

Comportamiento mecánico estático de los instrumentos S1, S2, F1 de Protaper Universal® bajo torsión y doblamiento. Análisis por elementos finitos.*

Static mechanical behavior of universal protaper instruments S1, S2, F1 of under torsion and bending: a numeric analysis by finite elements.

Luisa Fernanda Cartagena ¹

Adriana María Espinel ²

Sandra Liliana Rojas ³

Mauricio Rodríguez ⁴

ABSTRACT

Purpose Examine the static mechanical behavior of S1, S2, F1 files from ProTaper Universal® system under torsion and bending taking into account the mechanical properties by finite element method.

Methodology The investigated files were ProTaper Universal® S1, S2, F1, modeled with the ANSYS software 10 and subjected to torsional forces in 0.25 N/cm up to reach the maximum torque recommended by the commercial S1, S2, F1 Maillefer® and bending in an angle of 60°, which allowed the observation of the limes deformation.

Results The maximum stress occurs in the nucleus (center) of the section for all instruments evaluated, when the torque is increased the stress is dissipated to the periphery (flute edge) to S1 (D5, D10, D14), S2 (D5, D7, D8, D10), F1 (D2, D3, D5). When S1 was subjected to torsion in D5 and D0 regardless how big or small should be applied, the highest stress value exceeded the plastic deformation threshold in the instrument core section. While the S2 files with torques of 1 or 1.5 N/cm exceeded the material elastic limit. The torque high values 1 N/cm for the NiTi martensite phase did not exceed the elastic limit, but using a torque of 1.5 N/cm the plastic limit was exceeded. The F1 file in D0, D2 with torques of 0.25, 0.5, 1, 1.5, 2 N/cm, the stress maximum values exceeded the limit of plastic deformation. During the bending times, we can say that the S1, S2, F1 files performed well since the vast majority of the structure is found below the breaking strength due to the neutral line is fairly wide. **Conclusions** The torsional forces for all the studied files showed more risk of instrument separation compared to bending forces.

Keywords Finite elements analysis, torsion, bending and ProTaper® Universal system files S1, S2, F1, Austenite, Martensite, NiTi.

RESUMEN

Propósito Examinar el comportamiento mecánico estático de los instrumentos ProTaper Universal® S1, S2, F1 bajo torsión y doblamiento teniendo en cuenta las propiedades mecánicas del material, mediante el método de elementos finitos. **Metodología** Estudio Observacional descriptivo. Las limas investigadas fueron S1, S2, F1 de ProTaper Universal®, modeladas con el software ANSYS 10 y sometidas a fuerzas de torsión empezando en 0.25N/cm hasta alcanzar el torque máximo recomendado por la casa comercial Maillefer® y doblamiento en un ángulo de 60°. **Resultados** El máximo esfuerzo ocurre en el núcleo de la sección para todos los instrumentos evaluados; al incrementar el torque el esfuerzo se disipa a la periferia para S1 (D5, D10, D14), S2 (D5, D7, D8, D10), F1 (D2, D3, D5). La lima S1 al ser sometida a torsión en D0 y D5 independiente del torque que fuese aplicado el máximo de esfuerzo superaba el límite de deformación plástica en el núcleo de la sección del instrumento. La lima S2 con torques de 1 ó 1,5 N/cm superó el límite elástico del material. Lima F1 en D0, D2 con torques de 0.25, 0,5, 1, 1,5, 2 N/cm el esfuerzo máximo no superaron el límite de deformación plástica. En la prueba de doblamiento la gran mayoría de la estructura de las limas S1, S2, F1, se encuentra por debajo del esfuerzo de ruptura (línea neutral es bastante ancha). **Conclusiones** Las fuerzas de torsión para todas la limas del estudio mostraron tener mayor riesgo de separación del instrumento en comparación con las fuerzas de doblamiento.

Palabras clave Análisis de Elementos finitos, torsión, doblamiento, limas ProTaper Universal® S1, S2, F1, austenita, martensita, NiTi.

* Artículo correspondiente al trabajo de grado para optar al título de especialista en Endodoncia. Universidad Santo Tomás, Bogotá, D. C., Colombia.

¹ Odontólogo, Pontificia Universidad Javeriana. Especialista en Gerencia y Auditoría en salud, Universidad Jorge Tadeo Lozano. Especialista en Endodoncia, Universidad Santo Tomás, Bogotá, D. C., Colombia. Cile. 146 # 13-91. Apto 306. Bogotá, D. C., Colombia. Teléfono: 3108848371. Correo electrónico: adrima66@hotmail.com.

² Docente Facultad de Odontología Universidad Nacional de Colombia, Especialista en Odontopediatría, Maestría en Educación superior.

³ Odontólogo, Colegio Odontológico Colombiano. Especialista en Gerencia En Salud Pública, Colegio Mayor de Nuestra Señora del Rosario. Especialista en Endodoncia, docente, Universidad Santo Tomás, Bogotá, D. C., Colombia. Directora del trabajo. Federación Odontológica Colombiana, Instituto de Educación Continuada. Calle 93 # 11-39. Bogotá, D. C., Colombia. Teléfono: +57-1-2184925. Correo electrónico: sandralrojas@hotmail.com

⁴ Odontólogo, Colegio Odontológico Colombiano. Especialista en cirugía oral y estomatología, Pontificia Universidad Javeriana. Magíster en epidemiología clínica, Universidad Nacional de Colombia. Docente Universidad Santo Tomás, Bogotá, D. C., Colombia. Asesor metodológico. Federación Odontológica Colombiana, Instituto de Educación Continuada. Calle 93 # 11-39. Bogotá, D. C., Colombia. Teléfono: +57-1-2184925. Correo electrónico: marogol@yahoo.es

INTRODUCCIÓN

La aleación de Níquel-Titanio (Ni-Ti) (1) se caracteriza por tener dos fases cristalográficas (austenita y martensita), un bajo módulo elástico y propiedades pseudoelásticas como memoria de forma y súper-elasticidad, haciéndola útil en la instrumentación de conductos curvos, permitiendo que la preparación sea ágil y permanezca centrada, sin embargo el riesgo de fractura permanece latente durante su uso.

