

Análisis comparativo del comportamiento térmico mediante calorimetría diferencial de barrido (DSC) de tres sistemas rotatorios NiTi: Protaper Ultimate™, Rotate™ y Plex V™

Angie Melissa Garzón Silva y Diana Lorena Caro Garzón

Trabajo de grado para optar el título de Especialista en Endodoncia

Director

Javier Fernando Gutiérrez

Especialista en Endodoncia

María Fernanda Serpa

Especialista en Endodoncia

Asesor metodológico

Andrea Almario

Magíster en Odontología ©A

Universidad Santo Tomas, Bucaramanga

División de Ciencias de la Salud

Especialización en Endodoncia Ext. Bogotá

2026

Dedicatoria

A mi familia, por su apoyo constante, paciencia y amor inagotable. Cada logro es también suyo.

Angie Melissa Garzón Silva

A mi familia, por motivarme día a día para continuar en el proceso de especialización en endodoncia. Por su comprensión y cariño.

Diana Lorena Caro Garzón

.

Agradecimientos

Primero que todo, a nuestros asesores científicos y asesores metodológicos por su orientación, compromiso y acompañamiento durante el desarrollo de este trabajo de investigación

Nuestro agradecimiento a la Universidad Santo Tomás - Facultad de Odontología - *FOC* por darnos la oportunidad de formarnos como especialistas.

A la directora del programa, por su apoyo y motivación constantes en el proceso académico.

Angie Melissa Garzón Silva

Diana Lorena Caro Garzón

Contenido

1. Introducción	9
1.1 Planteamiento del problema	9
1.2 Justificación.....	10
2. Marco Teórico.....	11
3. Objetivos	23
3.1 Objetivo general.....	23
3.2 Objetivo general	24
4. Método	24
4.1 Tipo de estudio	24
4.2 Población de estudio	24
4.3 Muestra y tipo de muestreo	25
4.4 Criterios.....	25
4.5 Variables	25
4.6 Procedimiento	27
4.7 Implicación ética	28
5. Resultados	29
6. Discusión	33
6.1 Conclusión.....	38
6.2 Recomendaciones	38
Referencias	39

Lista de tablas

Tabla 1. Temperatura de transformación de fase (Ms, Mf, As y Af).	29
--	----

Lista de figuras

Figura 1. <i>Fases Cristalográficas de las Limas de NiTi</i>	20
Figura 2. <i>Calorimetría Diferencial de Barrido (DSC)</i>	23
Figura 3. <i>Fase de transformación por temperatura (Protaper ultimate)</i>	30
Figura 4. <i>Fase de transformación por temperatura Plex VTM</i>	32
Figura 5. <i>RotateTM, fase de transformación por temperatura</i>	33

Lista de apéndices

Apéndice A. <i>Cuadro operacional de variables</i>	44
Apéndice B. <i>Instrumento</i>	45

Resumen

Las propiedades termomecánicas de los instrumentos endodónticos de níquel-titanio (NiTi) están estrechamente relacionadas con las temperaturas de transformación de fase, las cuales influyen directamente en su comportamiento clínico. *Objetivo.* Evaluar y comparar las temperaturas de transformación de fase (Ms, Mf, As y Af) y el comportamiento térmico de tres sistemas rotatorios de NiTi (ProTaper Ultimate™, Rotate™ y Plex V™) mediante calorimetría diferencial de barrido (DSC). *Materiales y métodos.* Se realizó un estudio experimental in vitro. Los instrumentos fueron analizados mediante DSC para identificar las temperaturas de inicio y final de las transformaciones martensíticas (Ms, Mf) y austeníticas (As, Af) durante ciclos controlados de calentamiento y enfriamiento. *Resultados.* ProTaper Ultimate™ presentó valores de Af superiores a la temperatura corporal, lo que indica la presencia de una microestructura mixta bajo condiciones clínicas. Plex V™ mostró rangos de transformación más amplios y valores de Af cercanos a la temperatura corporal, sugiriendo mayor estabilidad de la fase martensítica. En contraste, Rotate™ exhibió las temperaturas de transformación más bajas, con valores de Af inferiores a la temperatura corporal y curvas DSC más estrechas, compatibles con un predominio de la fase austenítica. *Conclusión.* Los sistemas evaluados presentaron diferentes comportamientos térmicos, lo que influye en el desempeño mecánico y clínico durante la instrumentación endodóntica.

