMENTOS  
FINITOS

ALMA DANIELA BLADÉ DÍAZ  
**TESISTA**

**Comité de Tesis**

DRA. FANNY LÓPEZ MARTÍNEZ  
**DIRECTOR DE TESIS**

PhD. IDALIA RODRÍGUEZ DELGADO  
**CODIRECTOR DE TESIS**

MCEE. ELIZABETH MADLA CRUZ  
**ASESOR METODOLÓGICO**

DRA. SUSANA GOMES ACEVEDO  
**ASESOR METODOLÓGICO**

DR. JUAN MANUEL SOLIS SOTO  
**ASESOR METODOLÓGICO**

DRA. MARIA LARA BANDA  
**ASESOR METODOLÓGICO**

DR. GUSTAVO ISRAEL MARTINEZ GONZALEZ  
**ASESOR ESTADÍSTICO**

## **AGRADECIMIENTOS**

Quiero expresar mi más sincero agradecimiento a la Dra. Fanny López Martínez, directora de mi tesis, así como a la Dra. Idalia Rodríguez Delgado, codirectora de esta, y al comité de tesis conformado por la Dra. Elizabeth Madla, la Dra. Susana Gomes, el Dr. Juan Manuel Solís y el Lic. Gustavo Martínez por su valioso apoyo, sugerencias e interés en la revisión del presente trabajo.

Al Dr. Jorge Jaime Flores Treviño, coordinador del posgrado de Endodoncia, por siempre brindarme su apoyo para realizar y culminar mi proyecto de investigación.

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología por el apoyo económico brindado durante todo mi posgrado.

A la Dra. María Lara Banda del Centro de Investigación e Innovación en Ingeniería Aeronáutica de la Universidad Autónoma de Nuevo León por el apoyo en la metodología, su invaluable ayuda en el desarrollo de este estudio y por permitirme el uso del equipo e instalaciones.

Al Ing. Andrés Marcelo Hernández Treviño por su gran desempeño, interés y apoyo a lo largo del desarrollo de este proyecto.

A mi familia y mi novio por el apoyo moral que siempre me han brindado, son el mayor tesoro que Dios me ha dado. Y a todas las personas que contribuyeron de una forma u otra en la realización de este trabajo.

## TABLA DE CONTENIDO

AGRADECIMIENTOS .....	1
LISTA DE TABLAS .....	4
LISTA DE FIGURAS .....	5
NOMENCLATURA .....	8
RESUMEN.....	9
ABSTRACT .....	10
1. INTRODUCCIÓN .....	11
2. HIPÓTESIS .....	13
3. OBJETIVOS .....	14
3.1 Objetivo General .....	14
3.2 Objetivos Particulares.....	14
4. ANTECEDENTES .....	15
4.1 Limas Manuales Acero Inoxidable.....	16
4.2 Limas Manuales Níquel-Titanio.....	17
4.3 Limas Rotatorias.....	18
4.4 Fractura de Limas Endodónticas .....	19
4.5 Limas Reciprocantes .....	20
4.6 Tratamiento Termomecánico.....	20
4.6.1 M-Wire.....	21
4.6.2 CM-Wire .....	22
4.6.3 Gold.....	22
4.7 Glide Path .....	23
4.8 ProGlider .....	25
4.9 V-Glidepath 2H .....	25
4.10 WaveOne Gold Glider .....	26
4.11 R-Pilot.....	27
5. MÉTODOS .....	29
5.1 Obtención de los instrumentos .....	29
5.2 Análisis de los Instrumentos.....	29
5.3 Espectrometría de Dispersión de Energía de Rayos X.....	29
5.4 Modelo Tridimensional (3D).....	35

5.5	Malla.....	36
5.6	Condiciones de la Prueba de Flexión y Torsión.....	37
6.	RESULTADOS .....	38
6.1	Prueba de Flexión.....	38
6.1.1	V-Glidepath 2H.....	42
6.1.2	R-Pilot.....	44
6.1.3	ProGlider.....	46
6.1.4	WaveOne Gold Glider .....	48
6.2	Prueba de Torsión.....	50
6.2.1	V-Glidepath 2H.....	55
6.2.2	R-Pilot.....	57
6.2.3	ProGlider.....	59
6.2.3	WaveOne Gold Glider .....	61
7.	DISCUSIÓN .....	63
8.	CONCLUSIONES.....	65
9.	LITERATURA CITADA .....	66
	RESUMEN BIOGRÁFICO .....	80

## LISTA DE TABLAS

<b>Tabla</b>	<b>Página</b>
1. Comparativo de la flexión por grupo de estudio	38
2. Prueba HSD de Tukey de comparaciones múltiples de la flexión por grupo de estudio	38
3. Comparativo del desplazamiento en flexión por grupo de estudio	40
4. Prueba HSD de Tukey de comparaciones múltiples del desplazamiento de flexión por grupo de estudio	40
5. Propiedades V-Glidepath 2H	42
6. Propiedades R-Pilot	44
7. Propiedades ProGlider	46
8. Propiedades WaveOne Gold Glider	48
9. Comparativo de la torsión por grupo de estudio	50
10. Prueba HSD de Tukey de comparaciones múltiples de la torsión por grupo de estudio	50
11. Comparativo del desplazamiento en torsión por grupo de estudio	52
12. Prueba HSD de Tukey de comparaciones múltiples del desplazamiento en torsión por grupo de estudio	52
13. Propiedades V-Glidepath 2H	54
14. Propiedades R-Pilot	56
15. Propiedades ProGlider	58
16. Propiedades WaveOne Gold Glider	60

## LISTA DE FIGURAS

<b>Figura</b>	<b>Página</b>
1. Martensita y Austenita	23
2. Microscopio Electrónico de Barrido JOEL JSM-6510LV	30
3. Evaporizador de oro Quorum 150R ES	30
4. Preparación de muestras para obtener componente atómico superficial	30
5. Superficie de V-Glidepath 2H bajo el Microscopio Electrónico de Barrido	31
6. Superficie de R-Pilot bajo el Microscopio Electrónico de Barrido	31
7. Superficie de ProGlider bajo el Microscopio Electrónico de Barrido	31
8. Superficie de WaveOne Gold Glider bajo el Microscopio Electrónico de Barrido	31
9. Preparación de muestras para obtener componente atómico del núcleo	31
10. Sección transversal de V-Glidepath 2H bajo el Microscopio Electrónico de Barrido	32
11. Sección transversal de R-Pilot bajo el Microscopio Electrónico de Barrido	32
12. Sección transversal de ProGlider bajo el Microscopio Electrónico de Barrido	33
13. Sección transversal de WaveOne Gold Glider bajo el Microscopio Electrónico de Barrido	33
14. Componente atómico de V-Glidepath 2H	34
15. Componente atómico de R-Pilot	34
16. Componente atómico de ProGlider	34
17. Componente atómico de WaveOne Gold Glider	34



<b>Figura</b>	<b>Página</b>
18. Modelo 3D: V-Glidepath 2H	35
19. Modelo 3D: R-Pilot	35
20. Modelo 3D: ProGlider	35
21. Modelo 3D: WaveOne Gold Glider	36
22. Malla de V-Glidepath 2H	36
23. Malla de R-Pilot	36
24. Malla de ProGlider	36
25. Malla de WaveOne Gold Glider	36
26. Condiciones para la prueba de flexión	37
27. Condiciones para la prueba de torsión	37
28. Media de la flexión por grupo de estudio	39
29. Media del desplazamiento en flexión por grupo de estudio	41
30. Simulación de flexión de V-Glidepath 2H	42
31. Simulación del desplazamiento de V-Glidepath 2H en flexión	43
32. Simulación de flexión de R-Pilot	44
33. Simulación del desplazamiento de R-Pilot en flexión	45
34. Simulación de flexión de ProGlider	46
35. Simulación del desplazamiento de ProGlider en flexión	47
36. Simulación de flexión de WaveOne Gold Glider	48
37. Simulación del desplazamiento de WaveOne Gold Glider en flexión	49
38. Media de la torsión por grupo de estudio	51
39. Media del desplazamiento en torsión por grupo de estudio	53
40. Simulación de torsión de V-Glidepath 2H	54
41. Simulación del desplazamiento de V-Glidepath 2H en torsión	55
42. Simulación de torsión de R-Pilot	56

<b>Figura</b>	<b>Página</b>
43. Simulación del desplazamiento de R-Pilot en torsión	57
44. Simulación de torsión de ProGlider	58
45. Simulación del desplazamiento de ProGlider en torsión	59
46. Simulación de torsión de WaveOne Gold Glider	60
47. Simulación del desplazamiento de WaveOne Gold Glider en torsión	61

## NOMENCLATURA

NiTi	Níquel-Titanio
NaOCl	Hipoclorito de Sodio
EDTA	Ácido Etilendiaminotetraacético
SE	Superelasticidad
SME	Efecto de Memoria de Forma

**ALMA DANIELA BLADÉ DÍAZ**  
**DRA. FANNY LÓPEZ MARTÍNEZ**  
**PhD. IDALIA RODRÍGUEZ DELGADO**  
**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**  
**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE NUEVO LEÓN**

ESTUDIO COMPARATIVO DE INSTRUMENTOS PARA GLIDE PATH  
WAVEONE GOLD GLIDER, R PILOT, PROGLIDER Y V-GLIDEPATH 2H  
EVALUANDO FLEXIÓN Y TORSIÓN MEDIANTE ANÁLISIS DE ELEMENTOS  
FINITOS

### **RESUMEN**

**Introducción:** El mantenimiento de la morfología del conducto radicular original es obligatorio durante la preparación del mismo. La creación de glide path es un procedimiento clínico importante con el fin de remodelar el conducto radicular desde su orificio hasta su foramen apical. **Objetivo:** Comparar la resistencia a la torsión y flexión de los instrumentos para glide path ProGlider, V-Glidepath 2H, WaveOne Gold Glider y R-Pilot utilizando el método de elementos finitos. **Metodología:** Se analizó 1 lima de cada uno de los sistemas mediante microscopía electrónica de barrido para obtener el componente atómico, posteriormente se realizó un modelo 3D y mallado para simular las pruebas de torsión y flexión basadas en las especificaciones ISO 3630-1. **Resultados:** En la prueba de flexión, WaveOne Gold Glider presentó una resistencia muy superior a los otros instrumentos, con una media de  $28742533333 \pm 48548361$  seguido por V-Glidepath 2H, R-Pilot y ProGlider. En la prueba de torsión, R-Pilot fue mejor con un resultado de  $11348466667 \pm 37918641$  seguido por ProGlider, WaveOne Gold Glider y, por último, V-Glidepath 2H. **Conclusiones:** El instrumento con más resistencia a la flexión fue WaveOne Gold Glider, en cambio en la prueba de resistencia a la torsión, R-Pilot presentó mejores resultados.

**ALMA DANIELA BLADÉ DÍAZ**  
**DRA. FANNY LÓPEZ MARTÍNEZ**  
**PhD. IDALIA RODRÍGUEZ DELGADO**  
**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**  
**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE NUEVO LEÓN**

ESTUDIO COMPARATIVO DE INSTRUMENTOS PARA GLIDE PATH  
WAVEONE GOLD GLIDER, R PILOT, PROGLIDER Y V-GLIDEPATH 2H  
EVALUANDO FLEXIÓN Y TORSIÓN MEDIANTE ANÁLISIS DE ELEMENTOS  
FINITOS

### **ABSTRACT**

**Introduction:** Maintaining the morphology of the original root canal is mandatory during its preparation. The creation of a glide path is an important clinical procedure to reshape the root canal from its orifice to its apical foramen. **Objective:** To compare the torsional and flexural strength of glide path instruments ProGlider, V-Glidepath 2H, WaveOne Gold Glider and R-Pilot using the finite element method. **Methodology:** One file from each of the systems was analyzed by means of scanning electron microscopy to obtain the atomic component, later a 3D model and mesh was made to simulate the torsion and bending resistance based on the ISO 3630-1 specifications. **Results:** In the bending test, WaveOne Gold Glider presented a much higher resistance than the other instruments, with a mean of  $28742533333 \pm 48548361$  followed by V-Glidepath 2H, R-Pilot and ProGlider. In the torsion test, R-Pilot was better with a result of  $11348466667 \pm 37918641$  followed by ProGlider, WaveOne Gold Glider and lastly, V-Glidepath 2H. **Conclusions:** The instrument with the highest resistance to bending was WaveOne Gold Glider, whereas in the torsional resistance test, R-Pilot presented better results.

## 1. INTRODUCCIÓN

La preparación de un glide path, primer paso en la preparación quimicomecánica de una endodoncia, proporciona una guía para la punta de los instrumentos sucesores y asegura el acceso a la región apical (Özyürek et al., 2017; Keskin et al., 2018) y puede prevenir el bloqueo cónico, formación de escalones, transportaciones y fractura del instrumento (Keskin et al., 2018).

La endodoncia es la rama de la odontología que se encarga de la morfología, fisiología y patología de la pulpa dental, así como de los tejidos perirradiculares, es decir, abarca el estudio de la biología normal de la pulpa, así como el diagnóstico, etiología y tratamiento de sus lesiones o enfermedades, sin olvidar los daños a los tejidos perirradiculares.

En la práctica endodóntica nos encontramos con múltiples complicaciones que reducen la tasa de éxito del tratamiento. Por lo tanto, siempre se busca innovar y actualizar los materiales, técnicas, equipo, diseño de los instrumentos, así como el tipo de metales o aleaciones utilizados en la fabricación de los éstos para conseguir los objetivos deseados mediante una preparación química y mecánica.

El mantenimiento de la morfología del conducto radicular original es obligatorio durante la preparación mecánica del mismo. La creación de glide path es un procedimiento clínico importante con el fin de remodelar el conducto radicular desde su orificio hasta su foramen apical para evitar errores de conformación y mejorar la seguridad en la instrumentación con limas mecanizadas al disminuir la incidencia de fractura del instrumento.

La fractura de los instrumentos endodónticos ya sea por fatiga cíclica o torsional, es uno de los riesgos más comunes dentro de esta rama de la odontología y puede complicar en cierto grado el procedimiento endodóntico. Por ende, es necesario conocer cuál instrumento para realizar glide path, el primer paso clave y útil antes de iniciar propiamente la instrumentación, tiene mayor resistencia a la fractura por fatiga cíclica o

flexión y por torsión, para poder evitar o disminuir este evento adverso en los tratamientos endodónticos. Por ello, en esta investigación se evaluó y comparó la resistencia a la torsión y flexión de cuatro limas para glide path (ProGlider, V-Glidepath 2H, WaveOne Gold Glider y R-Pilot) por medio de un análisis de elementos finitos, basado en las especificaciones ISO 3630-1.

## **2. HIPÓTESIS**

Los instrumentos para glide path rotatorios V-Glidepath y ProGlider tienen la misma resistencia a la flexión y torsión que los instrumentos recíprocos R-Pilot y WaveOne Gold Glider.

### **HIPÓTESIS ALTERNA 1:**

Los instrumentos para glide path rotatorios V-Glidepath y ProGlider tienen mayor resistencia a la flexión y torsión que los instrumentos recíprocos R-Pilot y WaveOne Gold Glider.

### **HIPÓTESIS ALTERNA 2:**

Los instrumentos para glide path recíprocos R-Pilot y WaveOne Gold Glider tienen mayor resistencia a la flexión y torsión que los instrumentos rotatorios V-Glidepath 2H y ProGlider.



### **3. OBJETIVOS**

#### **3.1 Objetivo General**

Comparar la resistencia a la torsión y flexión de los instrumentos para glide path ProGlider, V-Glidepath 2H, WaveOne Gold Glider y R-Pilot utilizando el método de elementos finitos.

#### **3.2 Objetivos Particulares**

- Evaluar la flexión de las limas para glide path V-Glidepath 2H, R-Pilot, ProGlider y WaveOne Gold Glider.
- Calcular la resistencia torsional de las limas para glide path V-Glidepath 2H, R-Pilot, ProGlider y WaveOne Gold Glider.
- Contrastar los resultados obtenidos.

#### 4. ANTECEDENTES

La endodoncia es la rama de la odontología que se ocupa de la morfología, fisiología y patología de la pulpa dental y de los tejidos perirradiculares. Su estudio y práctica abarcan la biología de la pulpa normal, la etiología, diagnóstico, prevención y tratamiento de enfermedades y lesiones de la pulpa, así como las afecciones perirradiculares (Hargreaves & Berman, 2015).

La práctica en la endodoncia ha experimentado muchos cambios durante las décadas, tanto en materiales, técnicas, equipo, diseño de los instrumentos, así como en el tipo de metales o aleaciones utilizados en la fabricación de los éstos. Sin embargo, los objetivos de la endodoncia no han cambiado, los cuales están dirigidos a eliminar los microorganismos del sistema de conductos radiculares y prevenir la reinfección con un relleno de conducto radicular bien sellado y restauración coronal (Tomson & Simon, 2016). Por lo tanto, los conductos radiculares se deben limpiar de sus restos orgánicos y modelar de una forma intencionada para recibir la obturación total del espacio del conducto radicular (Barnes & Patel, 2011).

La limpieza y la configuración efectivas del sistema de conductos radiculares son los factores más importantes para lograr los objetivos biológicos y mecánicos del tratamiento (Kim et al., 2012) que se realizan por medio de una preparación química la cual se consigue con la irrigación y una preparación mecánica con técnicas manuales o mecanizadas, por ejemplo, rotatorias o reciprocantes.

Estos procesos, es decir, la preparación químico-mecánica, no son independientes entre sí, la alteración mecánica del sistema de conductos radiculares facilita la limpieza de dos maneras: en primer lugar, la eliminación directa de bacterias y sus fuentes de nutrientes; y, en segundo lugar, permite que los agentes activos que participan en el proceso de desinfección, como lo son generalmente el hipoclorito de sodio (NaOCl) y el ácido etilendiaminotetraacético (EDTA), penetren más profundamente en el sistema de conductos radiculares (Tomson & Simon, 2016) (Dioguardi et al., 2018).

Las características ideales de los irrigantes incluyen la lubricación de los instrumentos y de los conductos radiculares, la disolución de sustancias orgánicas por el NaOCl e

inorgánicas por el EDTA, con acción antimicrobiana y ausencia de citotoxicidad (Dioguardi et al., 2018).

#### **4.1 Limas Manuales Acero Inoxidable**

En cuanto a la preparación mecánica del sistema de conductos radiculares, se comenzó con las limas manuales, las cuales se utilizan en clínica desde hace casi 100 años y todavía forman parte integral de los procedimientos de limpieza y conformación (Hargreaves & Berman, 2015).

Estas limas brindan al clínico una excelente respuesta táctil y son muy útiles para determinar la dirección y el grado de las curvaturas y configuraciones de los conductos. Hay dos tipos principales de limas manuales: Hedstrom y tipo K. Los primeros son cilindros de acero inoxidable que cortan agresivamente y resultan muy eficaces para movimientos de tracción, pero son muy desaconsejables los movimientos de rotación dada la posibilidad de fractura. Las limas tipo K son de acero inoxidable retorcido más flexibles y menos agresivas, y permiten la aplicación cuidadosa de movimientos de rotación horaria y antihoraria y de movimientos de tracción (Darcey et al., 2015). Ambos tipos de limas siguen las especificaciones ISO; la sección transversal varía dependiendo del tipo de lima, pero todas tienen porciones estriadas de 16 mm (parte activa). El aumento definido del diámetro es de 0.05 o 0.1 mm, dependiendo del tamaño del instrumento, se encuentran disponibles en diferentes longitudes (21, 25 y 31 mm), el diámetro transversal en el primer ángulo de corte de cualquier lima se conoce como D0 y el punto D16 es el diámetro mayor. El nombre numérico de cada lima se debe al diámetro en D0 y cada una tiene un código de color específico (blanco, amarillo, rojo, azul, verde y negro). Otra característica es el aumento de diámetro de 0,32 mm a lo largo de los 16 mm o el incremento de diámetro en 0,02 mm por milímetro de longitud (conicidad 2%) (Hargreaves & Berman, 2015).

Los errores que pueden ocurrir durante la instrumentación de conductos curvos tienen una génesis común: la rigidez básica de las aleaciones de acero inoxidable utilizadas para la fabricación de limas y escariadores de conductos radiculares. Además, hay un aumento sustancial en la rigidez del instrumento al aumentar el tamaño del instrumento, lo que resulta que el instrumento se endereza en la curva natural del conducto y produce

algunas complicaciones que incluyen formación de escalón, perforación del conducto y separación o fractura del instrumento (Chen & Messer, 2002; Walia et al., 1988).