El sistema ProTaper Universal® (2,3), se caracteriza por el diseño transversal de los instrumentos, lo que permite cambiar las áreas por puntos de contacto removiendo sólo la cantidad de tejido necesario, manteniendo de esta forma la conicidad del conducto radicular, ofreciendo más seguridad, disminuyendo el riesgo de accidentes operatorios, y del tiempo de trabajo durante la preparación gracias a la utilización del menor número de instrumentos. Estos instrumentos³, presentan algunas diferencias con respecto al sistema ProTaper®, tales como dos instrumentos más para conductos amplios F4 y F5, modificación en el taper de D7 a D12 de la lima S2, dando un mejor balance entre S1, S2 y F1 logrando suavizar el paso de la S2 a la F1. Durante la preparación biomecánica las limas son sujetas a esfuerzos por torsión y doblamiento (4,5), su comportamiento mecánico está directamente influenciado por la sección transversal. En doblamiento, la tensión impuesta en el instrumento se determina por la relación entre el radio del instrumento y la curvatura del conducto. El esfuerzo generado por los instrumentos durante la preparación y el comportamiento mecánico de los mismos puede ser medido de manera *in vitro* con el uso de modelos matemáticos y simulaciones que permiten recrear de manera cercana a la real los fenómenos sin que se produzca algún daño en la muestra; o *in vivo*, mediante la aplicación de diferentes test de fatiga.

El método de elementos finitos se ha utilizado para analizar el comportamiento de los instrumentos; Berutti (6), analizó el esfuerzo torsional y el doblamiento en instrumentos ProTaper® y Profile®. Xu y cols(7) simularon la aplicación de un torque de 2.5 N/mm en seis marcas comerciales de limas de NiTi mediante la aplicación del método de elementos finitos. Zhang y cols (4) también emplearon el método de elementos finitos para evaluar la influencia de la sección transversal en el comportamiento de los instrumentos de NiTi durante flexión y torsión. Sin embargo el comportamiento de las limas S1, S2 y F1 de ProTaper® Universal ha sido poco investigado.

El propósito de este estudio fue examinar el comportamiento mecánico estático de las limas S1, S2, F1, de ProTaper® Universal bajo torsión y doblamiento teniendo en cuenta las propiedades mecánicas del material, mediante el método de elementos finitos.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se realizó un estudio observacional descriptivo. Los modelos para el análisis fueron elaborados teniendo en cuenta la sección transversal del instrumento y sus condiciones geométricas. El material que se le asignó a las limas para los análisis fue Nitinol SE508 con módulo de elasticidad de 58 GPa y con radio de Poisson de 0.3. Las secciones que se deseaban analizar eran seleccionadas de acuerdo a la parte de la lima que realiza el trabajo durante el funcionamiento (Tabla 1), para ello la lima fue dividida en 3 secciones: coronal, media y apical (Fig.1).

Análisis de torsión. Se realizaron cuatro modelos geométricos de 1mm de espesor, pero de diferente tamaño de sección transversal, para cada tipo de lima. El tamaño de la sección transversal variaba según la sección de la lima que se quisiera analizar puesto que en cada milímetro la lima cambia su conicidad. Para la lima S1 se analizaron: 1 segmento de la parte coronal, 2 de la sección media y uno apical, para la lima S2 se analizaron 4 secciones de la parte media y para la lima F1 se analizaron 4 secciones de la parte apical. La geometría fue obtenida a partir de imágenes de microscopía de luz para cada lima y fueron elaborados en el paquete de software SolidWorks (Fig.2).

FIGURA 1

Secciones de las limas.

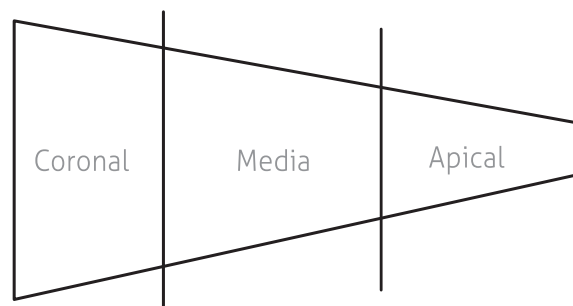
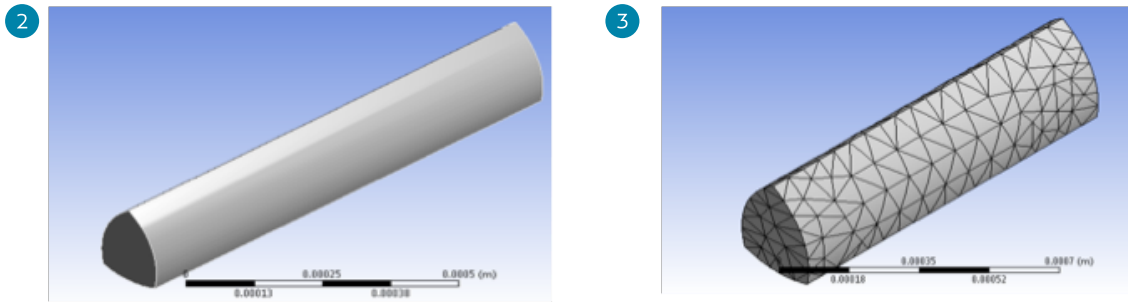


TABLA 1

Segmentos de las limas para el análisis

LIMA	SEGMENTOS
S1	D0
	D5
	D10
	D14
S2	D5
	D7
	D8
	D14
F1	D0
	D2
	D3
	D5

Para efectuar el análisis de elementos finitos se exportaron los diferentes modelos geométricos al paquete de software ANSYS Workbench 10. Una vez exportado el modelo, se procedió a mallar (Fig.3). Luego de mallar, se inició el análisis estructural dejando uno de los lados del modelo fijo y aplicando el torque deseado en el otro extremo (Fig.4). El rango de torques para el cual se efectuó el análisis de cada lima iniciaba con 0.25 N/cm, aumentando en 0.5 N/cm hasta el máximo torque que indicaba el catálogo X-Smart® para cada tipo de lima, S1 (3 N/cm), S2 (1.5 N/cm), F1 (2 N/cm). Posteriormente se le indicaba a ANSYS 10 que



resolviera la deformación elástica, el esfuerzo equivalente y la deformación total para cada momento torsor en la sección transversal de cada uno de los 3 tipos de lima del análisis.