Palabras clave: Níquel-Titanio, aleación, endodoncia, austenita, martensita, fase R

Abstract

The thermomechanical properties of nickel–titanium (NiTi) endodontic instruments are strongly influenced by their phase transformation temperatures, which determine their microstructural behaviour under clinical conditions. *Objective.* Objective: To evaluate and compare the phase transformation temperatures (Ms, Mf, As, and Af) and the thermal behaviour of three NiTi rotary systems (ProTaper Ultimate™, Rotate™, and Plex V™) using differential scanning calorimetry (DSC). *Materials and Methods.* An in vitro experimental study was conducted. The instruments were analysed using differential scanning calorimetry to determine the start and finish temperatures of martensitic (Ms, Mf) and austenitic (As, Af) transformations during controlled heating and cooling cycles. *Results.* Results: ProTaper Ultimate™ exhibited Af temperatures above body temperature, suggesting the presence of a mixed microstructure under clinical conditions. Plex V™ demonstrated broader transformation ranges and Af values close to body temperature, indicating increased martensitic phase stability. In contrast, Rotate™ showed significantly lower transformation temperatures, with Af values below body temperature and narrower DSC curves, consistent with a predominantly austenitic phase. *Conclusion.* The evaluated systems exhibited distinct thermal behaviour associated with their metallurgical characteristics. These differences may influence the mechanical performance and clinical behaviour of NiTi instruments during endodontic instrumentation.

Keywords: Nickel-Titanium, alloy, endodontics, austenite, martensite, R phase

Abreviaturas

As: Austenita inicial, fase estable del níquel-titanio.

Af: Austenita final, la fase de transformación concluye.

DSC: calorimetría diferencial de barrido.

Fase R: etapa intermedia que puede surgir durante el proceso de transformación entre la austenita y la martensita.

Ms: Martensita inicial. fase estable a temperaturas reducidas.

Mf: Martensita final, señala el intervalo de temperatura.

1. Introducción

1.1 Planteamiento del problema

La instrumentación de los conductos radiculares es un paso crítico en los procedimientos endodóntico y la elección adecuada de limas rotatorias de níquel-titanio (NiTi) puede influir en la eficacia y seguridad del tratamiento (Brantley et al., 2002), las limas se caracterizan por su capacidad superelasticidad y memoria de forma, lo que les permite adaptarse a la anatomía del conducto sin fracturarse con facilidad (Arias et al., 2018), además su desempeño clínico está directamente relacionado con las propiedades térmicas de la aleación NiTi, ya que las temperaturas de transformación de fase determinan si el material presenta un comportamiento superelástico o de memoria de forma (Elsewify et al., 2023).

En este contexto, resulta importante determinar las temperaturas de transformación de fase de las limas mediante DSC, debido a que esta información permitirá clasificar su comportamiento clínico (superelástico, de memoria de forma o una mezcla de ambos) y establecer correlaciones con su desempeño durante la instrumentación de conductos radiculares (Elsewify et al., 2023).

Las limas martensíticas Protaper Ultimate™, Rotate™ y Plex V™ forman parte de un conjunto de instrumentos de baja masa y movimiento continuo, indicadas para casos que requieren alta flexibilidad. No obstante, las temperaturas de transformación de fase (como la temperatura A_f , que determina si el material es predominantemente martensítico o austenítico) no han sido lo suficientemente documentadas en la literatura científica independiente (Dyriv, 2015). Por su parte, la calorimetría diferencial de barrido (DSC) facilita el análisis de estas temperaturas críticas, aspecto crucial para anticipar el comportamiento clínico de las limas, en particular su flexibilidad y resistencia a la fatiga cíclica (Alexandrou et al., 2006).

Pregunta de investigación

¿Cuáles son las temperaturas de transformación de fase austenita inicial (As), austenita final (Af), martensita inicial (Mi), martensita final (Mf), fase R de las limas Protaper Ultimate™, Rotate™ y Plex V™ obtenidas mediante calorimetría diferencial de barrido (DSC)?

1.2 Justificación

Las limas Protaper Ultimate™, Rotate™ y Plex V™ tienen rasgos similares como lo son la rotación continua y su aleación de NiTi con comportamiento martensítico, son ideales para conductos curvos o anatómicamente complejos, no obstante, muestran variaciones en sus tecnologías de producción y tratamientos térmicos, lo que podría influir en sus temperaturas de transformación de fase y, por consiguiente, en su comportamiento clínico (Elsewify et al., 2023; Dyriv, 2015).

Es decisivo examinar las temperaturas de transformación (como Af) a través del DSC para comprender el comportamiento de estas limas durante su aplicación clínica. Investigaciones anteriores (Elsewify et al., 2023; Alexandrou et al., 2006), indican que limas con Af cercana o superior a la temperatura corporal (~37°C) tienden a exhibir un comportamiento más martensítico (superelástico), mientras que valores más bajos promueven la fase austenítica, lo cual impacta en su flexibilidad y resistencia a la fatiga. Esta información es fundamental para que los endodoncistas seleccionen el instrumento más adecuado según las necesidades del tratamiento como la flexibilidad requerida en conductos curvos (Alexandrou et al., 2006).

El método analítico de calorimetría diferencial de barrido (DSC) ha sido elegido por su precisión para establecer las temperaturas de transición de fase y la entalpía relacionada. Esta información posibilitará vincular las características térmicas de las limas con su rendimiento

mecánico sin extender los resultados a elementos no evaluados como la esterilización o la durabilidad (Elsewify et al., 2023).