La fractura de los instrumentos endodónticos es un problema de procedimiento que crea un obstáculo importante para la terapia endodóntica de rutina, y por lo mismo, se buscaron alternativas o soluciones para minimizar este evento como, por ejemplo, la introducción de la aleación níquel-titanio (NiTi), una de varias aleaciones con memoria de forma, flexibilidad y aplicaciones prácticas importantes en odontología debido a su biocompatibilidad y resistencia a la corrosión (Parashos & Messer, 2006).

#### **4.2 Limas Manuales Níquel-Titanio**

El desarrollo más notable en endodoncia en los últimos 25 años es la introducción de instrumentos de níquel titanio. La aleación de NiTi fue desarrollada por el Laboratorio de Artillería Naval (White Oak, MD, EE. UU.) (Buehler et al. 1963). Se llamaba Nitinol; Acrónimo de níquel (ni), titanio (ti) y Naval Ordnance Laboratory (nol) (Zupanc et al., 2018).

Esta aleación, compuesta de 56% de níquel y 44% de titanio, es equiatómica y puede existir en dos estructuras diferentes cristalinas dependientes de la temperatura llamadas austenita (fase de alta temperatura o parental, con una estructura cristalina cúbica B2) y fase martensita (fase de baja temperatura, con una estructura cristalina monoclinica B190) (Shen et al., 2013) y posee características típicas que son superelasticidad (SE) y efecto de memoria de forma (SME) (Zupanc et al., 2018), deseables para endodoncia, ya que ayuda a mantener la lima centrada en el conducto y reduce el riesgo de errores de procedimiento (Darcey et al., 2015) (Kuhn & Jordan, 2002).

Los instrumentos endodónticos de níquel-titanio fueron investigados por primera vez en 1988 por Walia et al., quienes encontraron que tenían una flexibilidad elástica dos a tres veces mayor en la flexión y la torsión, así como una resistencia superior a la fractura por torsión y mayor eficacia de corte, en comparación con las de acero inoxidable de tamaño similar (Walia et al., 1988) (Kim et al., 2012).

La extraordinaria flexibilidad de estos instrumentos es el resultado de los muy bajos valores del módulo de elasticidad en la tensión y el módulo de corte de la aleación en comparación con los valores de las aleaciones de acero inoxidable que se utilizan

actualmente en la fabricación de limas para conductos radiculares. Asimismo, la resistencia superior a la fractura se atribuyó a la ductilidad de la aleación (Viana et al., 2010; Walia et al., 1988).

Una desventaja de la aleación de NiTi es su baja resistencia a la tracción y resistencia en comparación con el acero inoxidable, lo que lo hace más susceptible a la fractura con cargas más bajas. Esta propiedad puede desempeñar un papel en la influencia del operador en la prevalencia de fractura (Parashos & Messer, 2006).

La fractura de los instrumentos de endodoncia NiTi sigue siendo un problema en la práctica clínica (Bergmans et al., 2001; Gutmann & Gao, 2012; Sattapan et al., 2000).

### **4.3 Limas Rotatorias**

Los instrumentos rotatorios de níquel-titanio se usan comúnmente para la práctica de endodoncia en la actualidad. Estos instrumentos ofrecen muchas ventajas sobre las limas de acero inoxidable convencionales; son más flexibles y tienen una mayor eficiencia de corte (Schäfer et al., 2004). La super elasticidad de las limas rotatorias NiTi permite a los clínicos producir la forma deseable de conducto de raíz cónica con una tendencia reducida al transporte del mismo (Chen & Messer, 2002). A pesar de estas ventajas, los instrumentos NiTi parecen tener un alto riesgo de separación (Kim et al., 2012) (Peters & Paque, 2010).

Una preocupación importante con el uso de instrumentos rotatorios impulsados por motor de níquel-titanio es la fractura. La preocupación y creencia clínica es que se ha informado que se han sometido a una fractura inesperada sin advertencia (Sattapan et al., 2000) y con más frecuencia que los instrumentos manuales de acero inoxidable (Parashos & Messer, 2006). Por lo tanto, la preparación de una trayectoria o glide path antes del uso o introducción de estos instrumentos en el conducto radicular es un complemento estándar y clave para garantizar una mayor seguridad durante la preparación del sistema de conductos, reducir en gran medida el riesgo de fractura, así como la posibilidad de errores (Paleker & van der Vyver, 2017) (D'Amario et al., 2013) (Elnaghy & Elsaka, 2014) ya que el diámetro del conducto radicular debe ser mayor o, al menos, del mismo tamaño que la punta del primer instrumento rotatorio utilizado (Berutti et al., 2009).

Este acontecimiento ha llevado a cambios en el diseño del instrumento, los protocolos de instrumentación y los métodos de fabricación. Además, se ha demostrado que los factores relacionados con la experiencia, la técnica y la competencia del médico son influyentes (Parashos & Messer, 2006). Se han utilizado estrategias como la implantación de iones y el electropulido para obtener instrumentos rotatorios de NiTi con una resistencia mejorada a las fracturas (Alapati et al., 2009).

#### **4.4 Fractura de Limas Endodónticas**

La fractura de las limas endodónticas podría ocurrir en dos circunstancias: fractura por torsión y por fatiga cíclica o flexión (Bahia et al., 2006).

La fractura por torsión ocurre cuando la punta o cualquier parte del instrumento está bloqueada o enlazada en alguna parte del conducto radicular mientras el eje continúa girando; el instrumento supera el límite elástico del metal y muestra deformación plástica seguido de fractura. Este alto estrés no es clínicamente importante en los conductos rectos, donde la resistencia a la remoción de la dentina es baja; sin embargo, en los conductos curvos y calcificados, esta resistencia es alta y el instrumento puede bloquearse cerca de la punta (Sattapan et al., 2000) (Bahia et al., 2006).

El torque máximo aumenta con un diámetro mayor del instrumento, mientras que la flexibilidad disminuye (Melo et al., 2008; Ninan & Berzins, 2013)

El otro tipo de fractura del instrumento es causado por trabajo extremo y fatiga del metal, lo que resulta en una fractura por flexión. Con este tipo de fractura, el instrumento se gira libremente en un conducto curvo, pero en el punto de curvatura, el instrumento se flexiona hasta que se produce una fractura en el punto de máxima flexión (Sattapan et al., 2000), es decir, la resistencia a la fatiga cíclica disminuye a medida que aumenta la amplitud de deformación por tracción máxima en la superficie de los instrumentos, lo que ocurre en el punto de flexión máximo durante la conformación de un conducto radicular curvo (Melo et al., 2008).

#### **4.5 Limas Reciprocantes**

La introducción de sistemas reciprocantes ha generado nuevas perspectivas para la preparación de conductos radiculares (Yared, 2008) (De-Deus et al., 2010). La curva de aprendizaje de estos sistemas y el ahorro de costos en comparación con los sistemas rotatorios con múltiples instrumentos están despertando interés debido a su simplificación de la técnica. (Bartols et al., 2016). Este movimiento también desconecta el instrumento de la dentina antes de que pueda bloquearse en el conducto, reduce el riesgo de deformación de este y/o separación del instrumento (Testarelli et al., 2011). La separación de instrumentos aún puede ocurrir, y las causas son igualmente por tensión de flexión y torsión (Alcalde et al., 2017). Sin embargo, se demostró que el uso del movimiento alternativo prolonga la vida útil de un instrumento NiTi, por lo tanto, la resistencia a la fatiga, en comparación con la rotación continua. El movimiento recíprocante reduciría la tensión torsional invirtiendo periódicamente la rotación de la lima (Kim et al., 2012).

#### **4.6 Tratamiento Termomecánico**

Siempre con la intención de mejorar, innovar y reducir riesgos y complicaciones, se introdujeron sistemas con diferentes diseños y aleaciones NiTi. Las aleaciones de NiTi utilizadas para los instrumentos de endodoncia se pueden subdividir en instrumentos que contienen principalmente la fase de austenita (austenítica: NiTi convencional, M-Wire, Fase R) y las que contienen principalmente la fase de martensita (martensita: CM Wire, tratamiento térmico Gold y Blue) (Zupanc et al., 2018). La martensita exhibe un módulo elástico más bajo (aproximadamente 30–40 GPa) que la austenita (aproximadamente 80–90 GPa) (Ammon, 2014), y el módulo elástico de la fase R es incluso más bajo que el de la martensita (Kuhn & Jordan, 2002). Si la temperatura es superior a la temperatura de acabado de austenita (debajo de la temperatura corporal) (Brantley et al., 2002; Pereira et al., 2012), la aleación está en estado austenítico, es decir, es rígida, dura y posee propiedades superelásticas superiores. Si la temperatura es inferior a la temperatura de acabado de martensita, la

aleación está en estado martensítico, es decir, es suave, dúctil, se puede deformar fácilmente y posee el efecto de memoria de forma (Zhou et al., 2013).

Los instrumentos de endodoncia hechos de aleaciones austeníticas poseen propiedades superelásticas debido a la transformación de martensita inducida por el estrés y, en consecuencia, tienden a recuperar su forma original después de la deformación. En contraste, los instrumentos martensíticos se pueden deformar fácilmente debido a la reorientación de las variantes de martensita y muestran un efecto de memoria de forma cuando se calientan. El uso de la aleación martensítica da como resultado instrumentos más flexibles, con una mayor resistencia a la fatiga cíclica en comparación con la aleación austenítica (Zupanc et al., 2018).

El uso de aleaciones austeníticas en instrumentos para glide path puede compensar la disminución de la resistencia al torque causada por el menor diámetro de estas limas (Zupanc et al., 2018).

#### **4.6.1 M-Wire**

Desarrollada en 2007 con un procesamiento termomecánico patentado con el objetivo de producir NiTi super elástico que contenga una martensita estable sustancial en condiciones clínicas y para optimizar la microestructura y el comportamiento de transformación de la aleación de NiTi tradicional (Silva et al., 2018). Con una composición Nitinol que consiste en  $55.8 \pm 1.5$  wt% níquel (Ni),  $44.2 \pm 1.5$  wt% titanio (Ti) y oligoelementos inferiores al 1% (Berendt, 2007).

Se encontró que la temperatura de acabado de austenita de M-Wire es de alrededor de 43–50 °C (Alapati et al., 2009; Braga et al., 2014; Pereira et al., 2012; Shen et al., 2011; Ye & Gao, 2012).

Los estudios de laboratorio han demostrado que M-Wire tiene una relación mayor de resistencia a la tracción a la meseta super elástica superior y una resistencia a la fatiga mejorada en comparación con las piezas en bruto de alambre super elásticas convencionales para instrumentos rotatorios con una estructura austenítica (Alapati et al., 2009). Es decir, resulta en más flexibilidad y resistencia mecánica que el cable NiTi convencional (Alcalde et al., 2017).



#### **4.6.2 CM-Wire**

El alambre de memoria controlada (CM) que se introdujo en 2010, es la primera aleación endodóntica NiTi tratada termomecánicamente que no posee propiedades superelásticas ni a temperatura ambiente ni corporal (Zhou et al., 2012).

CM wire se obtiene tratando térmicamente los cables NiTi para cambiar la temperatura de transición austenita / martensita a aproximadamente 50° C, de modo que se permita una microestructura martensítica estable a la temperatura de la boca (Santos et al., 2013), esto imparte a las limas una alta resistencia a la fatiga y la posibilidad de doblarse fácilmente durante el uso, recuperando su forma original al calentar por encima de la temperatura de transformación (Pirani et al., 2016).

Los instrumentos CM-Wire no tienden a enderezarse por completo durante la preparación de los conductos radiculares curvos (Zupanc et al., 2018).

La temperatura de acabado austenita de los instrumentos CM-Wire está por encima de la temperatura intracanal (alrededor de 47–55 ° C) (Shen et al., 2011, 2013).

Los instrumentos CM-Wire tienen mayor flexibilidad que los instrumentos M-Wire y NiTi convencionales (Testarelli et al., 2011; Pongione et al., 2012; Ninan & Berzins, 2013; Santos et al., 2013; Pereira et al., 2015; Goo et al., 2017; Soares et al., 2017).

Los instrumentos CM-Wire exhibieron un mayor ángulo de desviación y torque a la torsión a la fractura que M-Wire y NiTi convencional (Casper et al., 2011; Peters et al., 2012; Chang et al., 2016).

#### **4.6.3 Gold**

Los instrumentos con aleación Gold también exhiben un efecto de memoria controlada y pueden deformarse (Plotino et al., 2014). Estos instrumentos se muelen antes de someterse a un tratamiento térmico posmaquinado patentado (Pereira et al., 2015) y demostraron una mayor flexibilidad y resistencia a la fatiga en comparación con los instrumentos convencionales NiTi y M-Wire, que podría atribuirse a su estado martensítico (Zupanc et al., 2018).

Para los instrumentos con tratamiento térmico Gold, una capa superficial también puede ser responsable del color distintivo. La temperatura de acabado de austenita son 50 °C aproximadamente (Hieawy et al., 2015), lo que indica que estos instrumentos también contienen principalmente martensita o fase R en condiciones clínicas (Zupanc et al., 2018).

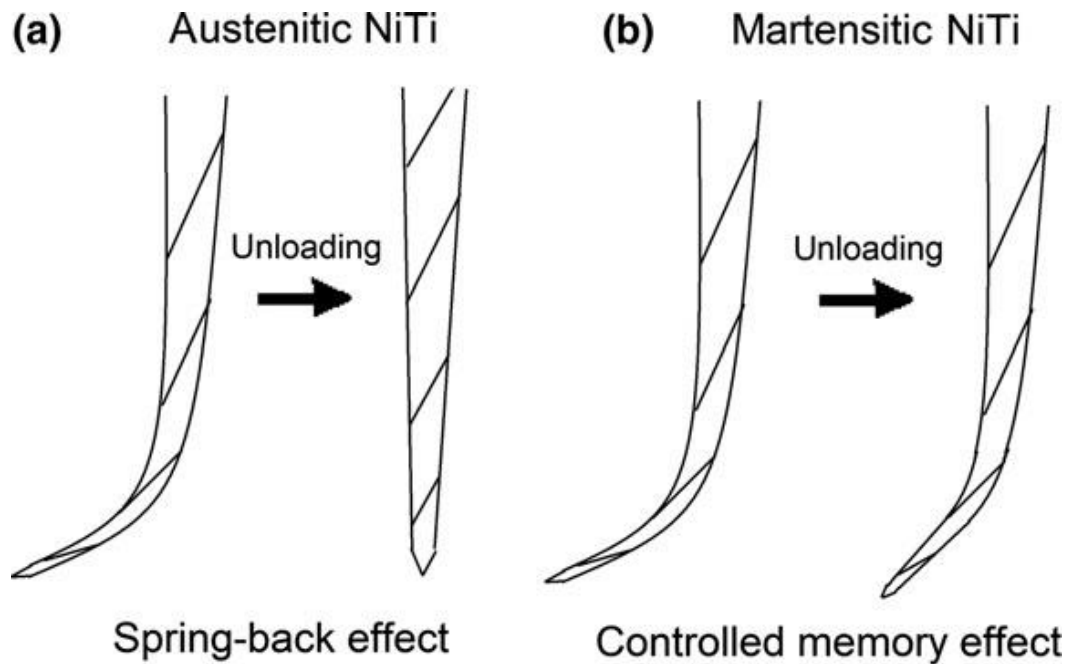


Figura 1. Martensita y Austenita

#### 4.7 Glide Path

El riesgo de fractura de los instrumentos rotatorios y conformaciones aberrantes podrían reducirse si se realiza una trayectoria o glide path antes de comenzar con la instrumentación y es el primer paso para una instrumentación o conformación de los conductos más segura (Berutti et al., 2009; D'Amario et al., 2013; Pasqualini et al., 2012). Glide path se define como una serie de pasos clínicos para preformar el espacio del conducto desde el orificio de entrada hasta su extremo fisiológico (De-Deus et al., 2019) y/o un trayecto radicular liso desde el orificio del conducto hasta la constricción apical (West, 2010). Este procedimiento tiene el claro papel de confirmar que existe una vía libre con un tamaño mínimo para permitir el flujo de un instrumento rotatorio de

níquel de titanio, lo que brinda seguridad y previsibilidad a la preparación mecánica (De-Deus et al., 2019). Sin realizar un glide path correcto, la limpieza y la conformación se vuelven impredecibles o imposibles porque no hay una guía para la mecánica endodóntica (West, 2010) y el área de contacto entre los bordes cortantes de las limas y las paredes de la dentina puede aumentar considerablemente (Peters et al., 2003), por lo tanto, el estrés sobre las limas rotatorias puede amplificarse (Patiño et al., 2005). La preparación de glide path se realiza tanto con limas rotatorias/reciprocantes así como con limas manuales tipo K (Gunes & Yeter, 2018), pero las primeras funcionan significativamente mejor que la preparación manual al evaluar el transporte apical o el centrado del conducto (Yared, 2015).

El mecanismo por el cual funciona el glide path es prevenir el fenómeno de bloqueo cónico; por lo tanto, la vida útil del instrumento aumenta, mientras que las tasas de fractura y los errores de configuración disminuyen, es decir, reduce las tensiones de torsión y puede aumentar la vida útil de un instrumento rotatorio hasta 6 veces (Berutti et al., 2004; Vorster et al., 2018). Es justo decir que glide path fue el procedimiento transoperatorio que hizo viable la conformación de los conductos radiculares con sistemas rotatorios de NiTi (De-Deus et al., 2019), ya que la preparación de éste después de la negociación del conducto con limas manuales pequeñas y flexibles nos ayuda a evitar la fractura de instrumentos NiTi accionados por motor y reduce las desviaciones del eje, al permitir que los instrumentos viajen pasivamente por los conductos (Elnaghy & Elsaka 2014, Dhingra et al. 2015, Alovisei et al. 2017).

Las limas rotatorias o reciprocantes NiTi han demostrado ser más rápidas y producen menos accidentes de procedimiento que las manuales (Gergi et al., 2010; Pasqualini et al., 2012; van der Vyver et al., 2015). En los últimos años, se han introducido sistemas contemporáneos de glide path, estos incluyen sistemas rotatorios como ProGlider (Dentsply Sirona), V-Glidepath 2H (SS White) y, más recientemente, sistemas reciprocantes como WaveOne Gold Glider (Dentsply Sirona), R-Pilot (VDW), entre otros (Vorster et al., 2018).

#### **4.8 ProGlider**

La lima con movimiento rotatorio, ProGlider, de la compañía Dentsply Sirona (Ballaignes, Switzerland), se diseñó recientemente para la preparación de un glide path y se fabrica con aleación de NiTi M-Wire para mejorar la flexibilidad y la resistencia a la fatiga cíclica, aumentando la permeabilidad de la preparación previamente al uso de un sistema mecanizado de limas de conformación de níquel-titanio. El sistema consta de un solo instrumento preesterilizado, con un taper o conicidad progresiva variable (2% a 8%) que se estrecha progresivamente (hasta 0.85) por una parte activa de 18 mm y una sección transversal cuadrada. ProGlider está disponible con un diámetro de 0.16 mm y un taper de .02 en la punta de la lima (Alovisi et al., 2017; Özyürek et al., 2017; Topçuoğlu et al., 2018).

ProGlider simplifica la preparación de un glide path ya que reduce el tiempo en un 40% en comparación con el uso de múltiples limas manuales de acero inoxidable (Paleker & van der Vyver, 2017), reporta menos dolor posoperatorio que las manuales (Keskin et al., 2019), menos transportación apical (van der Vyver et al., 2019) y menos extrusión de debris hacia apical (Dagna et al., 2017).

Antes de utilizar una lima ProGlider, se debe explorar el conducto con limas manuales, hasta un tamaño ISO de 010, como mínimo y utilizarla a una velocidad de rotación constante de 300 rpm con una ligera presión apical. Para un uso óptimo se recomienda usar motores con control de torque a 2.0 Ncm (ajustable hasta 5,2 Ncm según la experiencia del profesional) (Elnaghy & Elsaka, 2015). Esta lima tiene mayor resistencia a la fatiga cíclica que los instrumentos convencionales para glide path NiTi (Serefoglu et al., 2018).

#### **4.9 V-Glidepath 2H**

Las limas V-Glide Path 2H de SS White (Lakewood, NJ) son instrumentos rotatorios de NiTi con aleación CM-Wire lo que permite que la lima permanezca flexible, incluso en los conductos más curvos. Presenta un núcleo fuerte y flexible, así

como una conicidad variable lo que ayuda a preservar la dentina en toda la zona pericervical comenzando en su D0 con 0.17mm y con una conicidad de 4% hasta el D4, después, del D5 al D12 presenta una conicidad de 2% y a partir del D13 cambia a una conicidad de 0%, terminando en su D16 a 49mm (Chang et al., 2016).