FIGURA 2, 3
Geometría y Mallado

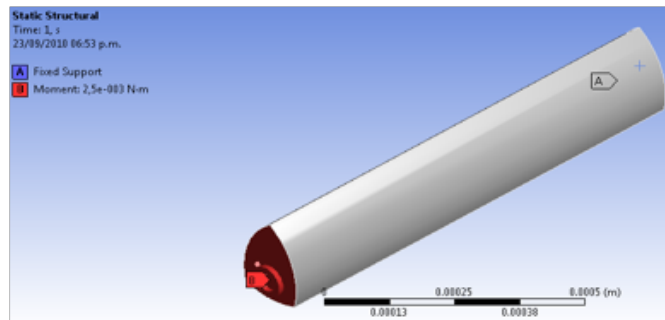


FIGURA 4
Momento torsor

Análisis de doblamiento. Se realizaron 3 modelos geométricos en un software CAD (SolidWorks®) que representaban las limas reales de interés. Luego se analizó cada modelo mediante el método de los elementos finitos (ANSYS 10®). En este análisis se empleó una fuerza, para generar el momento flector, que permitiera deformar la lima hasta un máximo de 60°. El ángulo se calculó con base en la máxima deformación alcanzada, para ello se empleó la siguiente fórmula (Fig.5)

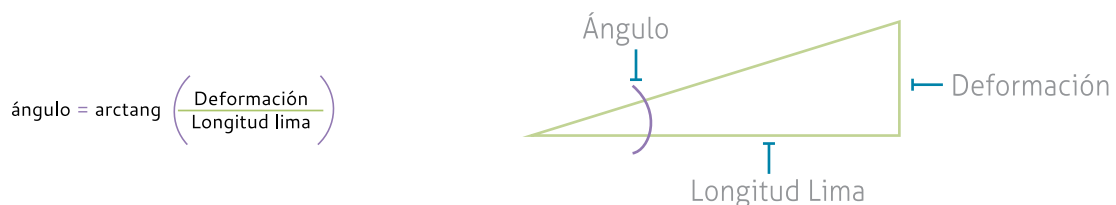


FIGURA 5
Ángulo de flexión

Por último, se compararon los resultados del análisis con las propiedades del material para describir el comportamiento de cada lima. Los modelos geométricos y el análisis de elementos finitos fueron elaborados de la misma forma como se explicó anteriormente. Se realizaron 3 modelos, uno para cada lima (Fig.6). El ángulo helicoidal, la longitud de la lima y la forma de cada lima se determinó de acuerdo a las imágenes microscópicas tomadas de limas reales (Fig.7 A, B, C).

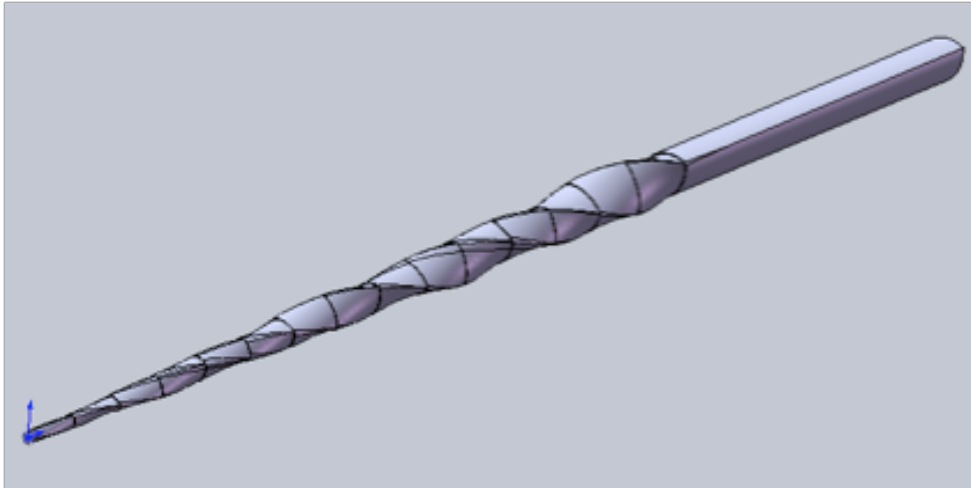


FIGURA 6 A

Dibujo a escala de la lima

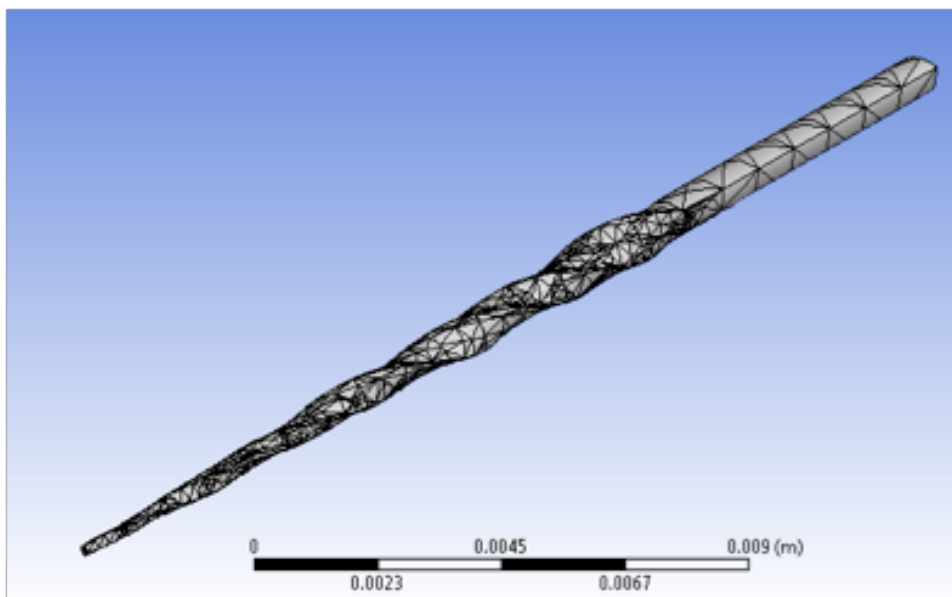


FIGURA 6 B

Modelado de la lima

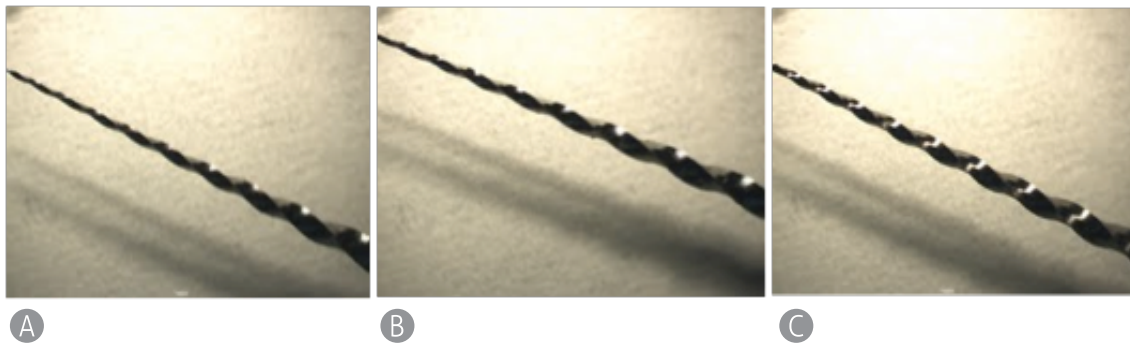


FIGURA 7

LIMA S1. B. S2. B. F1

Luego de mallar, se inició el análisis estructural dejando uno de los lados del modelo fijo **A** y aplicando la fuerza deseada en el otro extremo (Fig.8). La magnitud de la fuerza con la cual se efectuó el análisis para cada lima fue de 6.05 N, 9.8 N, 11.5 N, para S1, S2 y F1 respectivamente. Luego de ello se le indicaba al programa ANSYS 10® que resolviera el esfuerzo equivalente y la deformación total para cada una de los tres tipos de lima del análisis.

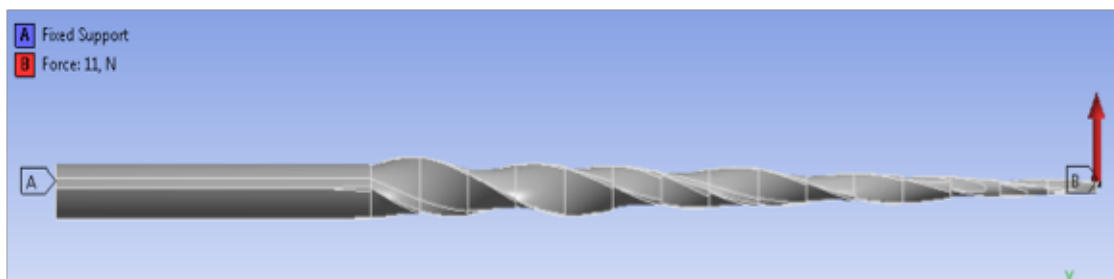


FIGURA 8

Momento de de flexión

RESULTADOS

La escala de colores arrojada por el programa de elementos finitos, corresponde a los valores de estrés de transformación entre las fases del material de NiTi. El máximo esfuerzo ocurre en el núcleo (centro) de la sección para todos los instrumentos evaluados; mientras que al incrementar el torque, el estrés ocurre en la periferia (Borde de la estría) para S1 (D5, D10, D14), S2 (D5, D7, D8, D10), F1 (D2, D3, D5).

Para la prueba de torsión; la lima S1 en D0 y D5, sin importar el torque grande o pequeño que fuese aplicado, el esfuerzo máximo superaba el límite de deformación plástica en el núcleo de la sección del instrumento. En D10 con torques pequeños (0.25 ó 0.5 N/cm) se encontró, que los valores máximos de esfuerzo no superaban la fase austenita del NiTi. Mientras que al incrementar el torque a 1 N/cm los valores máximos se encontraban dentro de la transformación de la fase austenita a martensita. Al incrementar el momento torsional a 1.5 N/cm ó 2 N/cm los puntos de mayor esfuerzo estuvieron dentro de la fase austenita pero no habían superado la deformación plástica. Al aumentar los valores de torque a 2.5 N/cm y 3N/cm la deformación plástica del material fue superada. En D14 con un torque de 0.25, 0.5, 1, 1.5, 2, 2,5 y 3 N/cm, la fase austenita del material no fue superada (Tabla 1).

Para la lima S2 en D5 con un torque de 0.25 N/cm, los valores máximos estaban dentro de la fase de transformación de austenita a martensita. Al incrementar el torque a 0.5 N/cm, estos se encontraban en la fase martensita sin llegar a superar el límite elástico. Con torques de 1 y 1.5 N/cm, se superó el límite elástico del material. Para D7 con torque de 0.25 N/cm, el material se encontró en fase de austenita, con torque 0.5 N/cm los valores más altos estuvieron dentro de la fase de transformación austenita/martensita. Con valores altos de torque 1 N/cm la fase martensita del NiTi no superó el límite plástico, pero con un torque de 1.5 N/cm se superó el límite plástico. En D8 con torques de 0.25 N/cm ó 0.5 N/cm se observó la fase austenita. Con torque de 1 N/cm y 1.5 N/cm la fase martensita fue visible sin superar el límite plástico. Para D10 con valores pequeños de torque (0.25, 0.5 y 1 N/cm), la fase austenita no fue superada. Cuando el torque fue incrementado (1.5 N/cm), la sección de los instrumentos se encontraba en la fase de transformación de austenita/martensita (Tabla 2).