En la superficie de V2H, se identificaron tres capas, la superficie más externa es una capa de TiO<sub>2</sub>, la segunda capa es una Ni<sub>3</sub>Ti, y la capa más interna es una capa de NiTi (Chang et al., 2016), este instrumento está compuesto de una mezcla de austenita y fase R a temperatura ambiente (Oh et al., 2019). Su flexibilidad de flexión y rigidez torsional es debido al tipo de aleación y a un mayor ángulo helicoidal (He & Ni, 2010) y se especula que el tratamiento térmico patentado de V2H puede haber recocido el material y reducido la tensión interna residual producida en el proceso mecánico (Zhou et al., 2012).

No hay un límite recomendado para el uso de estos instrumentos, sin embargo, la aparición de distorsiones puede indicar la posibilidad de fractura del instrumento, por lo tanto, las limas V2H deben inspeccionarse después de la esterilización en autoclave, ya que los instrumentos NiTi hechos de alambre CM pueden volver a su forma original después de sufrir deformaciones menores (Al-Sudani, 2014; Oh et al., 2019).

Para un uso óptimo del instrumento, se recomienda rotación continua en sentido horario a 300 rpm (Gu et al., 2017) y los valores máximos de torque son de 2.0Ncm (Oh et al., 2019).

#### **4.10 WaveOne Gold Glider**

Instrumento para glide path de un solo uso que usa exactamente los mismos ángulos desiguales bidireccionales en sentido horario / antihorario que los instrumentos de modelado WaveOne Gold, es decir, un ángulo de activación en sentido antihorario de 150° y un ángulo de desactivación en sentido horario de 30° (van der Vyver et al., 2019).

Fabricado por la compañía Dentsply Sirona (Ballaigues, Switzerland) a partir de una aleación tratada termomecánicamente llamada Gold, se ejecuta manualmente calentando el instrumento y luego enfriándolo lentamente, lo que mejora la elasticidad de la lima.

Este proceso térmico posterior a la fabricación produce un instrumento con propiedades de metal NiTi superelástico que le da a la lima un acabado dorado con características mecánicas mejoradas (Webber, 2015; Özyürek, 2016; Vorster et al., 2018).

Tiene una sección transversal horizontal de paralelogramo con dos filos de corte y una punta semiactiva con ángulo de cono y un diámetro de 0,15 mm en D0, posee una conicidad variable de 2% a 6%, lo que resulta en un diámetro en D8 de 0.41 mm y en D16 de 0,85 mm. (Keskin et al., 2018; Serefoglu et al., 2018; Vorster et al., 2018). Este diseño limita el enganche de la lima y la dentina a solo 1 o 2 puntos de contacto en cualquier etapa de la preparación del conducto, lo que mejora la seguridad de la lima con menos bloqueo cónico y efecto atornillado (Vorster et al., 2018; Kırıcı & Kuştarıcı, 2019).

El glide path se realiza con una lima única de movimiento reciprocante que respeta la forma natural del conducto, aumenta la seguridad con una mayor flexibilidad y resistencia a la fatiga cíclica; este instrumento exhibió mayor resistencia a la fatiga cíclica que los instrumentos R-Pilot en conductos artificiales (Topçuoğlu et al., 2018), menos transportación en los tercios medio y coronal que ProGlider (Aydın et al., 2019) y una excelente eficiencia de corte (Pedullà et al., 2020).

#### **4.11 R-Pilot**

El instrumento R-Pilot, de la compañía VDW (Munich, Germany), fue el primer instrumento para glide path con movimiento reciprocante que se introdujo en el mercado, se fabrica a partir de una aleación NiTi M-Wire con un diámetro de punta de 0,125 mm, con un taper o conicidad constante de 4% y una sección transversal en forma de S y está disponible en longitudes de 21 mm, 25 mm y 31 mm (Keskin et al., 2018; Santos et al., 2019; Vivan et al., 2019; Özyürek et al., 2018).

Es un instrumento estéril y seguro de uso único que tiene menos riesgo de fractura, reduce la fatiga cíclica, respeta la anatomía del conducto y es más rápido comparando este instrumento con limas manuales, ya que con un solo instrumento consigues un buen glide path (Vivan et al., 2019).

R-Pilot está diseñado para usarse en movimiento recíprocante con un sistema designado con configuraciones originales VDW RECIPROC®. En comparación con el movimiento continuo, se sabe que este tipo de movimiento produce una mayor cantidad de debris extruidos apicalmente, lo que se ha asociado con irritación de los tejidos perirradiculares y dolor postoperatorio, pero a pesar de esto, se reportaron puntajes significativamente menores de dolor postoperatorio que utilizando limas manuales (Keskin et al., 2019) y sin diferencia significativa en comparación con rotatorios (Adigüzel et al., 2019). También se ha reportado que tienen mayor eficiencia de corte y resistencia a la fatiga cíclica en comparación con los instrumentos rotatorios continuos independientemente del ángulo de incidencia (Pedullà et al., 2020; Yılmaz et al., 2018; Uslu et al., 2018), menos transportación en los tercios medio y coronal en comparación con ProGlider (Aydın et al., 2019).

## **5. MÉTODOS**

### **5.1 Obtención de los instrumentos**

Se obtuvo 1 instrumento para cada uno de los siguientes sistemas:

Sistema 1: V-Glidepath 2H (SS White)

Sistema 2: R-Pilot (VDW)

Sistema 3: ProGlider (Dentsply, Maillefer)

Sistema 4: WaveOne Gold Glider (Dentsply, Maillefer)

Todos los instrumentos utilizados con una longitud de 25mm.

### **5.2 Análisis de los Instrumentos**

Cada instrumento se inspeccionó para detectar defectos o deformidades, antes de ser utilizado para el estudio, bajo un estereomicroscopio Stemi 305 (Carl Zeiss) a 16 aumentos.

### **5.3 Espectrometría de Dispersión de Energía de Rayos X**

Mediante microscopía óptica, con la técnica de caracterización en el microscopio electrónico de barrido JOEL JSM-6510LV (Figura 2), se analizó el componente atómico de los cuatro instrumentos (Figura 14-17), primero en tres diferentes puntos a lo largo de la superficie de la lima y se obtuvo el promedio de níquel y titanio.

Para obtener el componente atómico en el núcleo, se cortaron las muestras de manera transversal (Figura 10-13), se encapsularon en resina epóxica (Figura 13-a) y se pulieron con pasta de diamante. Antes de analizar las muestras en el microscopio de barrido, se prepararon metalográficamente (Figura 13-b) con el evaporizador de oro Quorum 150R ES (Figura 3), bajo la norma ASTM E3.



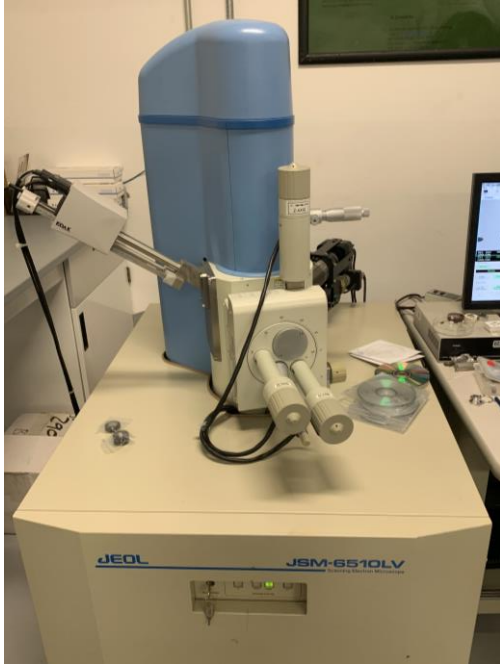


Figura 2. Microscopio Electrónico de Barrido JOEL JSM-6510LV

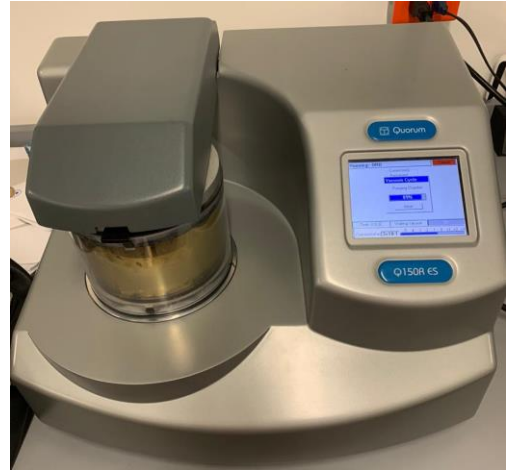


Figura 3. Evaporizador de oro Quorum 150R ES

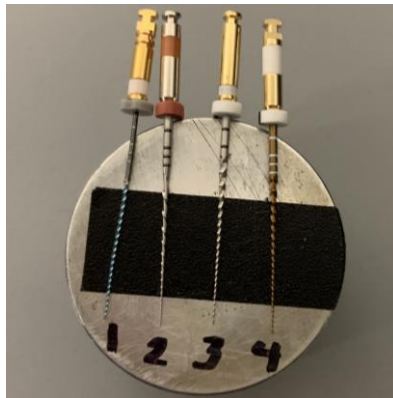


Figura 4. Preparación de muestras para obtener componente atómico superficial

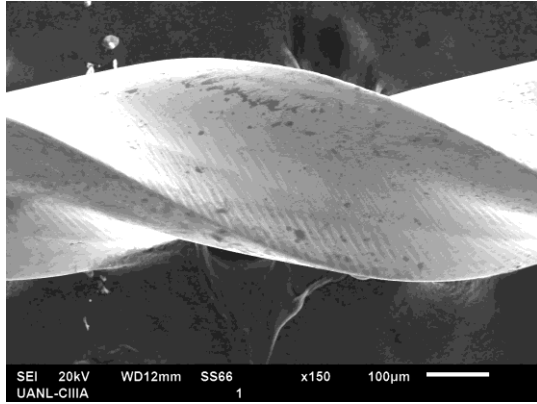


Figura 5. Superficie de V-Glidepath 2H bajo el Microscopio Electrónico de Barrido

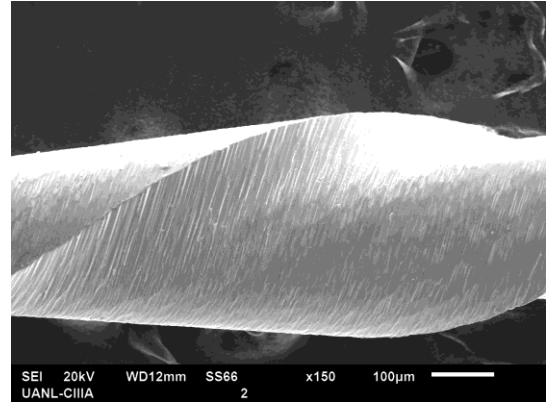


Figura 6. Superficie de R-Pilot bajo el Microscopio Electrónico de Barrido

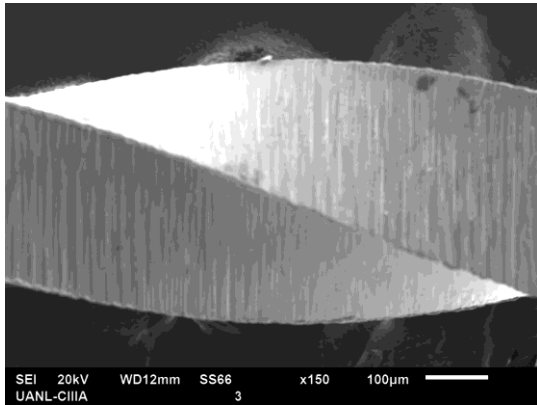


Figura 7. Superficie de ProGlider bajo el Microscopio Electrónico de Barrido

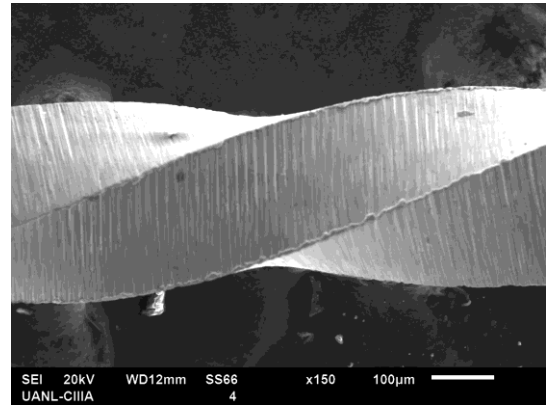


Figura 8. Superficie de WaveOne Gold Glider bajo el Microscopio Electrónico de Barrido

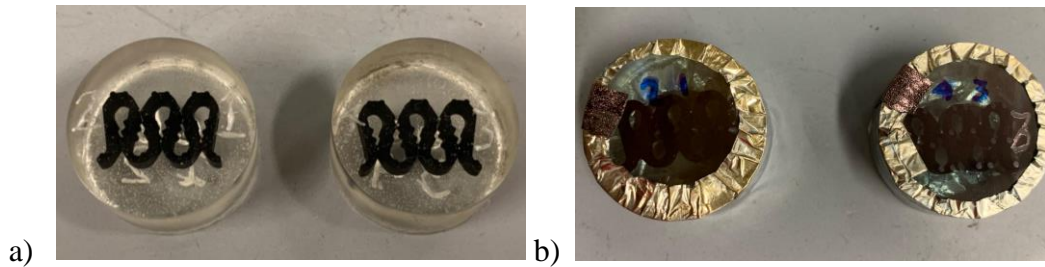


Figura 9. Preparación de muestras para obtener componente atómico del núcleo;

a) Encapsulado en resina epóxica. b) Recubrimiento con oro.

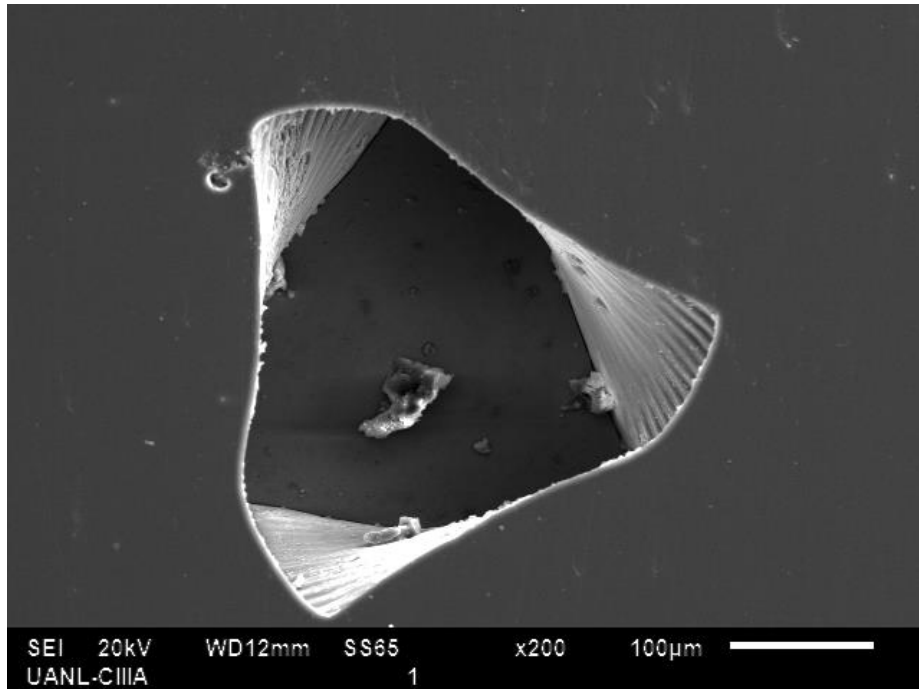


Figura 10. Sección transversal de V-Glidepath 2H bajo el Microscopio Electrónico de Barrido

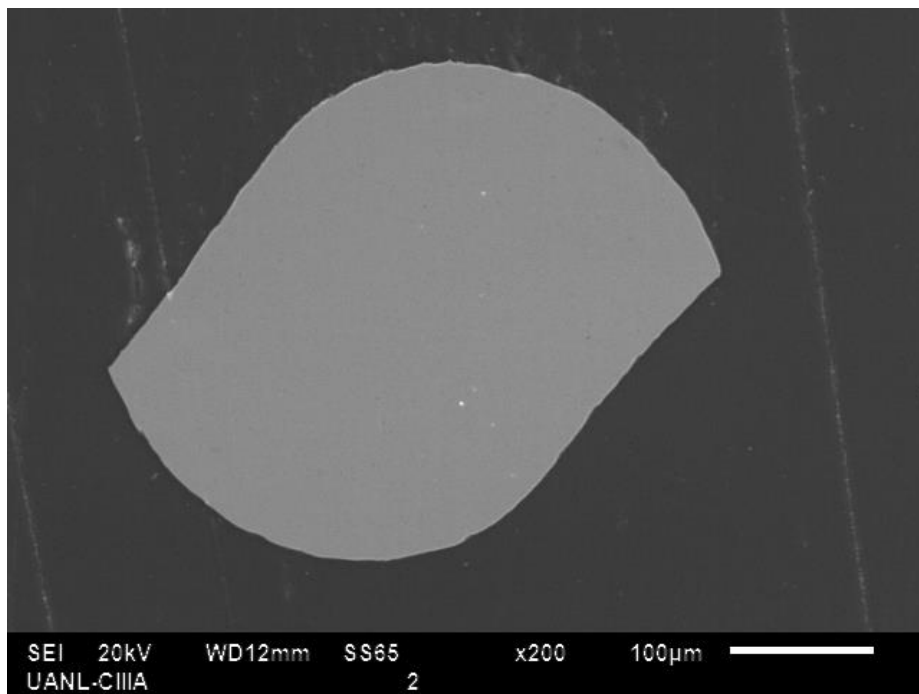


Figura 11. Sección transversal de R-Pilot bajo el Microscopio Electrónico de Barrido

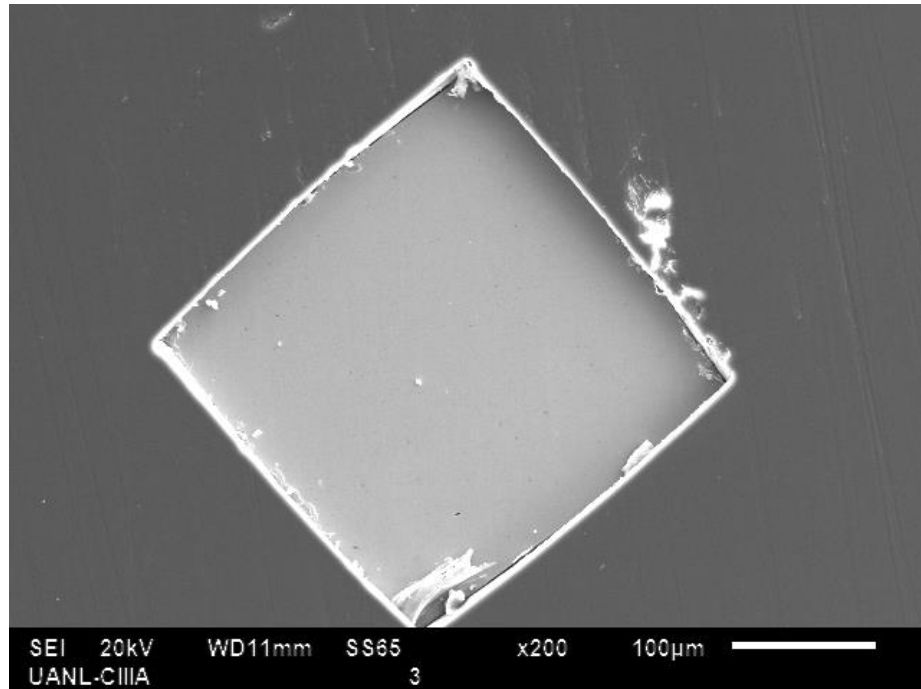


Figura 12. Sección transversal de ProGlider bajo el Microscopio Electrónico de Barrido

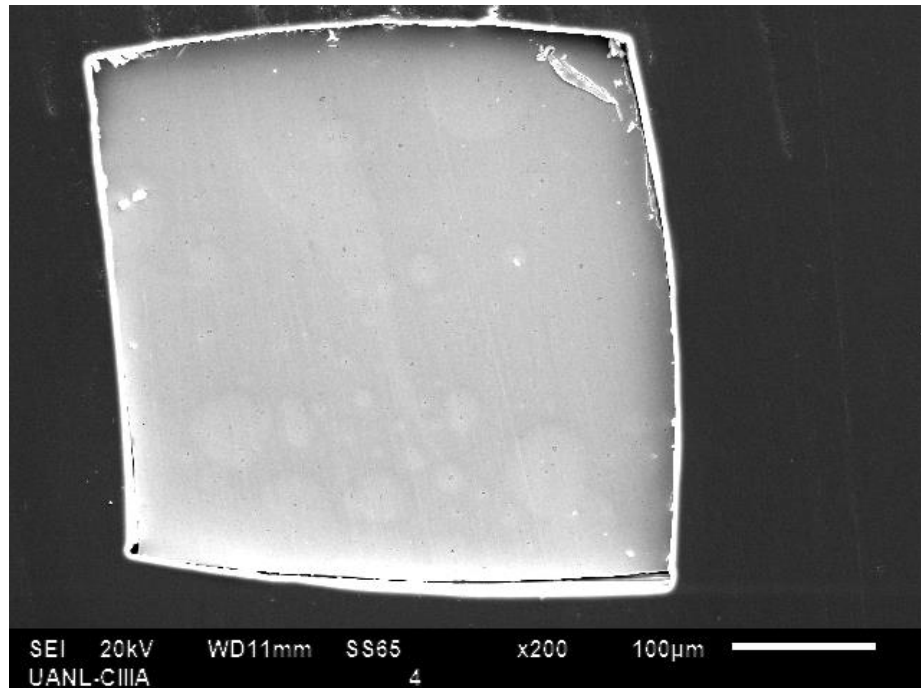


Figura 13. Sección transversal de WaveOne Gold Glider bajo el Microscopio Electrónico de Barrido