Para la lima F1 en D0, D2 con torques de 0.25, 0.5, 1, 1.5, 2 N/cm, los valores máximos de esfuerzo superaron el límite de deformación plástica. En D3 con torque de 0.25 N/cm se observó en fase martensita dentro del límite plástico; valores de torque incrementados (0.5, 1, 1.5, 2 N/cm) se superó el límite de deformación plástica. D5 con valores de torque de 0.25 N/cm no fue superada la fase austenita, para 0.5 N/cm no se superó el límite plástico (fase de elasticidad de la martensita), con valores de torque altos 1, 1.5 y 2 N/cm fue visible la deformación plástica (Tabla 3).

TABLA 1

RESULTADOS DE ESTRÉS POR TORSIÓN PARA LA LIMA S1		
Sección de la lima	Torque N/cm	Imagen esfuerzos equivalente
D0-D5	0.25	
D10	0.25	
	3	
D14	0.25	
	0.3	

TABLA 2

RESULTADOS DE ESTRÉS POR TORSIÓN PARA LA LIMA S2

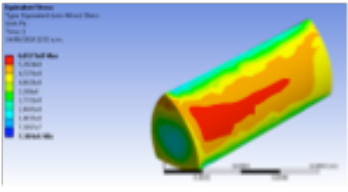
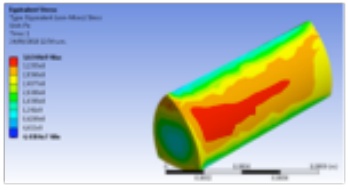
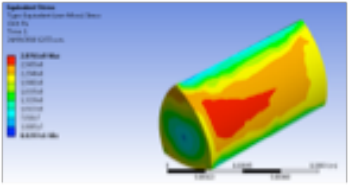
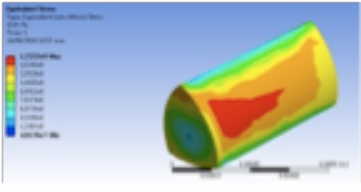
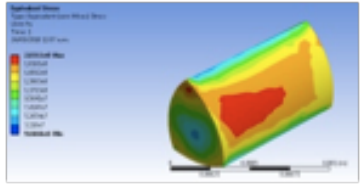
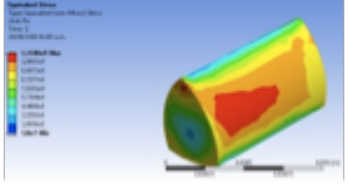
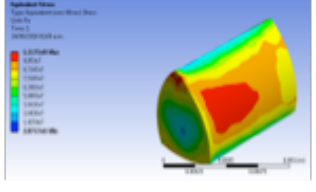
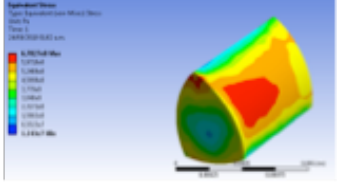
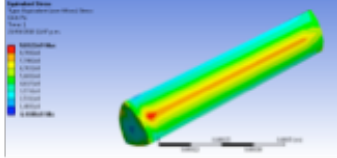
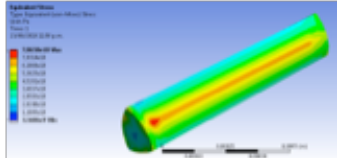
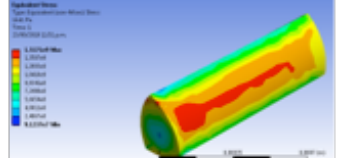
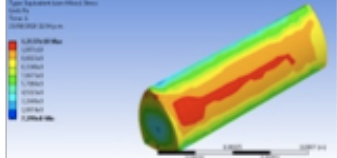
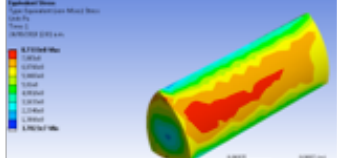
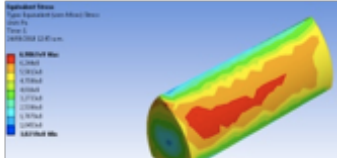
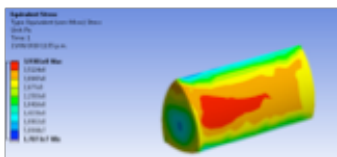
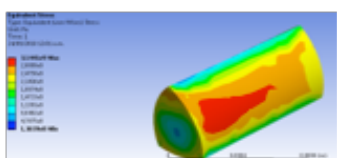
D5	0.25	
	1.5	
D7	0.25	
	1.5	
D8	0.25	
	1.5	
D10	0.25	
	1.5	

TABLA 3

RESULTADO DE ESTRÉS POR TORSIÓN PARA LA LIMA F1

D0	0.25	
	2	
D2	0.25	
	2	
D3	0.25	
	2	
D5	0.25	
	2	

COMPORTAMIENTO MECÁNICO BAJO DOBLAMIENTO

LIMA S1, S2, F1: Se observa que las limas alcanzan un esfuerzo máximo en tan sólo una pequeña sección de las mismas para un ángulo máximo de 60°. Por lo que se puede decir que las limas se comportan bien ya que la gran mayoría de la estructura se encuentra muy por debajo del esfuerzo de ruptura debido a que la línea neutral es amplia.

FIGURA 9

Momento flector lima S1.