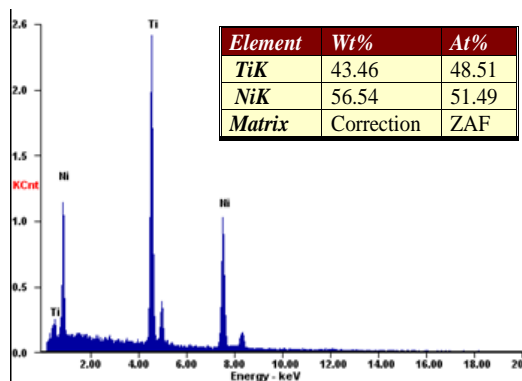


Figura 14. Componente atómico de V-Glidepath 2H

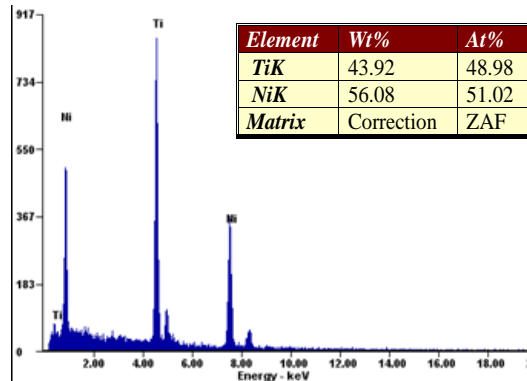


Figura 15. Componente atómico de R-Pilot

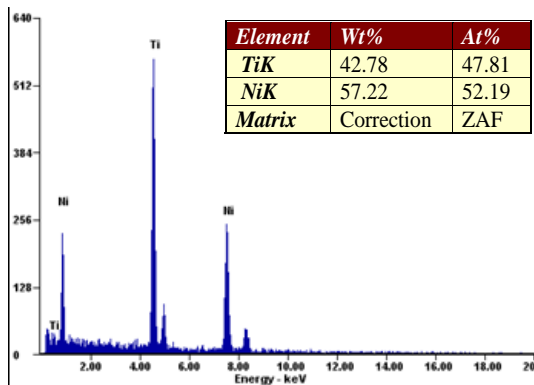


Figura 16. Componente atómico de ProGlider

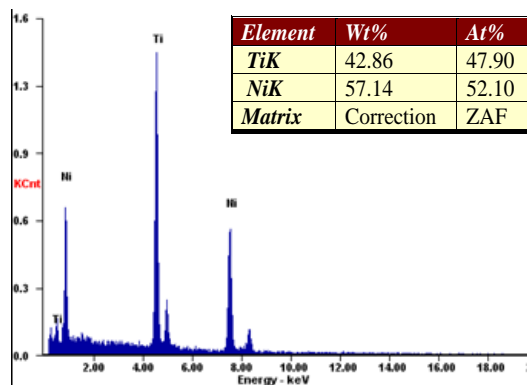


Figura 17. Componente atómico de WaveOne Gold Glider

#### 5.4 Modelo Tridimensional (3D)

Los modelos 3D se crearon utilizando el software de diseño asistido por computadora (CAD) SolidWorks® 2016 (Dassault Systèmes, SolidWorks Corp., Concord, MA, EE. UU.). Posteriormente, todos los modelos se pasaron a la librería de simulación del mismo programa para efectuar los análisis de torsión y flexión.

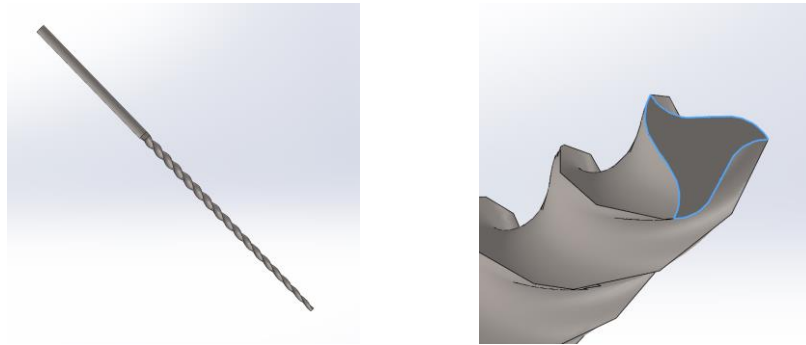


Figura 18. Modelo 3D: V-Glidepath 2H

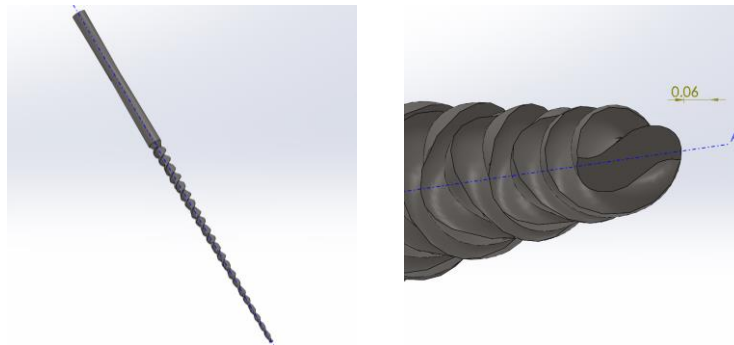


Figura 19. Modelo 3D: R-Pilot

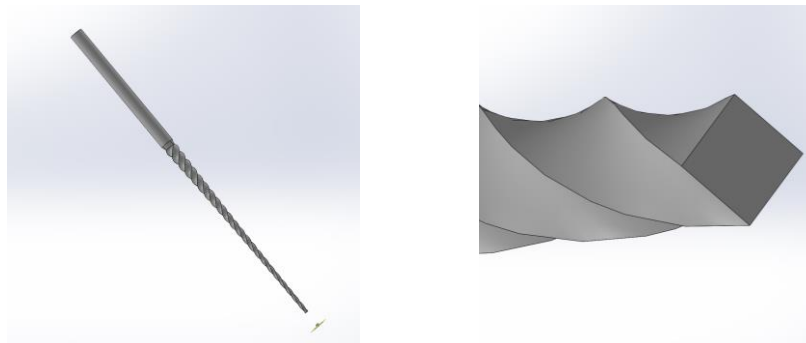


Figura 20. Modelo 3D: ProGlider

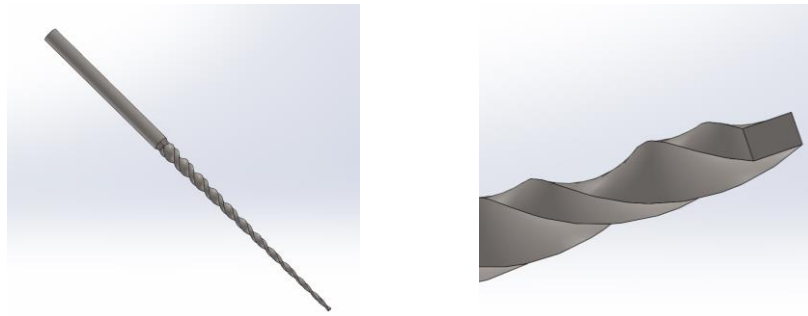


Figura 21. Modelo 3D: WaveOne Gold Glider

## 5.5 Malla

La generación de malla se realizó en SolidWorks® 2016. Todos los instrumentos endodónticos fueron mallados finamente, tomando 0.078 mm para cada nodo, ya que son instrumentos o muestras muy pequeñas y todas las regiones de concentración de tensión que eran de interés fueron refinadas manualmente.

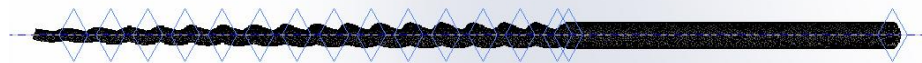


Figura 22. Malla de V-Glidepath 2H; Total de nodos: 120,588

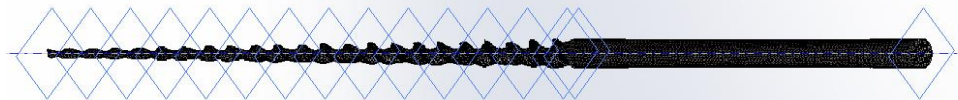


Figura 23. Malla de R-Pilot; Total de nodos: 102,372



Figura 24. Malla de ProGlider; Total de nodos: 110,084



Figura 25. Malla de WaveOne Gold Glider; Total de nodos: 125,250

## 5.6 Condiciones de la Prueba de Flexión y Torsión

Las condiciones utilizadas para simular el comportamiento de los instrumentos de endodoncia fueron basadas en las especificaciones ISO 3630-1.

Para la prueba de resistencia a la flexión, la lima se mantuvo a 3 mm de la punta, evitando cualquier desplazamiento en los ejes  $x$ ,  $y$  y  $z$ . El eje se desvió hasta una inclinación de  $45^\circ$ . Este procedimiento se realizó en direcciones  $x$  e  $y$ , teniendo en cuenta las posibles diferencias resultantes de la orientación de flexión.



Figura 26. Condiciones para la prueba de flexión

Para la prueba de resistencia a la torsión, el instrumento endodóntico se sostuvo a tres mm de la punta y se aplicó torsión en el sentido de las agujas del reloj de 1 N. Aplicar un momento de torsión en lugar de una deflexión angular fija acerca la prueba a lo que ocurre en la clínica.



Figura 27. Condiciones para la prueba de torsión



## 6. RESULTADOS

### 6.1 Prueba de Flexión

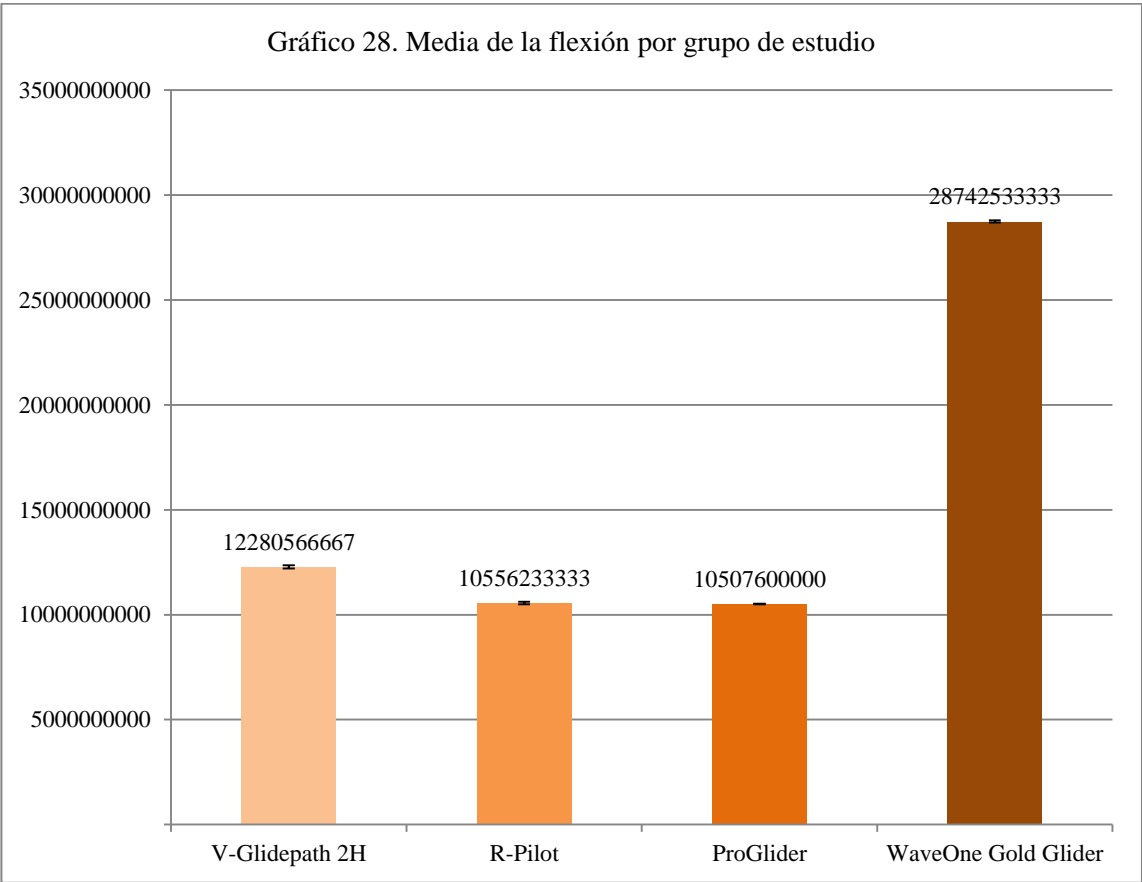
En las tablas 1 y 2 se detallan los resultados del comparativo de todos los grupos de estudio o sistemas de limas en cuanto resistencia a la flexión, en donde resultó más resistente a la flexión el instrumento WaveOne Gold Glider con una media de  $28742533333 \pm 48548361$  presentando una diferencia significativa sobre los otros tres instrumentos, seguido por V-Glidepath 2H, R-Pilot y por último ProGlider.

Tabla 1.  
Comparativo de la flexión por grupo de estudio

Grupo	Media	Desviación Estándar	Intervalo de confianza 95%		Prueba F	Valor p
			L. Inf.	L. Sup.		
V-Glidepath 2H	12280566667	83489540	12073167151	12487966182	68882	0.0001
R-Pilot	10556233333	63814836	10397708492	10714758175		
ProGlider	10507600000	15876713	10468160060	10547039940		
WaveOne Gold Glider	28742533333	48548361	28621932520	28863134147		

Tabla 2.  
Prueba HSD de Tukey de comparaciones múltiples de la flexión por grupo de estudio

Grupos de estudio	Prueba t	Valor p
V-Glidepath 2H	R-Pilot	1724333333
	ProGlider	1772966667
	WaveOne Gold Glider	-16461966667
R-Pilot	V-Glidepath 2H	-1724333333
	ProGlider	48633333
	WaveOne Gold Glider	-18186300000
ProGlider	V-Glidepath 2H	-1772966667
	R-Pilot	-48633333
	WaveOne Gold Glider	-18234933333
WaveOne Gold Glider	V-Glidepath 2H	16461966667
	R-Pilot	18186300000
	ProGlider	18234933333



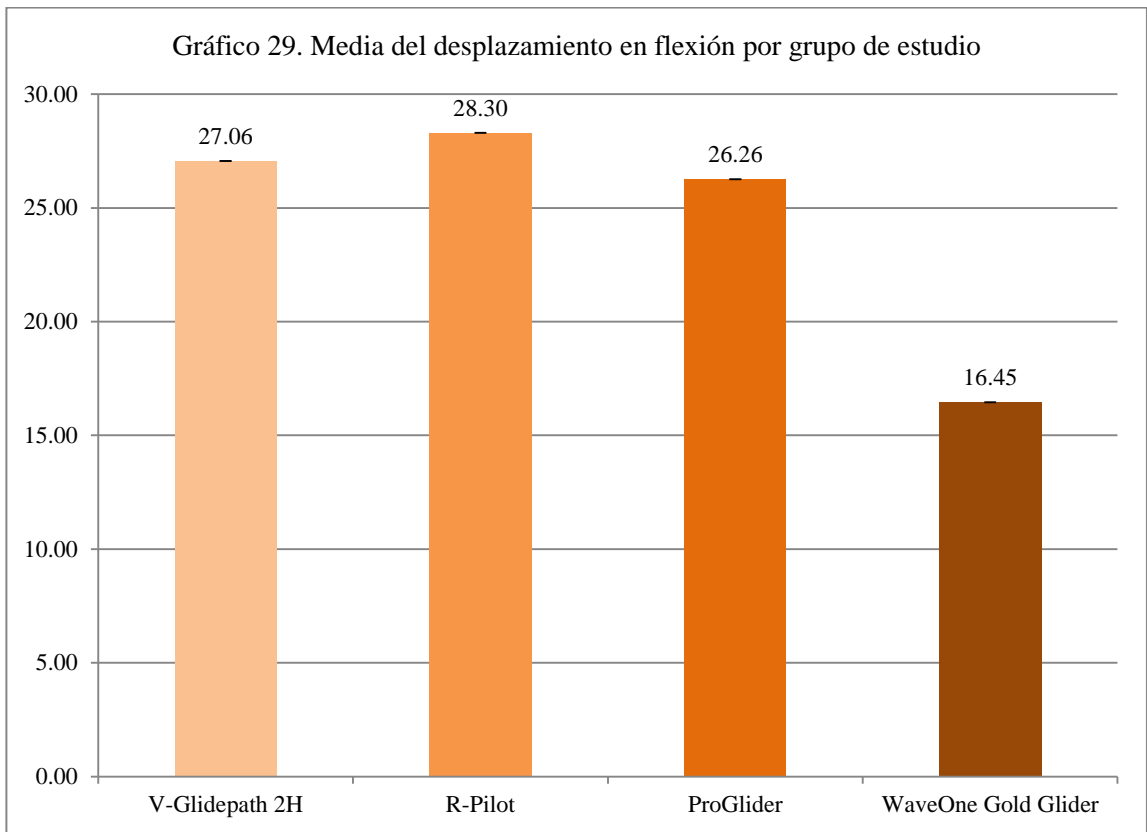
En cuanto al desplazamiento que los cuatro instrumentos para glide path mostraron en la prueba de flexión, V-Glidepath 2H, R-Pilot y ProGlider fueron muy similares, únicamente WaveOne Gold Glider tuvo un menor desplazamiento en esta prueba con una media de  $16.45 \text{ mm} \pm 0.0029$ , lo que se puede atribuir mayormente al diseño de su sección transversal, estos datos los podemos analizar en las tablas 3 y 4.

Tabla 3.  
Comparativo del desplazamiento en flexión por grupo de estudio

Grupo	Media	Desviación Estándar	Intervalo de confianza 95%		Prueba F	Valor p
			L. Inf.	L. Sup.		
V-Glidepath 2H	27.06	0.0008	27.06	27.06	22936200	0.0001
R-Pilot	28.30	0.0018	28.30	28.30		
ProGlider	26.26	0.0018	26.26	26.27		
WaveOne Gold Glider	16.45	0.0029	16.45	16.46		

Tabla 4.  
Prueba HSD de Tukey de comparaciones múltiples del desplazamiento de flexión por grupo de estudio

Grupos de estudio	Prueba t	Valor p
V-Glidepath 2H	R-Pilot	-1.2398
	ProGlider	0.7967
	WaveOne Gold Glider	10.6061
R-Pilot	V-Glidepath 2H	1.2398
	ProGlider	2.0365
	WaveOne Gold Glider	11.8459
ProGlider	V-Glidepath 2H	-0.7967
	R-Pilot	-2.0365
	WaveOne Gold Glider	9.8094
WaveOne Gold Glider	V-Glidepath 2H	-10.6061
	R-Pilot	-11.8459
	ProGlider	-9.8094



### 6.1.1 V-Glidepath 2H

<b>Tabla 5. Propiedades V-Glidepath 2H</b>	
Fuerza de rendimiento	<b>1.07e+009 N/m<sup>2</sup></b>
Resistencia a la tracción	<b>1.16e+009 N/m<sup>2</sup></b>
Fuerza compresiva	<b>1.17e+009 N/m<sup>2</sup></b>
Módulo elástico	<b>1.23e+011 N/m<sup>2</sup></b>
Relación de Poisson	<b>0.33</b>
Densidad de masa	<b>4650 kg/m<sup>3</sup></b>
Módulo de corte	<b>4.6e+010 N/m<sup>2</sup></b>
Coeficiente de expansión térmica	<b>9e-006 /Kelvin</b>

<b>Estrés de von Mises</b>	
<b>Máximo 1</b>	<b>1.22776e+010 N/m<sup>2</sup></b>
<b>Máximo 2</b>	<b>1.21986e+010 N/m<sup>2</sup></b>
<b>Máximo 3</b>	<b>1.23655e+010 N/m<sup>2</sup></b>

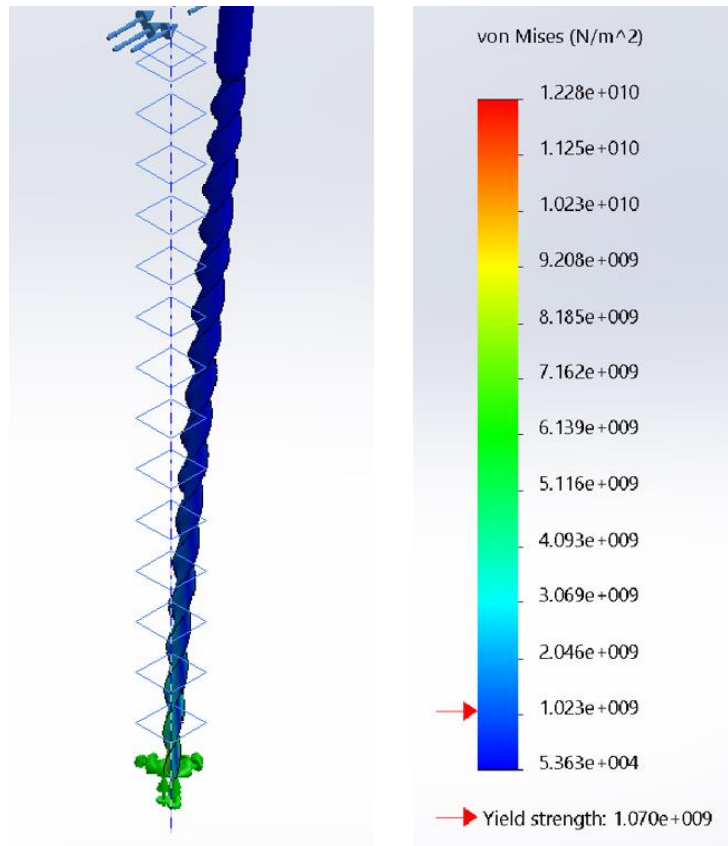


Figura 30. Simulación de flexión de V-Glidepath 2H

<b>Desplazamiento Resultante 1</b>	27.0601 mm
<b>Desplazamiento Resultante 2</b>	27.0596 mm
<b>Desplazamiento Resultante 3</b>	27.0611 mm

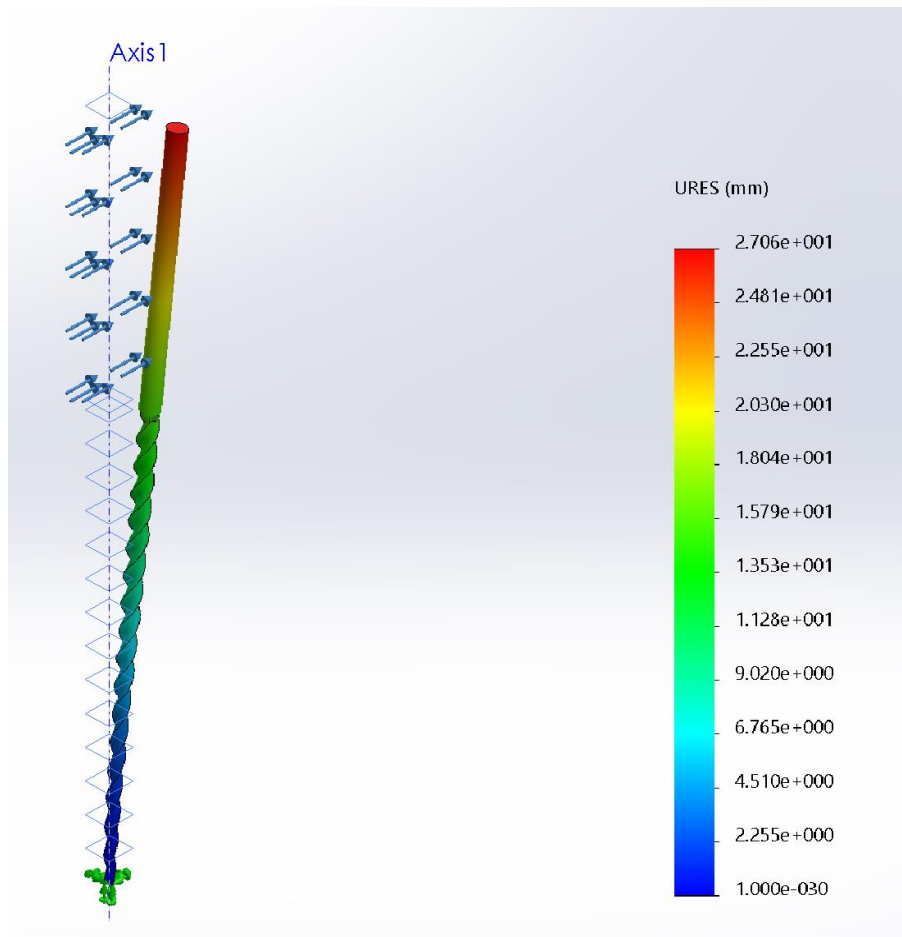


Figura 31. Simulación del desplazamiento de V-Glidepath 2H en flexión

### 6.1.2 R-Pilot

Tabla 6. Propiedades R-Pilot	
Fuerza de rendimiento	1.07e+009 N/m <sup>2</sup>
Resistencia a la tracción	1.16e+009 N/m <sup>2</sup>
Fuerza compresiva	1.17e+009 N/m <sup>2</sup>
Módulo elástico	1.23e+011 N/m <sup>2</sup>
Relación de Poisson	0.33
Densidad de masa	4650 kg/m <sup>3</sup>
Módulo de corte	4.6e+010 N/m <sup>2</sup>
Coefficiente de expansión térmica	9e-006 /Kelvin

	Estrés de von Mises
Máximo 1	1.05179e+010 N/m <sup>2</sup>
Máximo 2	1.06299e+010 N/m <sup>2</sup>
Máximo 3	1.05209e+010 N/m <sup>2</sup>

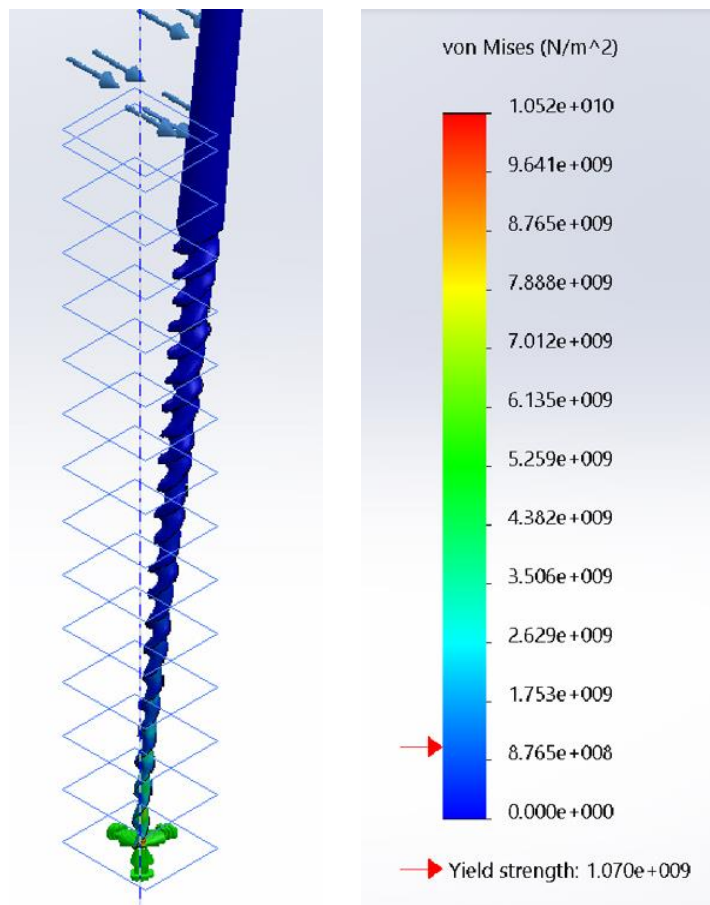


Figura 32. Simulación de flexión de R-Pilot

<b>Desplazamiento Resultante 1</b>	28.2989 mm
<b>Desplazamiento Resultante 2</b>	28.3021 mm
<b>Desplazamiento Resultante 3</b>	28.2992 mm

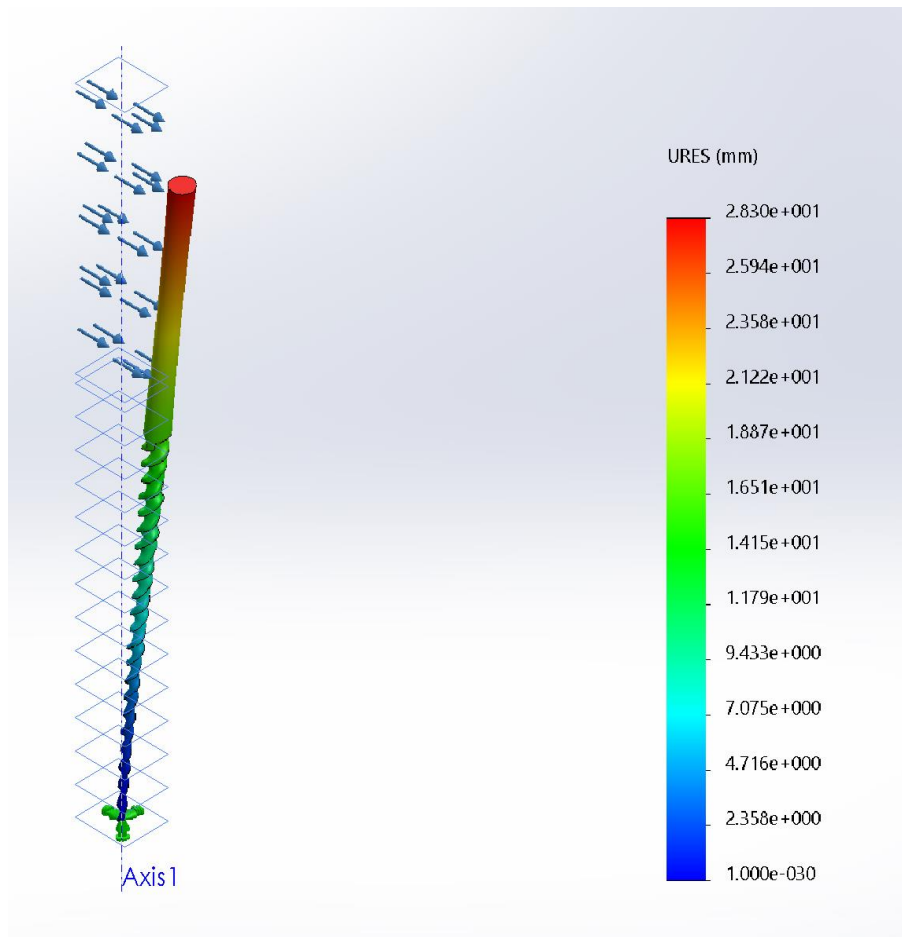


Figura 33. Simulación del desplazamiento de R-Pilot en flexión



### 6.1.3 ProGlider

Tabla 7. Propiedades ProGlider	
Fuerza de rendimiento	1.07e+009 N/m <sup>2</sup>
Resistencia a la tracción	1.16e+009 N/m <sup>2</sup>
Fuerza compresiva	1.17e+009 N/m <sup>2</sup>
Módulo elástico	1.23e+011 N/m <sup>2</sup>
Relación de Poisson	0.33
Densidad de masa	4650 kg/m <sup>3</sup>
Módulo de corte	4.6e+010 N/m <sup>2</sup>
Coefficiente de expansión térmica	9e-006 /Kelvin

Estrés de von Mises	
Máximo 1	1.05213e+010 N/m <sup>2</sup>
Máximo 2	1.04902e+010 N/m <sup>2</sup>
Máximo 3	1.05113e+010 N/m <sup>2</sup>

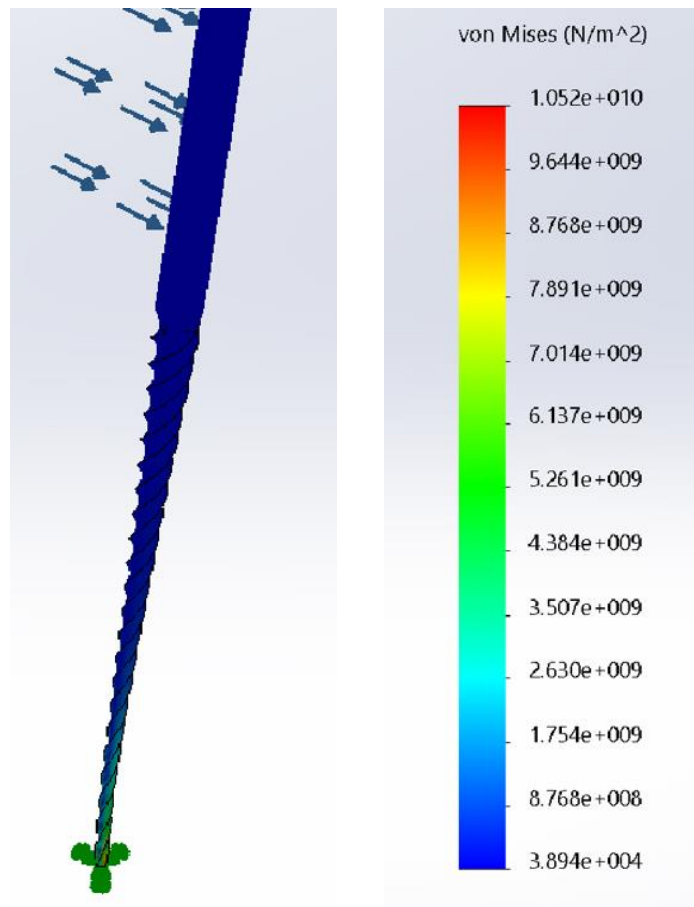


Figura 34. Simulación de flexión de ProGlider

<b>Desplazamiento Resultante 1</b>	26.2633 mm
<b>Desplazamiento Resultante 2</b>	26.2655 mm
<b>Desplazamiento Resultante 3</b>	26.2619 mm

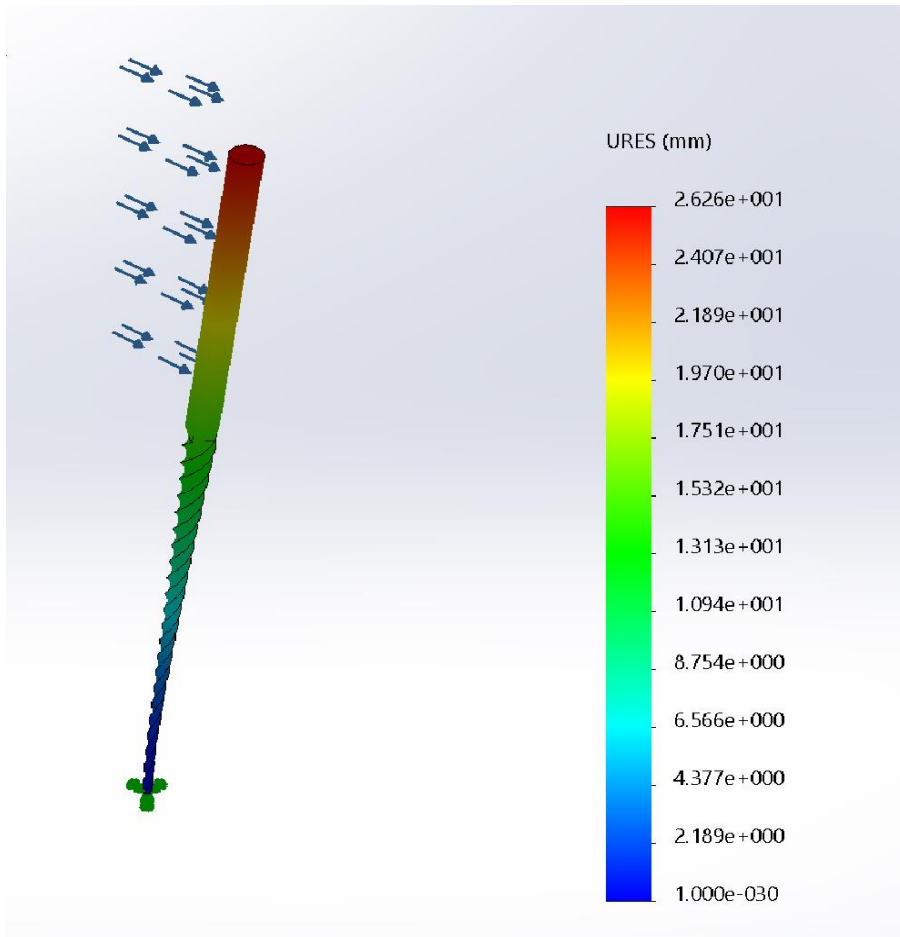


Figura 35. Simulación del desplazamiento de ProGlider en flexión

### 6.1.4 WaveOne Gold Glider

Tabla 8. Propiedades WaveOne Gold Glider	
Fuerza de rendimiento	1.07e+009 N/m <sup>2</sup>
Resistencia a la tracción	1.16e+009 N/m <sup>2</sup>
Fuerza compresiva	1.17e+009 N/m <sup>2</sup>
Módulo elástico	1.23e+011 N/m <sup>2</sup>
Relación de Poisson	0.33
Densidad de masa	4650 kg/m <sup>3</sup>
Módulo de corte	4.6e+010 N/m <sup>2</sup>
Coefficiente de expansión térmica	9e-006 /Kelvin

Estrés de von Mises	
Máximo 1	2.87461e+010 N/m <sup>2</sup>
Máximo 2	2.86923e+010 N/m <sup>2</sup>
Máximo 3	2.87892e+010 N/m <sup>2</sup>

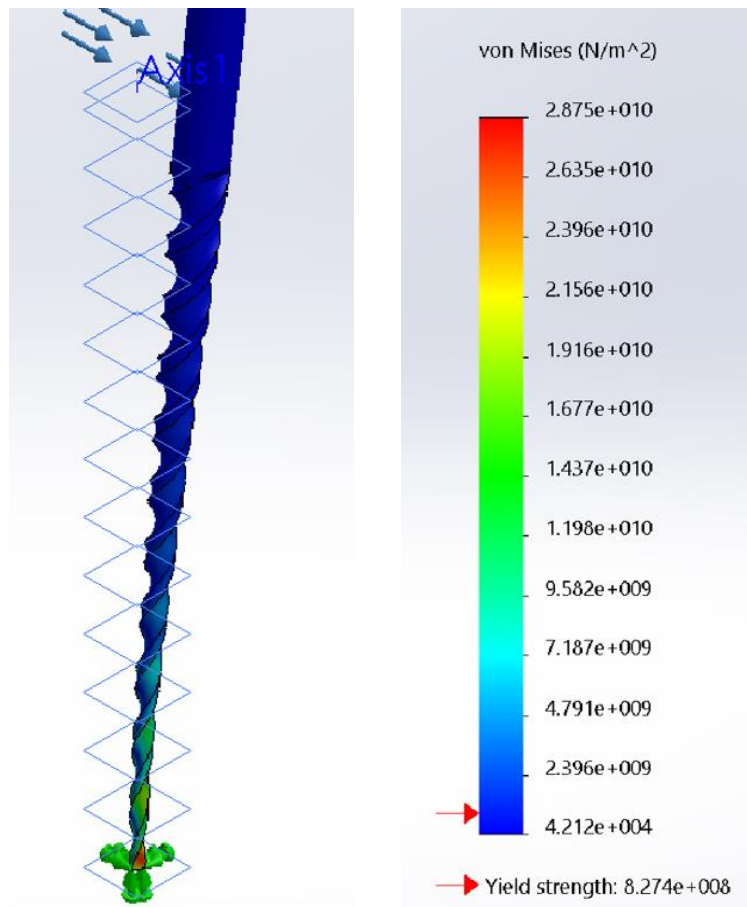


Figura 36. Simulación de flexión de WaveOne Gold Glider

<b>Desplazamiento Resultante 1</b>	16.4515 mm
<b>Desplazamiento Resultante 2</b>	16.4569 mm
<b>Desplazamiento Resultante 3</b>	16.4511 mm