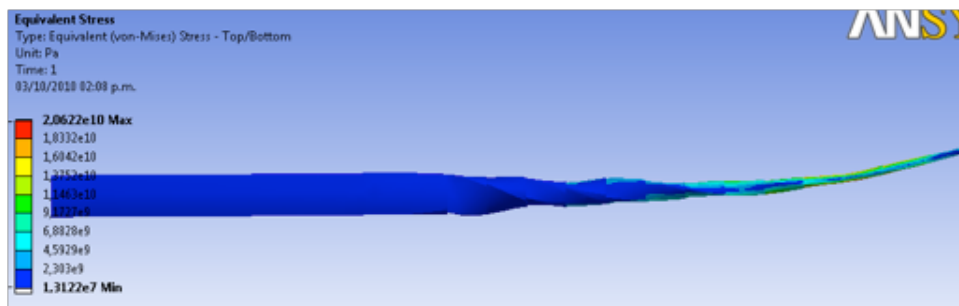


FIGURA 10

Momento flector lima S2.

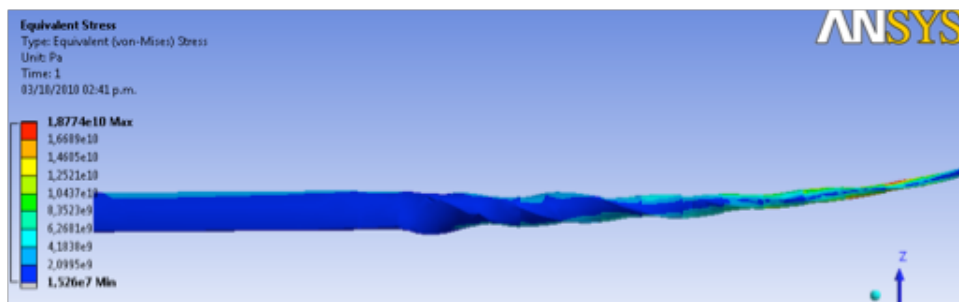
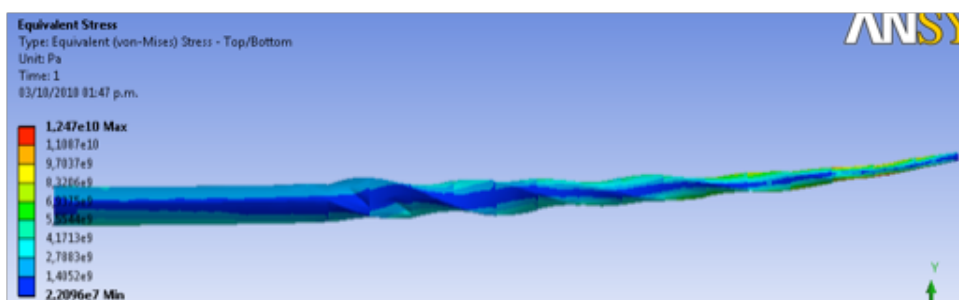


FIGURA 11

Momento flector lima F1.



DISCUSIÓN

El objetivo de esta investigación fue examinar el comportamiento mecánico estático de las limas S1, S2, F1, de ProTaper Universal® bajo torsión y doblamiento teniendo en cuenta las propiedades mecánicas del material.

Los análisis numéricos permiten cuantificar los parámetros responsables de la falla en los instrumentos, por ejemplo el resultado del estrés por tensión y doblamiento, los cuales son difíciles de medir *in vivo* permitiendo comparar fácilmente diversas condiciones de trabajo, eliminando el factor de dependencia del operador. En este estudio, el método de elementos finitos fue utilizado para analizar la resistencia de los instrumentos S1, S2 y F1 a doblamiento y al esfuerzo por torsión como resultado de condiciones de trabajo.

Para facilitar la preparación de los conductos la aleación de níquel-titanio, tiene dos fases en su estructura: austenita y martensita, las cuales generan en los instrumentos un comportamiento especial. Antes de la preparación, la curva de comportamiento de la aleación es lineal porque la aleación se encuentra en una fase cristalina estable tipo austenita. Sin embargo al iniciar la preparación, la aleación pasa a la fase martensita, donde hay superelasticidad. El esfuerzo generado por la transición de la fase austenítica a la martensítica, causa cambios volumétricos, y efecto de memoria de forma (1), lo cual puede generar la deformación y fractura del instrumento (6).

Dos de las fuerzas que actúan sobre los instrumentos de níquel-titanio de forma adversa son la torsión y la flexión (5,8). Los resultados del presente estudio numérico indican que al incrementar los valores de torque el material empieza a cambiar de fase, mientras que el mayor esfuerzo se encuentra en el núcleo de la sección analizada. El comportamiento torsional de los instrumentos rotatorios puede ser afectado por factores como tamaño, diseño, composición química de la aleación y las propiedades termo mecánicas que se apliquen durante la fabricación. En particular, en nuestro estudio de torsión, solo se tomaron secciones independientes de la lima lo cual podría influenciar los resultados.

La superelasticidad del Ni-Ti está asociada con el estrés inducido por la transformación martensítica, la cual es importante en endodoncia ya que facilita la preparación en conductos curvos y la sección transversal del instrumento tiene una importancia directa en las propiedades torsionales y de doblamiento. El comportamiento de transformación de fase de la aleación puede verse influenciado por numerosos factores como cambios en la composición de la aleación, características del maquinado y diferencias en el tratamiento, por lo cual las características de los instrumentos de Ni-Ti difieren. Miyai y Cols (9) encontraron que los instrumentos Protaper® soportaban valores de torque altos (1.7 N/cm) antes de la fractura por torsión en comparación con Profile® (1.1 N/cm). La fatiga torsional puede ocurrir como resultado de la deformación plástica causada por el exceso de fuerza superando el límite elástico del metal y ocurre en piezas de manos en rotación continua cuando la punta del instrumento queda bloqueada en una de las paredes del conducto, sin embargo valores altos de torque pueden mejorar la resistencia a la fractura torsional, lo cual está en discrepancia con nuestro estudio, ya que al aumentar el valor del torque observamos mayor esfuerzo, que puede ser debido a que solo se estaba analizando una parte del instrumento (1mm) y no todo su conjunto, sin embargo los resultados de este estudio pueden ser aplicados a la fuerza que aplica el operador a la pieza de mano cuando se trabaja con instrumentos rotatorios.