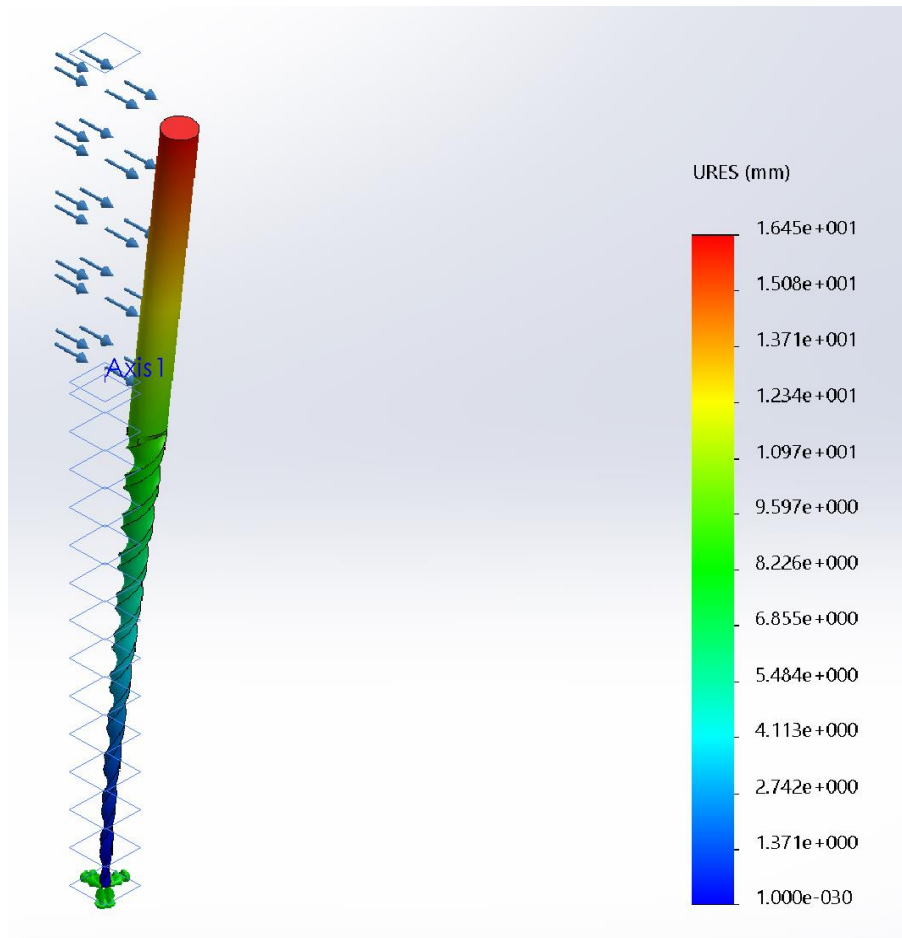


Figura 37. Simulación del desplazamiento de WaveOne Gold Glider en flexión

## 6.2 Prueba de Torsión

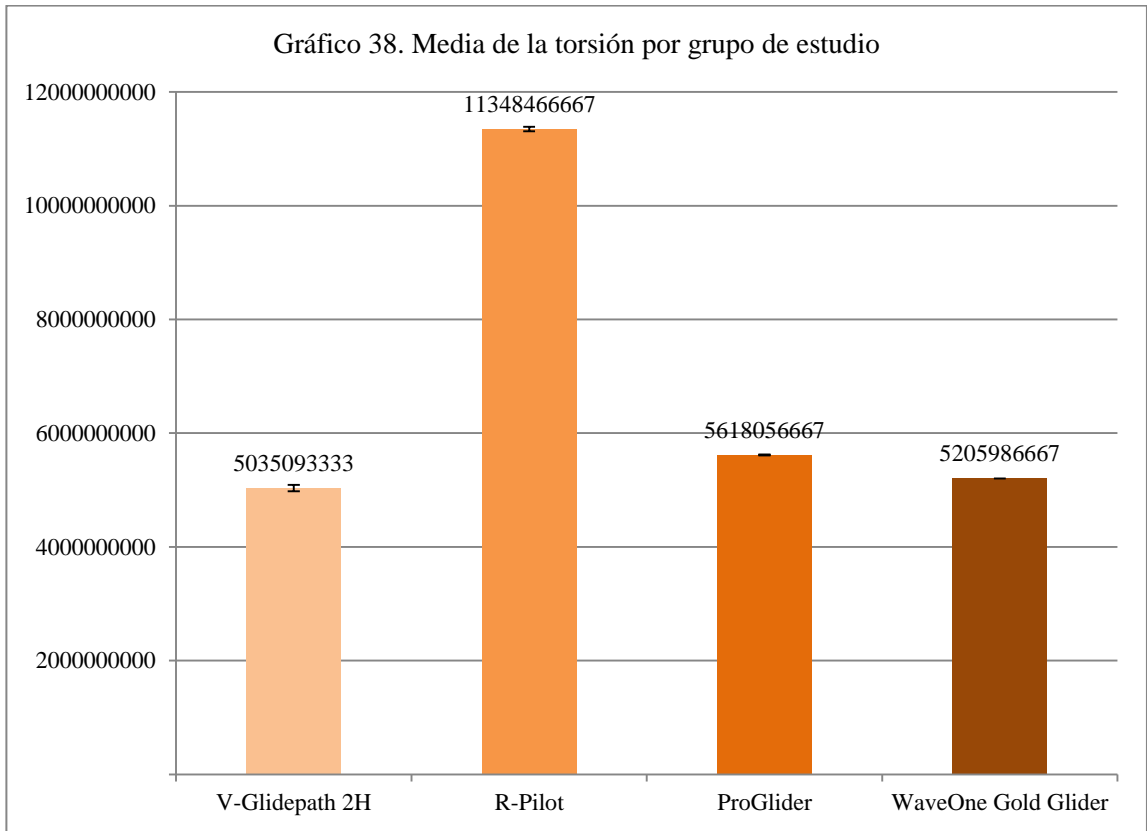
En las tablas 9 y 10 se muestran los resultados del comparativo de la prueba de torsión, los cuales tuvieron un intervalo de confianza de 95%, en donde el instrumento R-Pilot tuvo excelentes resultados con una media de  $11348466667 \pm 37918641$ , presentando una diferencia significativa sobre los otros tres instrumentos, V-Glidepath 2H, ProGlider y WaveOne Gold Glider con resistencia a la torsión muy similar entre sí.

Tabla 9.  
Comparativo de la torsión por grupo de estudio

Grupo	Media	Desviación Estándar	Intervalo de confianza 95%		Prueba F	Valor p
			L. Inf.	L. Sup.		
V-Glidepath 2H	5035093333	57114107	4893214026	5176972641	23280	0.0001
R-Pilot	11348466667	37918641	11254271541	11442661793		
ProGlider	5618056667	8159536	5597787255	5638326079		
WaveOne Gold Glider	5205986667	225019	5205427690	5206545644		

Tabla 10.  
Prueba HSD de Tukey de comparaciones múltiples de la torsión por grupo de estudio

Grupos de estudio		Prueba t	Valor p
V-Glidepath 2H	R-Pilot	-6313373333	0.0000
	ProGlider	-582963333	0.0000
	WaveOne Gold Glider	-170893333	0.0014
R-Pilot	V-Glidepath 2H	6313373333	0.0000
	ProGlider	5730410000	0.0000
	WaveOne Gold Glider	6142480000	0.0000
ProGlider	V-Glidepath 2H	582963333	0.0000
	R-Pilot	-5730410000	0.0000
	WaveOne Gold Glider	412070000	0.0000
WaveOne Gold Glider	V-Glidepath 2H	170893333	0.0014
	R-Pilot	-6142480000	0.0000
	ProGlider	-412070000	0.0000



Las tablas 11 y 12 analizan los resultados del desplazamiento de los cuatro instrumentos en la prueba de torsión, WaveOne Gold Glider nuevamente presenta menos desplazamiento comparándolo con los otros instrumentos. Por otro lado, R-Pilot presentó un desplazamiento muy superior y diferencia significativa sobre los demás grupos de estudio con una media de 6.63 mm  $\pm$  0.0007, con un intervalo de confianza de 95%, estos resultados también se pueden traducir en rigidez, por lo tanto, el instrumento más rígido es WaveOne Glider y el menos rígido R-Pilot.

Tabla 11.  
Comparativo del desplazamiento en torsión por grupo de estudio

Grupo	Media	Desviación Estándar	Intervalo de confianza 95%		Prueba F	Valor p
			L. Inf.	L. Sup.		
V-Glidepath 2H	1.62	0.0004	1.62	1.62	114847494	0.0001
R-Pilot	6.63	0.0007	6.63	6.63		
ProGlider	2.03	0.0004	2.03	2.04		
WaveOne Gold Glider	0.66	0.0000	0.66	0.66		

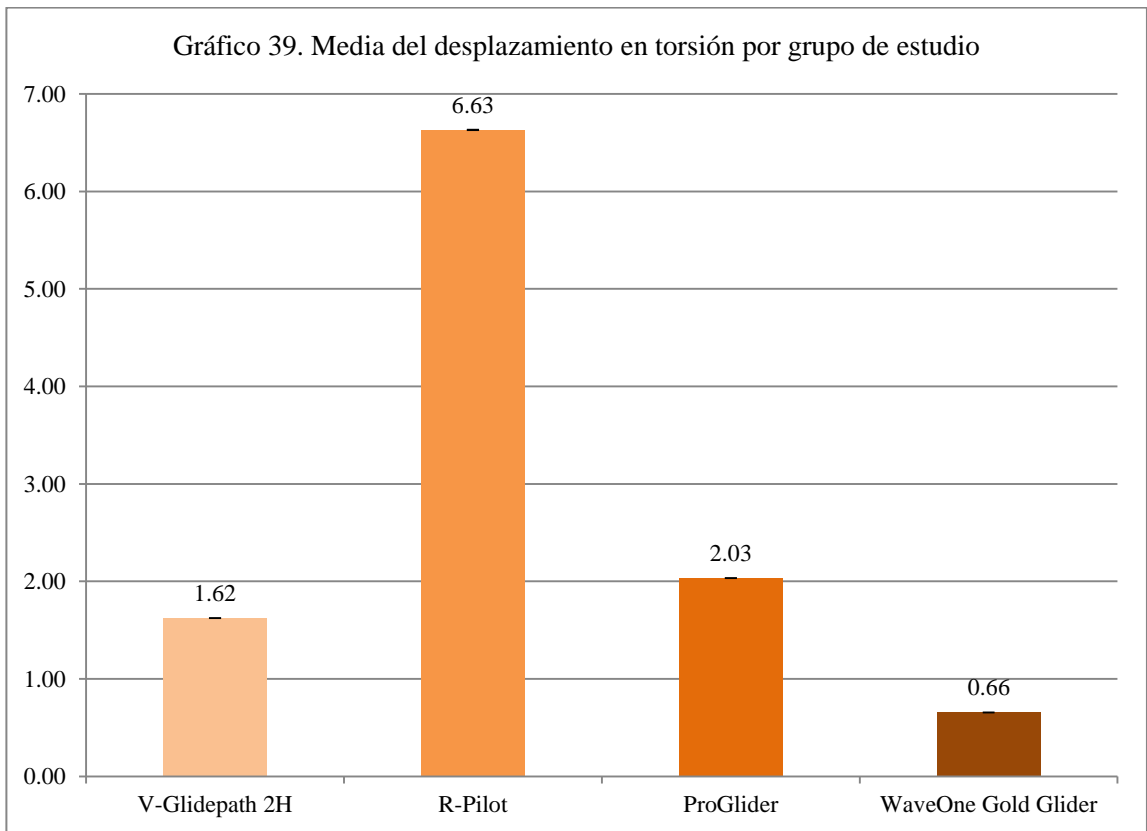
Tabla 12.  
Prueba HSD de Tukey de comparaciones múltiples del desplazamiento en torsión por grupo de estudio

Grupos de estudio		Prueba t	Valor p
V-Glidepath 2H	R-Pilot	-5.01	0.0000
	ProGlider	-0.41	0.0000
	WaveOne Gold Glider	0.97	0.0000
R-Pilot	V-Glidepath 2H	5.01	0.0000
	ProGlider	4.60	0.0000
	WaveOne Gold Glider	5.97	0.0000
ProGlider	V-Glidepath 2H	0.41	0.0000
	R-Pilot	-4.60	0.0000
	WaveOne Gold Glider	1.38	0.0000
WaveOne Gold Glider	V-Glidepath 2H	-0.97	0.0000
	R-Pilot	-5.97	0.0000
	ProGlider	-1.38	0.0000





Gráfico 39. Media del desplazamiento en torsión por grupo de estudio



### 6.2.1 V-Glidepath 2H

Tabla 13. Propiedades V-Glidepath 2H	
Fuerza de rendimiento	1.07e+009 N/m <sup>2</sup>
Resistencia a la tracción	1.16e+009 N/m <sup>2</sup>
Fuerza compresiva	1.17e+009 N/m <sup>2</sup>
Módulo elástico	1.23e+011 N/m <sup>2</sup>
Relación de Poisson	0.33
Densidad de masa	4650 kg/m <sup>3</sup>
Módulo de corte	4.6e+010 N/m <sup>2</sup>
Coefficiente de expansión térmica	9e-006 /Kelvin

Estrés de von Mises	
Máximo 1	5.00326e+009 N/m <sup>2</sup>
Máximo 2	5.00099e+009 N/m <sup>2</sup>
Máximo 3	5.10103e+009 N/m <sup>2</sup>

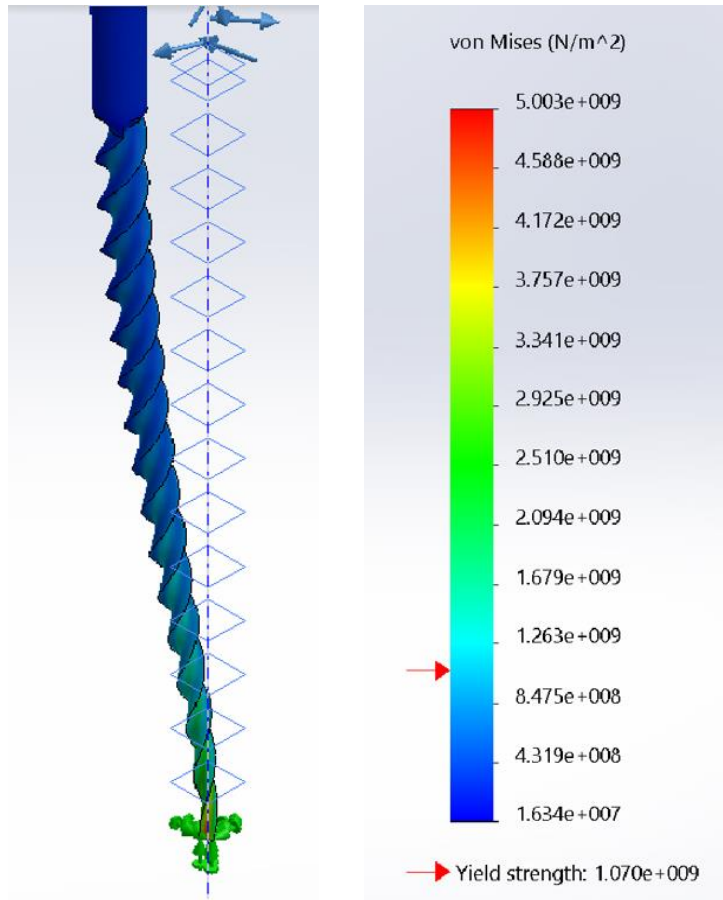


Figura 40. Simulación de torsión V-Glidepath 2H

<b>Desplazamiento Resultante 1</b>	1.62357 mm
<b>Desplazamiento Resultante 2</b>	1.62354 mm
<b>Desplazamiento Resultante 3</b>	1.62423 mm

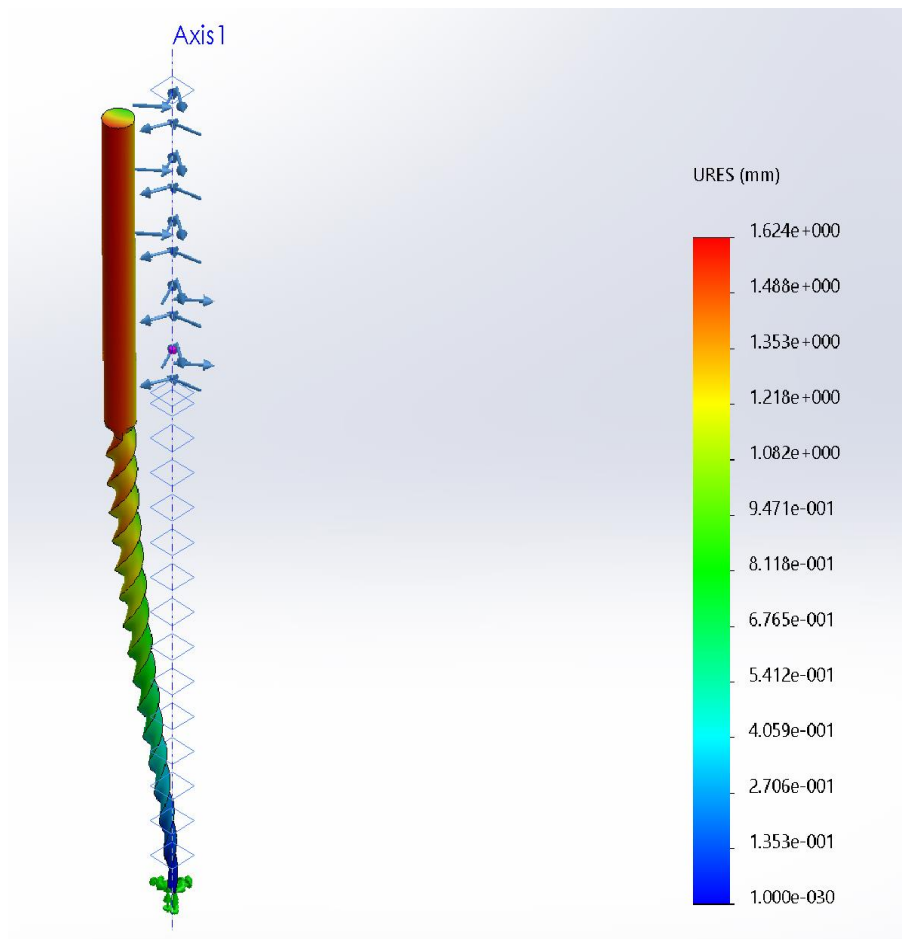


Figura 41. Simulación del desplazamiento de V-Glidepath 2H en torsión

### 6.2.2 R-Pilot

Tabla 14. Propiedades R-Pilot	
Fuerza de rendimiento	1.07e+009 N/m <sup>2</sup>
Resistencia a la tracción	1.16e+009 N/m <sup>2</sup>
Fuerza compresiva	1.17e+009 N/m <sup>2</sup>
Módulo elástico	1.23e+011 N/m <sup>2</sup>
Relación de Poisson	0.33
Densidad de masa	4650 kg/m <sup>3</sup>
Módulo de corte	4.6e+010 N/m <sup>2</sup>
Coefficiente de expansión térmica	9e-006 /Kelvin

Estrés de von Mises	
Máximo 1	1.13850e+010 N/m <sup>2</sup>
Máximo 2	1.13511e+010 N/m <sup>2</sup>
Máximo 3	1.13093e+010 N/m <sup>2</sup>

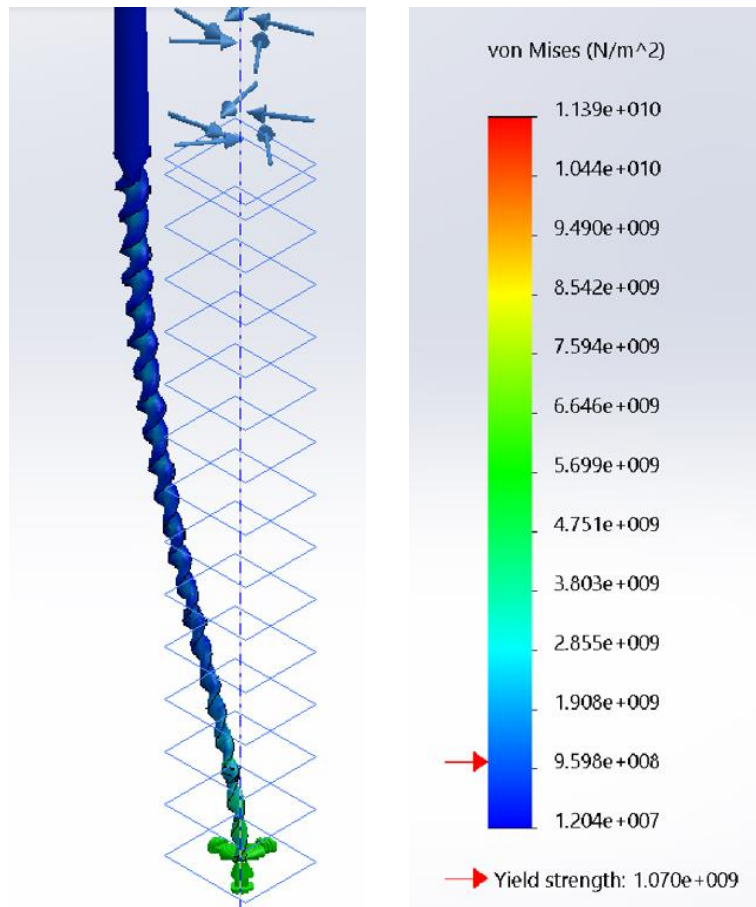


Figura 42. Simulación de torsión de R-Pilot

<b>Desplazamiento Resultante 1</b>	6.6314 mm
<b>Desplazamiento Resultante 2</b>	6.6320 mm
<b>Desplazamiento Resultante 3</b>	6.6307 mm