Los resultados del actual análisis numérico indicaron que los instrumentos de NiTi tienen más probabilidad de separación por exceso de torsión que por exceso de doblamiento. Es

decir, una curvatura de 60° daría lugar a una tensión de 22 Mpa cerca del borde externo del instrumento, lo cual indica que estaría apenas en la fase martensita. Este resultado es similar al estudiado por Zhang y Cols (4), donde observaron una tensión entre 700 y 800 Mpa, indicando que el exceso de torsión es más peligroso que el de doblamiento. Eso justifica el uso de motores con control de torque para evitar la fractura de los instrumentos rotatorios. La alta flexibilidad de la aleación de Ni-Ti al ser sometida a tensiones durante el doblamiento es conveniente en la preparación de los conductos más curvos, sobre la base de consideraciones mecánicas de la aleación.

Además como se muestra en el presente estudio, cuando el instrumento es sometido a momentos flectores en un ángulo de 60° la línea neutra (azul) permanece en casi toda el área del tercio coronal y medio de la lima, lo que sugiere que allí el instrumento tiene menor riesgo a la fractura; mientras que en los últimos 2-3mm para la lima F1, 5-6mm en S1 y 3-4 mm para S2 lo que indica que es en esta zona donde se tiene alto riesgo de separación.

Los instrumentos ProTaper® Universal, pueden tener mayor control, cuando se accionan, con motores eléctricos, porque manejan control de torque, identificando de esta manera el límite torsional (10). Igualmente la geometría del instrumento (triangular convexa), puede reducir la fractura torsional, aumentando el corte, disminuyendo las áreas de contacto y la carga torsional. Peters en el 2003 (11), midió en el sistema ProTaper®, el torque y la fuerza en relación con la anatomía del canal, mostró que existe una relación precisa entre el torque y la profundidad de inserción del instrumento. De igual manera encontró que los instrumentos S2, manejaban valores de torque bajos y el F3 altos. Así mismo, existe una relación entre el torque ejercido durante la preparación y la anatomía del conducto. Cuando un instrumento es forzado dentro del conducto por parte del operador la fricción incrementa en un punto, requiriendo alto torque para rotar el instrumento; de este modo la punta del instrumento es forzada y puede sufrir una deformación más allá del límite elástico generando deformación.

Park y Cols (10), encontraron que los instrumentos Protaper® al ser sometidos a pruebas de torsión *in vitro*, fijando la punta del instrumento a un bloque de resina y ponerlo en movimiento empleando un motor con control de torque hasta producir la fractura por fatiga torsional, y al aplicar el torque en el mango de la lima este se disipaba a través de las estrías de corte. ProTaper® al tener un ángulo helicoidal menor, da lugar a mayores esfuerzos y menor resistencia a la torsión, lo cual está de acuerdo con nuestro estudio ya que al aplicar valores de torque altos la resistencia a la fractura torsional disminuye por lo cual podemos decir que valores de torque altos son poco seguros durante la preparación. Al SEM patrones de fatiga por torsión fueron vistos en el núcleo del instrumento, observando marcas concéntricas y hoyuelos cerca al centro del instrumento, lo que corrobora los resultados de este estudio ya que mayores valores de estrés fueron observados en el núcleo de la sección del instrumento analizada y al aumentar el torque se disipaba hacia las estrías. Nechi y Cols (5) encontraron que las tensiones aumentaron radialmente hacia fuera del centro de la sección alcanzando elevados valores pero sin la superación de los límites de la tensión.

Cheung y Cols (12), al observar instrumentos Protaper® S1 después de la fractura por uso clínico encontraron que la fractura ocurría cerca al centro del instrumento con presencia de irregularidades hacia las estrías y marcas de abrasión en las mismas, lo cual se relaciona con nuestros resultados. La propagación de la línea de fractura está relacionada con la propagación del estrés causando la separación del material.

La resistencia torsional se incrementa con el diámetro del instrumento, y se ve disminuida al comparar instrumentos nuevos y usados. Observaciones al SEM indicaron que las líneas

de fractura de instrumentos Protaper® fueron encontradas a lo largo del eje axial de la lima. El comportamiento superelástico de la aleación de Ni-Ti se ve fácilmente superado al aplicar valores de torque altos según lo encontrado por Zhang y Cols (4), lo que corrobora los datos arrojados por nuestro estudio. Los instrumentos con sección transversal triángulo convexo mostraron alta susceptibilidad a la fatiga torsional de acuerdo con el esfuerzo máximo desarrollado por los instrumentos durante los momentos torsores. Bajo condiciones de doblamiento las propiedades superelásticas del material se mantienen debido a un plano neutral amplio lo cual se correlaciona con los resultados de nuestro estudio en el cual los instrumentos Protaper® al ser sometidos a doblamiento en un ángulo de 60° exhibieron un comportamiento superelástico. Por lo cual podemos concluir que las limas ProTaper® Universal S1, S2 y F1 bajo las condiciones de este estudio numérico *in vitro* son más susceptibles a la fractura por torsión que por doblamiento igualmente los valores de torque altos deben ser evitados durante su uso y recomendamos los siguientes torques lima S1: 2.5 N/cm, S2: 1 N/cm y F1: 1.5 N/cm.

Xue y Cols (7), al estudiar diferentes perfiles de secciones transversales mediante el método de elementos finitos y someterlos a torque de 0.25 N/cm encontraron que Protaper® exhibía valores de bajo torque, esto tal vez debido a su gran masa interna y a la profundidad de sus estrías, al compararlos con nuestros resultados encontramos que valores de torque de 0.25 N/cm en el caso de la lima F1 superaban claramente el límite de deformación plástica, mientras que corroboran los valores para los instrumentos S1 y S2.