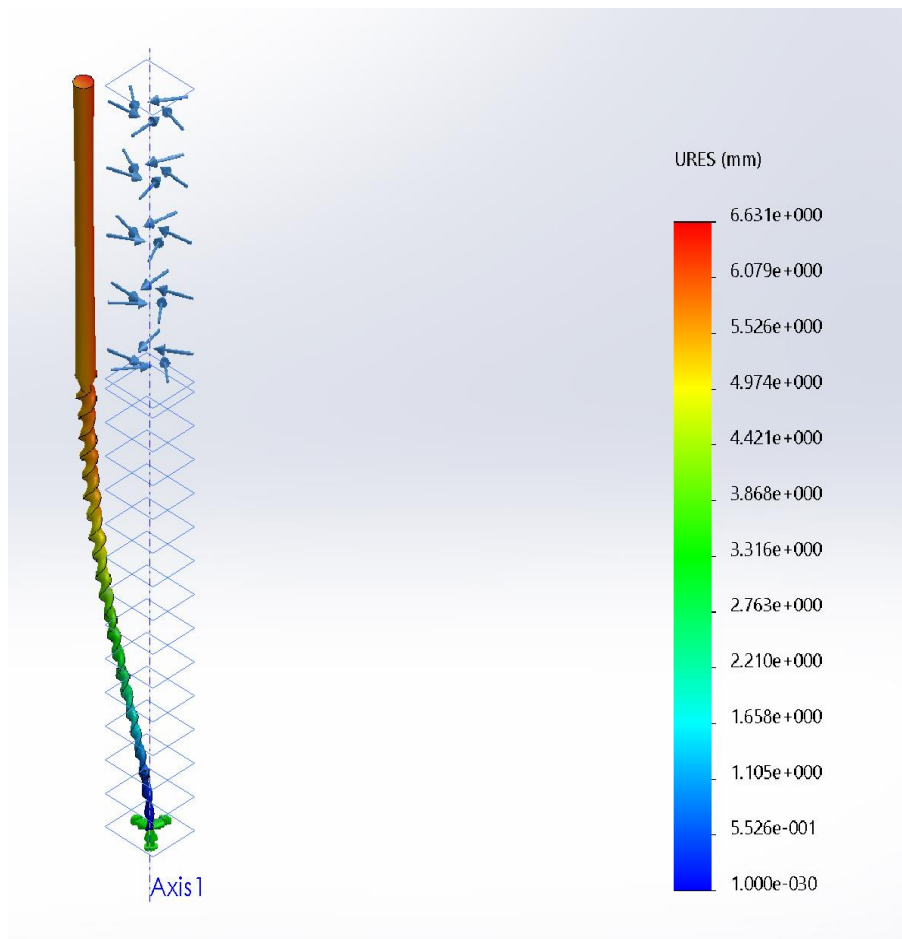


Figura 43. Simulación de desplazamiento de R-Pilot en torsión

### 6.2.3 ProGlider

Tabla 15. Propiedades ProGlider	
Fuerza de rendimiento	1.07e+009 N/m <sup>2</sup>
Resistencia a la tracción	1.16e+009 N/m <sup>2</sup>
Fuerza compresiva	1.17e+009 N/m <sup>2</sup>
Módulo elástico	1.23e+011 N/m <sup>2</sup>
Relación de Poisson	0.33
Densidad de masa	4650 kg/m <sup>3</sup>
Módulo de corte	4.6e+010 N/m <sup>2</sup>
Coefficiente de expansión térmica	9e-006 /Kelvin

Estrés de von Mises	
Máximo 1	5.61956e+009 N/m <sup>2</sup>
Máximo 2	5.60925e+009 N/m <sup>2</sup>
Máximo 3	5.62536e+009 N/m <sup>2</sup>

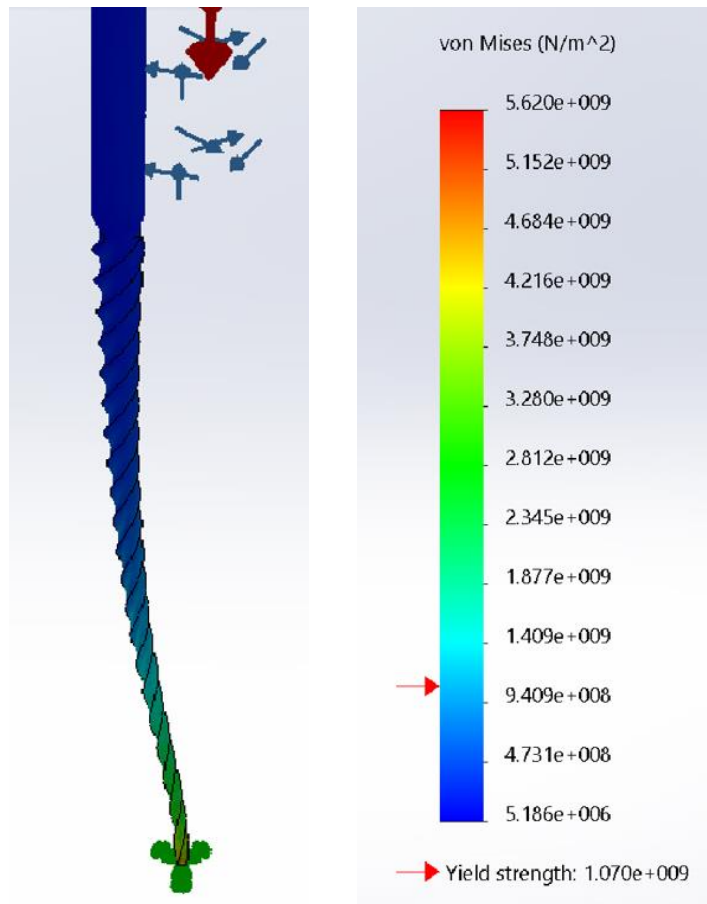


Figura 44. Simulación de torsión de ProGlider

<b>Desplazamiento Resultante 1</b>	2.03452 mm
<b>Desplazamiento Resultante 2</b>	2.03524 mm
<b>Desplazamiento Resultante 3</b>	2.03456 mm

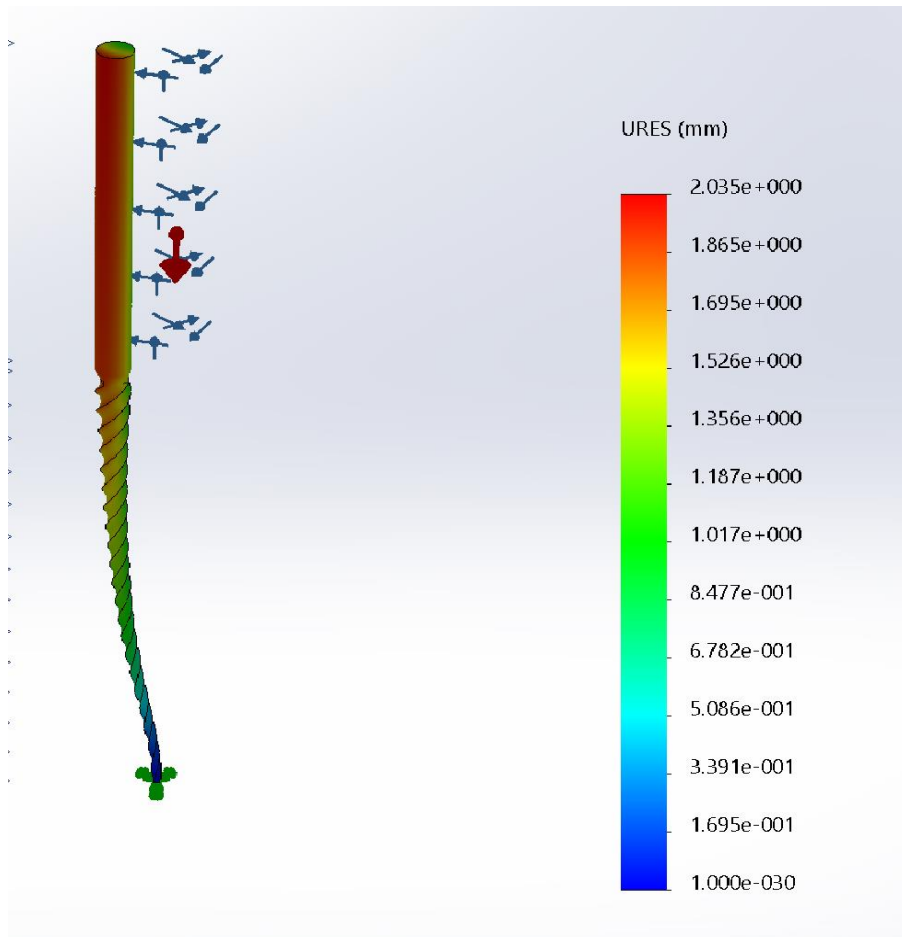


Figura 45. Simulación de desplazamiento de ProGlider en torsión

### 6.2.3 WaveOne Gold Glider

Tabla 16. Propiedades WaveOne Gold Glider	
Fuerza de rendimiento	1.07e+009 N/m <sup>2</sup>
Resistencia a la tracción	1.16e+009 N/m <sup>2</sup>
Fuerza compresiva	1.17e+009 N/m <sup>2</sup>
Módulo elástico	1.23e+011 N/m <sup>2</sup>
Relación de Poisson	0.33
Densidad de masa	4650 kg/m <sup>3</sup>
Módulo de corte	4.6e+010 N/m <sup>2</sup>
Coefficiente de expansión térmica	9e-006 /Kelvin

Estrés de von Mises	
Máximo 1	5.20599e+009 N/m <sup>2</sup>
Máximo 2	5.20621e+009 N/m <sup>2</sup>
Máximo 3	5.20576e+009 N/m <sup>2</sup>

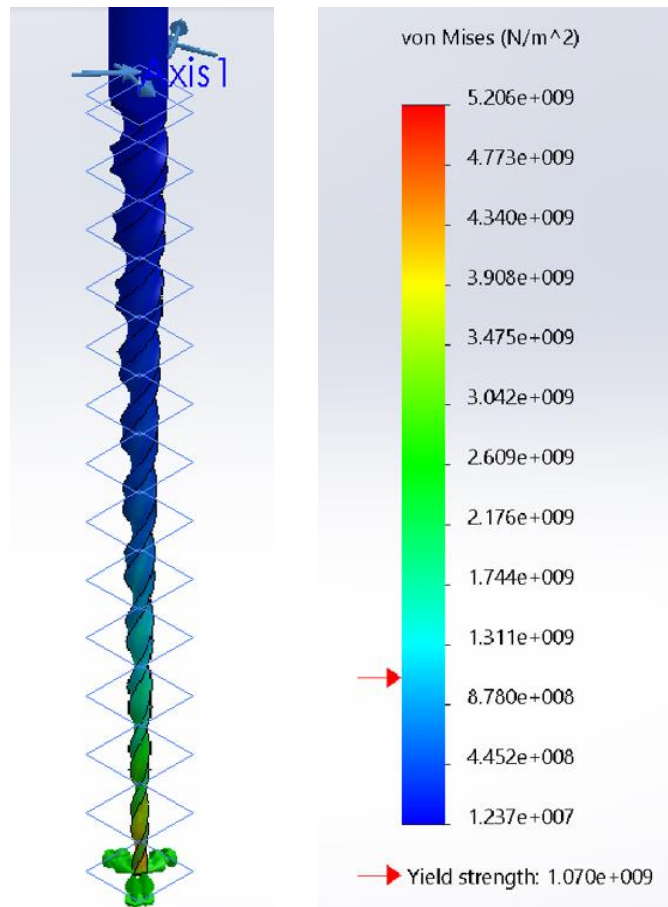


Figura 46. Simulación de torsión de WaveOne Gold Glider



<b>Desplazamiento Resultante 1</b>	0.657192 mm
<b>Desplazamiento Resultante 2</b>	0.657185 mm
<b>Desplazamiento Resultante 3</b>	0.657198 mm

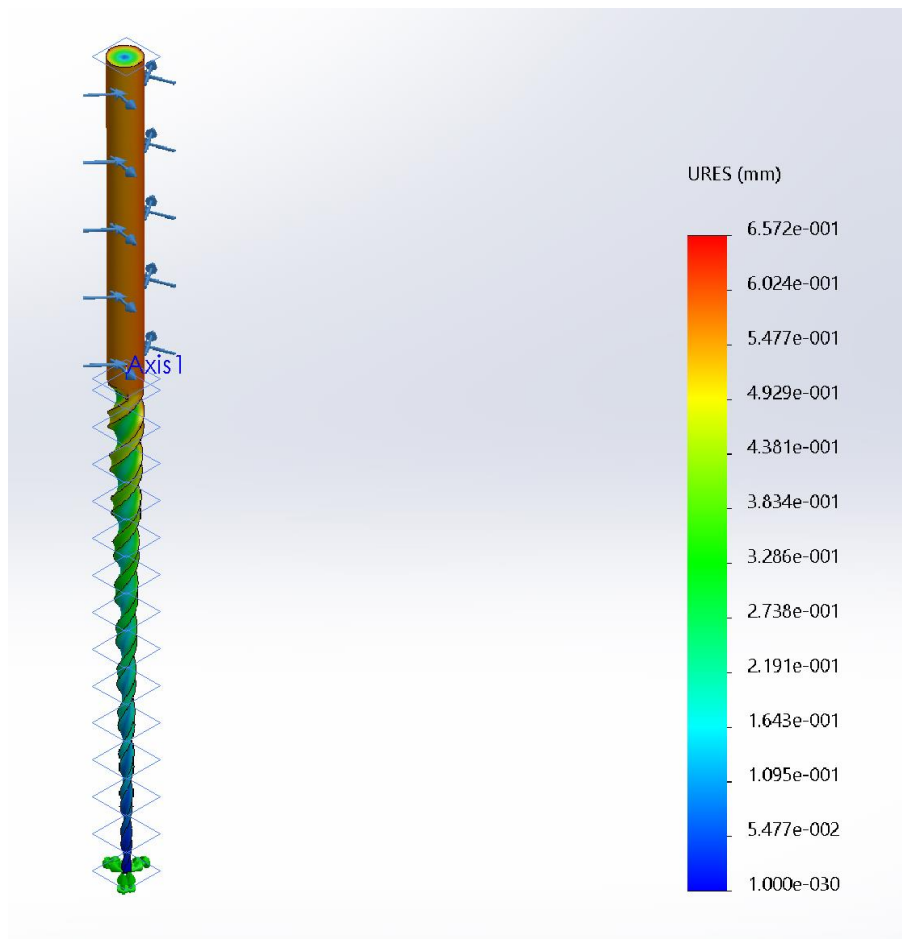


Figura 47. Simulación del desplazamiento de WaveOne Gold Glider en torsión

## 7. DISCUSIÓN

El análisis de elementos finitos se ha convertido en una herramienta importante en el estudio del comportamiento mecánico de los instrumentos de endodoncia, sin embargo, la aplicación de este método se debe probar y demostrar que corresponde a la realidad. Así, uno de los principales aportes de este trabajo fue demostrar que la aplicación de un análisis de elementos finitos es una excelente alternativa en el estudio del comportamiento mecánico de instrumentos y una metodología reportada y validada en muchos estudios previos (de Arruda et al., 2014). Aunque puede ser difícil correlacionar los hallazgos de las pruebas de laboratorio con una situación clínica debido a la cantidad de variables que actúan juntas para provocar la fractura del instrumento, es importante investigar las propiedades mecánicas de los instrumentos de endodoncia para presentar información válida para el clínico (Nogueira et al., 2018).

Se ha establecido que una recomendación muy importante para la instrumentación segura y efectiva de los conductos curvos es crear primero un glide path. La aparición de modificaciones y transportación en los conductos parece reducirse significativamente cuando se realiza un glide path previo a la instrumentación rotatoria (Berutti et al., 2012).

Durante la preparación del conducto radicular, se aplican diferentes niveles de torsión a los instrumentos y diferentes regiones a lo largo del diámetro del instrumento están sujetas a diferentes valores de torsión. Si el nivel de torque en la superficie es igual o mayor que el torque, entonces se produce una fractura por torsión (Yared & Sleiman, 2002). Asimismo, se estableció que el torque está correlacionado no solo con la fuerza apical ejercida, sino también con el volumen de los conductos (Peters et al., 2003). Por lo tanto, la preparación de conductos estrechos y constreñidos puede someter a los instrumentos rotatorios a mayores cargas torsionales y altas fuerzas dirigidas apicalmente. Por este motivo, se realizaron las simulaciones de acuerdo con las

especificaciones ISO 3630-1, un punto a lo largo del instrumento endodóntico que frecuentemente se fractura.

Los estudios de fractura de instrumentos de NiTi generalmente se completan mediante un examen SEM post mortem del modo de fractura después de un uso clínico o simulado. Tal evaluación no revela las tensiones en el instrumento durante la flexión o la rotación, como se consigue mediante el análisis de elementos finitos en el presente estudio (Zhou et al., 2013).

La propiedad de las limas NiTi está relacionada con su diseño, composición química de la aleación y procesos termomecánicos aplicados durante la fabricación. En particular, la configuración de la sección transversal parece tener una influencia decisiva en el comportamiento torsional y la distribución de esfuerzos o estrés de von Mises en los instrumentos rotatorios de NiTi, es decir, que las limas que tienen el mismo diseño de sección transversal pueden exhibir una resistencia diferente a la fractura (Xu et al., 2006; Park et al. 2010; Prados-Privado et al., 2019).

Como en estudios previos, también se evaluó la rigidez torsional, que es proporcional al torque aplicado y al momento polar de inercia de la pieza, midiendo la deflexión angular del instrumento que nos ayuda a saber cuál instrumento es más rígido. En muchos estudios se ha sugerido una correlación entre la rigidez de un instrumento y su área o sección transversal (Haïkel et al., 1999; Turpin et al., 2000; Schäfer et al., 2003; Kim et al., 2009).

Hasta donde sabemos, ningún estudio numérico en la literatura ha comparado la resistencia a la flexión y a la torsión de V-Glidepath 2H, ProGlider, R-Pilot y WaveOne Gold Glider.

## **8. CONCLUSIONES**

El instrumento que mostró más resistencia a la flexión fue el instrumento recíprocante WaveOne Gold Glider, en cambio en la prueba de resistencia a la torsión, R-Pilot presentó mejores resultados, también un instrumento que se utiliza con movimiento recíprocante.

En cuanto al desplazamiento o rigidez del instrumento, en el análisis de elementos finitos, WaveOne Gold Glider arrojó un menor desplazamiento en las dos pruebas, flexión y torsión, por lo tanto, es el instrumento más rígido.

## **9. LITERATURA CITADA**

Adıgüzel M, Yılmaz K, Tüfenkçi P. Comparison of postoperative pain intensity after using reciprocating and continuous rotary glide path systems: a randomized clinical trial. *Restor Dent Endod.* 2019;44(1):e9.

Al-Sudani D. Topographic Analysis of HyFlex(®) Controlled Memory Nickel-Titanium Files. *J Int Oral Health.* 2014;6(6):1-4.

Alapati SB, Brantley WA, Iijima M, Clark WA, Kovarik L, Buie C, Liu J, Johnson WB. Metallurgical characterization of a new nickel-titanium wire for rotary endodontic instruments. *J Endod.* 2009;35(11):1589-93.

Alcalde MP, Duarte MAH, Bramante CM, Tanomaru-Filho M, Vasconcelos BC, SÓ MVR, Vivan RR. Torsional fatigue resistance of pathfinding instruments manufactured from several nickel-titanium alloys. *Int Endod J.* 2018;51(6):697-704.

Alcalde MP, Tanomaru-Filho M, Bramante CM, Duarte MAH, Guerreiro-Tanomaru JM, Camilo-Pinto J, Reis MV, Vivan RR. Cyclic and Torsional Fatigue Resistance of Reciprocating Single Files Manufactured by Different Nickel-titanium Alloys. *J Endod.* 2017;43(7):1186-91.