CONCLUSIONES

Bajo las condiciones de este estudio numérico *in vitro* podemos concluir que:

- La creación de modelos geométricos y la simulación de las fuerzas sobre estos, permite estudiar las propiedades físicas de los instrumentos, proporcionando al operador información sobre el riesgo de fracturas al momento de la preparación en conductos curvos.
- Se observó que el mayor esfuerzo ocurre en el núcleo (centro) de la sección para todos los instrumentos evaluados cuando son sometidos a momentos torsores; mientras que al incrementar los valores de torque este se disipa a la periferia o borde de la estría.
- Las limas S1, S2, F1 de Protaper Universal® bajo doblamiento tuvieron menor riesgo de separación en comparación con el esfuerzo producido por torsión.
- Teniendo en cuenta la propiedades del material y analizando solo una sección del instrumento, se tiene que para la lima S1 al aumentar los valores de torque a 0.025 N/m y 0.03 N/m la deformación plástica del material fue superada indicando que el torque recomendado con el uso del motor X-smart, para esta lima, superaría el límite plástico, ya que este sugiere un torque de 2.3 N/cm.
- Para la lima S2 con un torque de 1.5 N/cm se superó el límite plástico. El torque recomendado para el motor X-smart es de 1-1.5 N/cm, el cual podría producir la separación del instrumento S2.

- Para la lima F1 en D0, D2 con torques de 0.025, 0.05, 0.1, 1.5 y 2 N/cm, los valores máximos de estrés superaron el límite de deformación plástica. Estos valores comparados con los indicados para el uso con el motor X-smart (1.5-2 N/cm), sugieren que existe riesgo de fractura de la lima F2.
- Bajo las limitaciones de este estudio recomendamos los siguientes torques en las limas: S1:2.5 N/cm, S2: 1 N/cm, F1: 1.5 N/cm.
- Las limas S1, S2 y F1 alcanzan un esfuerzo máximo en tan sólo una pequeña sección de la misma para un ángulo máximo de 60°, indicando que la gran mayoría de la estructura se encuentra muy por debajo del esfuerzo de ruptura debido a que la línea neutral es amplia.

RECOMENDACIONES

- Estudios que incluyan simulación al momento de la torsión de toda la sección del instrumento.
- Realizar simulaciones de esfuerzos entre varios sistemas rotatorios para hacer comparaciones y observar cual se comporta mejor.
- Reproducir otros tipos de esfuerzos para analizar el comportamiento de las limas.
- Realizar la simulación para analizar el comportamiento mecánico estático de los instrumentos F2, F3, F4 Y F5 bajo torsión y flexión.

AGRADECIMIENTOS

A la Universidad Santo Tomás, Instituto de Educación Continuada. Federación Odontológica Colombiana.

A la Doctora Sandra Liliana Rojas y a la Doctora María Fernanda Serpa, por su apoyo científico, para el desarrollo de la investigación.

Al Doctor Mauricio Rodríguez por su asesoría metodológica durante la investigación.

A los ingenieros Luis Miguel Méndez y Alejandro Guerrero de la Universidad Nacional de Colombia, por su dedicación en la transmisión de los conocimientos técnicos para el desarrollo y la tutoría de esta investigación.

REFERENCIAS

1. THOMPSON SA. An overview of nickel–titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J.* 2000 Jul;33(4):297–310.
2. CLAUDE T, BAUMANN MA. ProTaper NT system. *Dent Clin North Am.* 2004 Jan;48(1):87–111.
3. CÁMARA A, DE CASTRO M, VIANA A, DE TOLEDO L, BUONO V, DE ACEVEDO B. Flexibility and torsional strength of ProTaper and ProTaper Universal rotary instruments assessed by mechanical J Endod. 2009 Jan;35(1):113–6.
4. ZHANG E, CHEUNG G, ZHENG Y. Influence of Cross-sectional Design and Dimension on Mechanical Behavior of Nickel–Titanium Instruments under Torsion and Bending: A Numerical Analysis. *J Endod.* 2010 Aug;36(8):1394–8.
5. NECCHI S, PETRINI L, ASCHIERI S, MIGLIAVACCA F. A Comparative Computational Analysis of the Mechanical Behavior of Two Nickel–Titanium Rotary Endodontic Instruments. *J Endod.* 2010 Aug;36(8):1380–4.
6. BERUTTI E, CHIANDUSSI G, GAVIGLIO I, IBBA A. Comparative Analysis of Torsional and Bending Stresses in Two Mathematical Models of Nickel–Titanium Rotary Instruments: ProTaper versus Profile®. *J Endod.* 2003 Jan;29(1):15–9.
7. XU X, ZHENG Y. Comparative Study of Torsional and Bending Properties for Six Models of Nickel–Titanium Root Canal Instruments with Different Cross-Sections. *J Endod.* 2006 Apr;32(4):372–5.
8. KIM HC, KIM HJ, LEE CJ, KIM BM, PARK JK, VERSLUIS A. Mechanical response of nickel–titanium instruments with different cross-sectional designs during shaping of simulated curved canals. *Int Endod J.* 2009 Jul;42(7):593–602.
9. MIYAI K, EBHARA A, HAYASHI Y, DOI H, SUDA H, YONEYAMA T. Influence of phase transformation on the torsional and bending properties of nickel–titanium rotary endodontic instruments. *Int Endod J.* 2006 Feb;39(2):119–26.
10. PARK S, CHEUNG G, YUM J, HUR B, PARK J, KIM H. Dynamic Torsional Resistance of Nickel–Titanium Rotary Instruments. *J Endod.* 2010 Jul;36(7):1200–4.
11. PETERS O, PETERS C, SCHÖNENBERGER K, AND BARBAKOW F. ProTaper rotary root canal preparation: assessment of torque and force in relation with canal anatomy. *Int Endod J.* 2003 Feb;36(2):93–9.
12. CHEUNG GSP, PENG B, BIAN Z, SHEN Y, DARVELL BW. Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: fractographic examination. *Int Endod J.* 2005 Nov;38(11):802–9.