Alovisi M, Cemenasco A, Mancini L, Paolino D, Scotti N, Bianchi CC, Pasqualini D. Micro-CT evaluation of several glide path techniques and ProTaper Next shaping outcomes in maxillary first molar curved canals. *Int Endod J.* 2017;50(4):387-97.

AlShwaimi E. Cyclic fatigue resistance of a novel rotary file manufactured using controlled memory Ni-Ti technology compared to a file made from M-wire file. *Int Endod J.* 2018;51(1):112-7.

Ammon D. Endodontic instruments and the methods of manufacturing thereof. US Patent Application. 2014;8916009.

Aydın ZU, Keskin NB, Özyürek T, Geneci F, Ocak M, Çelik HH. Microcomputed Assessment of Transportation, Centering Ratio, Canal Area, and Volume Increase after Single-file Rotary and Reciprocating Glide Path Instrumentation in Curved Root Canals: A Laboratory Study. *J Endod.* 2019;45(6):791-796.

Bahia MG, Melo MC, Bueno VT. Influence of simulated clinical use on the torsional behavior of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2006;101(5):675-80.

Barnes J, Patel S. Contemporary endodontics - part 1. *Br Dent J.* 2011;211(10):463-8.

Bartols A, Reutter CA, Robra BP, Walther W. Reciproc vs. hand instrumentation in dental practice: a study in routine care. *PeerJ.* 2016;4:e2182.

Berendt C. Method of preparing Nitinol for use in manufacturing instruments with improved fatigue resistance. US Patent Application. 2007;20070072147.

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(5):324–33.

Berutti E, Negro AR, Lendini M, Pasqualini D. Influence of manual preflaring and torque on the failure rate of ProTaper rotary instruments. *J Endod.* 2004;30(4):228-230.

Berutti E, Cantatore G, Castellucci A, Chiandussi G, Pera F, Migliaretti G, Pasqualini D. Use of nickel-titanium rotary PathFile to create the glide path: comparison with manual preflaring in simulated root canals. *J Endod.* 2009;35(3):408-12.

Berutti E, Paolino DS, Chiandussi G, Alovise M, Cantatore G, Castellucci A, Pasqualini D. Root canal anatomy preservation of Wave-One reciprocating files with or without glide path. *J Endod.* 2012;38(1):101–4.

Braga LC, Faria Silva AC, Buono VT, de Azevedo Bahia MG. Impact of heat treatments on the fatigue resistance of different rotary nickel-titanium instruments. *J Endod.* 2014;40(9):1494–7.

Brantley WA, Svec TA, Iijima M, Powers JM, Grentzer TH. Differential scanning calorimetric studies of nickel titanium rotary endodontic instruments. *J Endod.* 2002;28(8):567–72.

Buehler WH, Gilfrich JV, Wiley RC. Effect of low temperature phase changes on the mechanical properties of alloys near composition TiNi. *J Appl Phys.* 1963;34(5): 1475–7.

Casper RB, Roberts HW, Roberts MD, Himel VT, Bergeron BE. Comparison of autoclaving effects on torsional deformation and fracture resistance of three innovative endodontic file systems. *J Endod.* 2011;37(11):1572–5.

Chang SW, Shim KS, Kim YC, Jee KK, Zhu Q, Perinpanayagam H, Kum KY. Cyclic fatigue resistance, torsional resistance, and metallurgical characteristics of V taper 2 and V taper 2H rotary NiTi files. *Scanning.* 2016;38(6):564-70.

Chen JL, Messer HH. A comparison of stainless steel hand and rotary nickel-titanium instrumentation using a silicone impression technique. *Aust Dent J.* 2002;47(1):12-20.

D'Amario M, Baldi M, Petricca R, De Angelis F, El Abed R, D'Arcangelo C. Evaluation of a new nickel-titanium system to create the glide path in root canal preparation of curved canals. *J Endod.* 2013;39(12):1581-4.

Dagna A, El Abed R, Hussain S, Abu-Tahun IH, Visai L, Bertoglio F, Bosco F, Beltrami R, Poggio C, Kim HC. Comparison of apical extrusion of intracanal bacteria by various glide-path establishing systems: an in vitro study. *Restor Dent Endod.* 2017;42(4):316-323.

Darcey J, Taylor C, Roudsari R, Jawad S, Hunter M. Modern Endodontic Principles Part 3: Preparation. *Dent Update.* 2015;42(9):810-22.

de Arruda L, Bayod J, Barbosa E, de Azevedo M, Lopes V. Mechanical behavior of three nickel-titanium rotary files: A comparison of numerical simulation with bending and torsion tests. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2014;37:258-63

de Vasconcelos RA, Murphy S, Carvalho CA, Govindjee RG, Govindjee S, Peters OA. Evidence for Reduced Fatigue Resistance of Contemporary Rotary Instruments Exposed to Body Temperature. *J Endod.* 2016;42(5):782-7.

De-Deus G, Barino B, Zamolyi RQ, Souza E, Fonseca A, Fidel S, Fidel R. Suboptimal debridement quality produced by the single-file F2 ProTaper technique in oval-shaped canals. *J Endod.* 2010;36(11):1897-900.

De-Deus G, Cardoso ML, Belladonna FG, Cavalcante DM, Simões-Carvalho M, Souza EM, Lopes RT, Leal EJ. Performance of Reciproc Blue R25 Instruments in Shaping the Canal Space without Glide Path. *J Endod.* 2019;45(2):194-8.

Dhingra A, Nagar N, Sapra V. Influence of the glide path on various parameters of root canal prepared with WaveOne reciprocating file using cone beam computed tomography. *Dent Res J (Isfahan).* 2015;12(6):534-540.

Dioguardi M, Di Gioia G, Illuzzi G, Laneve E, Cocco A, Troiano G. Endodontic irrigants: Different methods to improve efficacy and related problems. *Eur J Dent.* 2018;12(3):459-66.



Dosanjh A, Paurazas S, Askar M. The Effect of Temperature on Cyclic Fatigue of Nickel-titanium Rotary Endodontic Instruments. *J Endod.* 2017;43(5):823-6.

El-Anwar MI, Yousief SA, Kataia EM, El-Wahab TMA. Finite element study on continuous rotating versus reciprocating Nickel-Titanium instruments. *Braz Dent J.* 2016;27(4):436-441.

Elnaghy AM, Elsaka SE. Evaluation of root canal transportation, centering ratio, and remaining dentin thickness associated with ProTaper Next instruments with and without glide path. *J Endod.* 2014;40(12):2053-6.

Elnaghy AM, Elsaka SE. Evaluation of the mechanical behaviour of PathFile and ProGlider pathfinding nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J.* 2015;48(9):894-901.

Gergi R, Rjeily JA, Sader J, Naaman A. Comparison of canal transportation and centering ability of twisted files, Pathfile-ProTaper system, and stainless steel hand K-files by using computed tomography. *J Endod.* 2010;36(5):904-907.

Goo HJ, Kwak SW, Ha JH, Pedulla E, Kim HC. Mechanical properties of various heat-treated nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2017;43(11):1872-7.

Gu Y, Kum KY, Perinpanayagam H, Kim C, Kum DJ, Lim SM, Chang SW, Baek SH, Zhu Q, Yoo YJ. Various heat-treated nickel-titanium rotary instruments evaluated in S-shaped simulated resin canals. *J Dent Sci.* 2017;12(1):14-20.

Gunes B, Yeter K. Effects of Different Glide Path Files on Apical Debris Extrusion in Curved Root Canals. *J Endod.* 2018;44(7):1191-1194.

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.

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(6):434–40.

Hargreaves K, Berman L. *Cohen's Pathways of the Pulp* 11th edition ed: ELSEVIER; 2015 2nd October 2015. 928 p.

He R, Ni J. Design Improvement and Failure Reduction of Endodontic Files Through Finite Element Analysis: Application to V-Taper File Designs. *J Endod.* 2010;36(9):1552-7.

Hieawy A, Haapasalo M, Zhou H, Wang ZJ, Shen Y. Phase transformation behavior and resistance to bending and cyclic fatigue of ProTaper Gold and ProTaper Universal Instruments. *J Endod.* 2015;41(7):1134–8.

Jamleh A, Yahata Y, Ebihara A, Atmeh AR, Bakhsh T, Suda H. Performance of NiTi endodontic instrument under different temperatures. *Odontology.* 2016;104(3):324-8.

Keskin C, İnan U, Demiral M, Keleş A. Cyclic fatigue resistance of R-Pilot, WaveOne Gold Glider, and ProGlider glide path instruments. *Clin Oral Investig.* 2018;22(9):3007-12.

Keskin C, Sivas Yılmaz Ö, İnan U, Özdemir Ö. Postoperative pain after glide path preparation using manual, reciprocating and continuous rotary instruments: a randomized clinical trial. *Int Endod J.* 2019;52(5):579-587.

Kim T, Cheung G, Lee J, Kim B, Hur B, Kim H. Stress distribution of three NiTi rotary files under bending and torsional conditions using a mathematic analysis. *Int Endod J*. 2009;42(1):14-21.

Kim HC, Kwak SW, Cheung GS, Ko DH, Chung SM, Lee W. Cyclic fatigue and torsional resistance of two new nickel-titanium instruments used in reciprocation motion: Reciproc versus WaveOne. *J Endod*. 2012;38(4):541-4.

Kırıcı D, Kuştarıcı A. Cyclic fatigue resistance of the WaveOne Gold Glider, ProGlider, and the One G glide path instruments in double-curvature canals. *Restor Dent Endod*. 2019;44(4):e36.

Kuhn G, Jordan L. Fatigue and mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod*. 2002;28(10):716-20.

Melo MC, Pereira ES, Viana AC, Fonseca AM, Bueno VT, Bahia MG. Dimensional characterization and mechanical behaviour of K3 rotary instruments. *Int Endod J*. 2008;41(4): 329–38.

Ninan E, Berzins DW. Torsion and bending properties of shape memory and superelastic nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*. 2013;39(1):101–4.

Nogueira E, Hecksher F, Dos Santos H, De-Deus G, Nelson C, Leal V. Torsional Fatigue Resistance of Blue-treated Reciprocating Instruments. *J Endod*. 2018;44(6):1038-1041.

Oh S, Kum KY, Cho K, Lee SH, You SH, Go J, Jeon BK, Kim SW, Kim TH, Jang JH, Perinpanayagam H, Kim JW, Chang SW. Torsional and Bending Properties of V Taper 2H, ProTaper NEXT, NRT, and One Shape. *Biomed Res Int*. 2019;eCollection 2019.

Özyürek T. Cyclic Fatigue Resistance of Reciproc, WaveOne, and WaveOne Gold Nickel-Titanium Instruments. *J Endod.* 2016;42(10):1536-1539.

Özyürek T, Uslu G, İnan U. A Comparison of the Cyclic Fatigue Resistance of Used and New Glide Path Files. *J Endod.* 2017;43(3):477-480.

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(9):1047-52.

Paleker F, van der Vyver PJ. Glide Path Enlargement of Mandibular Molar Canals by Using K-files, the ProGlider File, and G-Files: A Comparative Study of the Preparation Times. *J Endod.* 2017;43(4):609-12.

Parashos P, Messer HH. Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *J Endod.* 2006;32(11):1031-43.

Park SY, Cheung GS, Yum J, Hur B, Park JK, Kim HC. Dynamic torsional resistance of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2010;36(7):1200-4.

Pasqualini D, Bianchi CC, Paolino DS, Mancini L, Cemenasco A, Cantatore G, et al. Computed micro-tomographic evaluation of glide path with nickel-titanium rotary PathFile in maxillary first molars curved canals. *J Endod.* 2012;38(3):389-93.

Patiño PV, Biedma BM, Liébana CR, Cantatore G, Bahillo JG. The influence of a manual glide path on the separation rate of NiTi rotary instruments. *J Endod.* 2005;31(2):114-116.

Pedullà E, Leanza G, La Rosa GRM, Gueli AM, Pasquale S, Plotino G, Rapisarda E. Cutting efficiency of conventional and heat-treated nickel-titanium rotary or reciprocating glide path instruments. *Int Endod J.* 2020;53(3):376-384.

Pereira ES, Peixoto IF, Viana AC, Oliveira II, Gonzalez BM, Buono VT, Bahia MG. Physical and mechanical properties of a thermomechanically treated NiTi wire used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *Int Endod J.* 2012;45(5):469–74.

Pereira ES, Viana AC, Buono VT, Peters OA, Bahia MG. Behavior of nickel-titanium instruments manufactured with different thermal treatments. *J Endod.* 2015;41(1):67-71.

Peters OA, Peters CI, Schönenberger K, Barbakow F. ProTaper rotary root canal preparation: assessment of torque and force in relation to canal anatomy. *Int Endod J.* 2003;36(2):93-9.

Peters OA, Paque F. Current developments in rotary root canal instrument technology and clinical use: a review. *Quintessence Int.* 2010;41(6):479-88.

Peters OA, Gluskin AK, Weiss RA, Han JT. An in vitro assessment of the physical properties of novel Hyflex nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J.* 2012;45(11):1027–34.

Pirani C, Iacono F, Generali L, Sassatelli P, Nucci C, Lusvarghi L, Gandolfi M, Prati C. HyFlex EDM: superficial features, metallurgical analysis and fatigue resistance of innovative electro discharge machined NiTi rotary instruments. *Int Endod J.* 2016;49(5):483–93.

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(9):1451-3.

Pongione G, Pompa G, Milana V, Di Carlo S, Giansiracusa A, Nicolini E, De Angelis F. Flexibility and resistance to cyclic fatigue of endodontic instruments made with different nickel-titanium alloys: a comparative test. *Ann Stomatol.* 2012;3(3-4):119.

Prados-Privado M, Rojo R, Ivorra C, Prados-Frutos J. Finite element analysis comparing WaveOne, WaveOne Gold, Reciproc and Reciproc Blue responses with bending and torsion tests. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2019;90:165-172.

Santos CB, Simões-Carvalho M, Perez R, Vieira VTL, Antunes HS, Cavalcante DF, De-Deus G, Silva EJ. Torsional fatigue resistance of R-Pilot and WaveOne Gold Glider NiTi glide path reciprocating systems. *Int Endod J.* 2019;52(6):874-79.

Santos A, Bahia MG, de Las Casas EB, Buono VT. Comparison of the mechanical behavior between controlled memory and superelastic nickel-titanium files via finite element analysis. *J Endod.* 2013;39(11):1444–7.

Sattapan B, Nervo G, Palamara J, Messer H. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod.* 2000;26(3):161-5.

Schäfer E, Dzepina A, Danesh G. Bending properties of rotary nickel–titanium instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2003;96(6):757–63.

Schäfer E, Schulz-Bongert U, Tulus G. Comparison of hand stainless steel and nickel titanium rotary instrumentation: a clinical study. *J Endod.* 2004;30(6):432-5.

Serefoglu B, Kaval M, Micoogullari Kurt S, Çalışkan M. Cyclic Fatigue Resistance of Novel Glide Path Instruments with Different Alloy Properties and Kinematics. *J Endod.* 2018;44(9):1422-4.

Shen Y, Zhou HM, Zheng YF, Campbell L, Peng B, Haapasalo M. Metallurgical characterization of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2011;37(11):1566–71.

Shen Y, Coil JM, Zhou H, Zheng Y, Haapasalo M. HyFlex nickel-titanium rotary instruments after clinical use: metallurgical properties. *Int Endod J.* 2013;46(8):720–9.

Silva E, Hecksher F, Antunes H, De-Deus G, Elias C, Vieira V. Torsional Fatigue Resistance of Blue-treated Reciprocating Instruments. *J Endod.* 2018;44(6):1038-41.

Soares RG, Lopes HP, Elias CN, Viera MV, de Paula CB, Alves FR. Comparative study of the mechanical properties of instruments made of conventional, M-wire, R-phase, and controlled memory nickel-titanium alloys. *ENDO – Endodontic Practice Today.* 2017;11:271–7.

Testarelli L, Plotino G, Al-Sudani D, Vincenzi V, Giansiracusa A, Grande NM, Gambarini G. Bending properties of a new nickel-titanium alloy with a lower percent by weight of nickel. *J Endod.* 2011;37(9):1293-5.

Tomson PL, Simon SR. Contemporary Cleaning and Shaping of the Root Canal System. *Prim Dent J.* 2016;5(2):46-53.

Topçuoğlu HS, Topçuoğlu G, Düzgün S. Resistance to cyclic fatigue of PathFile, ScoutRaCe and ProGlider glide path files in an S-shaped canal. *Int Endod J.* 2018;51(5):509-514.

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(9):1053-1058.

Turpin YL, Chagneau F, Vulcain JM. Impact of two theoretical cross-sections on torsional and bending stresses of nickel–titanium root canal instrument models. *J Endod.* 2000;26(7): 414–7.

Uslu G, Özyürek T, Yılmaz K, Gündoğar M. Cyclic fatigue resistance of R-Pilot, HyFlex EDM and PathFile nickel-titanium glide path files in artificial canals with double (S-shaped) curvature. *Int Endod J.* 2018;51(5):584-589.

van der Vyver PJ, Paleker F, Jonker CH. Comparison of preparation times of three different rotary glide path instrument systems. *S Afr Dent J*. 2015;70(4):144-147.

van der Vyver PJ, Paleker F, Vorster M, de Wet FA. Root Canal Shaping Using Nickel Titanium, M-Wire, and Gold Wire: A Micro-computed Tomographic Comparative Study of One Shape, ProTaper Next, and WaveOne Gold Instruments in Maxillary First Molars. *J Endod*. 2019;45(1):62-67.

Viana AC, Craveiro C, de Melo M, de Azevedo G, 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(4):527-33.

Vivan RR, Alcalde MP, Candeiro G, Gavini G, Caldeira CL, Duarte MAH. Torsional fatigue strength of reciprocating and rotary pathfinding instruments manufactured from different NiTi alloys. *Braz Oral Res*. 2019;33:e097.

Vorster M, van der Vyver PJ, Paleker F. Canal Transportation and Centering Ability of WaveOne Gold in Combination with and without Different Glide Path Techniques. *J Endod*. 2018;44(9):1430-1435.

Walia H, Brantley W, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *J Endod*. 1988;14(7):346-51.

Webber J. Shaping canals with confidence: WaveOne GOLD single-file reciprocating system. *Roots* 2015;1:34-40.

West JD. The endodontic Glidepath: "Secret to rotary safety". *Dent Today*. 2010;29(9):86, 88, 90-93.



Xu X, Eng M, Zheng Y, Eng D. Comparative study of torsional and bending properties for six models of nickel-titanium root canal instruments with different cross-sections. *J Endod.* 2006;32(4):372-5.

Yared G, Sleiman P. Failure of ProFile instruments used with air, high torque control, and low torque control motors. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2002;93(1):92-6.

Yared G. Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations. *Int Endod J.* 2008;41(4):339-44.

Yared G. Canal preparation with nickel-titanium or stainless steel instruments without the risk of instrument fracture: preliminary observations. *Restor Dent Endod.* 2015;40(1):85-90

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(1):105-7.

Yılmaz K, Uslu G, Gündoğar M, Özyürek T, Grande NM, Plotino G. Cyclic fatigue resistances of several nickel-titanium glide path rotary and reciprocating instruments at body temperature. *Int Endod J.* 2018;51(8):924-930.

Zhou HM, Shen Y, Zheng W, Li L, Zheng YF, Haapasalo M. Mechanical properties of controlled memory and superelastic nickel-titanium wires used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *J Endod.* 2012;38(11):1535-40.

Zhou H, Peng B, Zheng YF. An overview of the mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. *Endod Topics.* 2013;29(1):42-54.

Zupanc J, Vahdat-Pajouh N, Schäfer E. New thermomechanically treated NiTi alloys - a review. Int Endod J. 2018;51(10):1088-103.

## **RESUMEN BIOGRÁFICO**

Alma Daniela Bladé Díaz

Candidato para el Grado de

**Maestría en Ciencias Odontológicas en el Área de Endodoncia**

**Tesis: ESTUDIO COMPARATIVO DE INSTRUMENTOS PARA GLIDE PATH WAVEONE GOLD GLIDER, R PILOT, PROGLIDER Y V-GLIDEPATH 2H EVALUANDO FLEXIÓN Y TORSIÓN MEDIANTE ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS**

Campo de Estudio:

Ciencias de la Salud

Datos Personales:

Nacida en Monterrey, Nuevo León, el 25 de junio de 1994.

Hija de Juan Manuel Bladé Cavazos y Alma Rosa Díaz Flores.

Educación:

Egresada de la Facultad de Odontología de la Universidad Autónoma de Nuevo León, obteniendo el grado de Cirujano Dentista en 2017 con mención honorífica.