2. Marco Teórico

2.1 Marco de referencia

2.1.1 Investigaciones de calorimetría diferencial de barrido de tres sistemas de instrumentos rotatorios de níquel-titanio antes y después de usos clínicos simulados (Van Pham et al, 2021).

Los autores examinaron las temperaturas de cambio de fase (austenita, martensita y fase R) en tres sistemas de instrumentos rotatorios de níquel-titanio (NiTi) Reciproc, HyFlex CM Pro y Neoniti nuevos y después de usos clínicos simulados a través de calorimetría diferencial de barrido (DSC). Los hallazgos evidenciaron que las temperaturas de austenita final (A_f) de las tres limas superaron la temperatura corporal humana (37°C), lo que significa que el material se hallaba en la etapa de transformación martensita-austenita durante su aplicación clínica y, que incluso, brinda mayor adaptabilidad. Adicionalmente, no se detectaron variaciones notables en las temperaturas de transformación tras la esterilización o posterior al uso, un indicador que señala estabilidad térmica bajo estas circunstancias. Este análisis subraya la relevancia de la DSC para vincular las características termo mecánicas con el rendimiento clínico de las limas NiTi, particularmente en sistemas con aleaciones tratadas con calor (M-Wire, CM-Wire) o fabricadas por descarga eléctrica (EDM) (Van Pham et al., 2021).

Un descubrimiento crucial fue que los instrumentos HyFlex CM Pro y Neoniti mostraron transformaciones de fase R, una fase intermedia entre la martensita y la austenita, vinculada a una mayor resistencia a la carga cíclica. No obstante, se notó que la parte activa de HyFlex CM Pro experimentaban alteraciones microestructurales considerables después de varios usos, lo que indica cautela en su reutilización clínica. Estos hallazgos resaltan la

importancia de elegir instrumentos con características térmicas estables para procedimientos endodónticos complejos (Van Pham et al., 2021).

2.1.2 Estudios de calorimetría diferencial de barrido de instrumentos endodónticos rotatorios de níquel-titanio después de un uso clínico simulado.

Brantley y colaboradores (2002) emplearon DSC para estudiar las transformaciones de fase en instrumentos rotatorios de NiTi (ProFile, Lightspeed y Quantec), y encontraron que los instrumentos ProFile y Lightspeed tienen comportamientos superelásticos debido a que la temperatura de austenita final (A_f) es cercana a 25°C, lo que les facilitaba volver a su estado inicial después de la deformación. La investigación demostró que estas características estaban fuertemente influenciadas por el tratamiento térmico durante la producción dado que se notaron variaciones en la transformación de las entalpías de los instrumentos y sus aleaciones de base. También se encontró una asociación entre la presencia de fase R en las curvas DSC de ciertos instrumentos y una mayor disipación de energía y resistencia mecánica (Brantley et al., 2002).

Adicionalmente, los autores subrayan que la DSC es crucial para describir las fases cristalinas en las limas NiTi, puesto que ofrece datos volumétricos (no superficiales como la difracción de rayos X) de las transiciones entre las fases martensita-austenita. Este método vincula la microestructura de las limas con su rendimiento clínico, particularmente en lo que respecta a su flexibilidad y resistencia a la fractura. La investigación también indicó que la diversidad en los resultados de los instrumentos Quantec (sin historial clínico) subraya la importancia de normalizar los protocolos de evaluación post - uso (Brantley et al., 2002).

2.1.3 Comparación de la resistencia a la fatiga cíclica de cuatro sistemas de limas rotatorias pediátricas a temperatura corporal: un estudio in vitro. (Sumne et al, 2024)

En este estudio evaluaron la resistencia a la fatiga cíclica (RFC) de cuatro sistemas pediátricos de limas rotatorias de níquel-titanio (NiTi) a temperatura corporal (35°C). Los hallazgos indicaron que la lima Endo-Art Peido Blue mostró la RFC más alta (2668.10 ± 755.26 ciclos), seguido por Easy In Smile X-Baby, Endo-Art Peido Gold y mini-Scope, que demostró la resistencia más baja (453.65 ± 72.51 ciclos). Estas variaciones fueron causadas por el diseño de la sección transversal, el tratamiento térmico (aleación Blue con control de memoria de forma) y variaciones en su proceso de fabricación. La investigación resaltó que las limas con tratamiento térmico azul, que promueven una estructura martensítica poseen mayor flexibilidad y resistencia a la fractura, característica que las convierte en perfectas para conductos curvos en los dientes primarios. Además, se observó que la temperatura corporal reduce significativamente la RFC en comparación con las pruebas a temperatura ambiente, lo que subraya la importancia de evaluar estos instrumentos en condiciones clínicamente relevantes (Sumne et al., 2024).

Este análisis también encontró que la geometría de las limas, como la forma triangular convexa en Endo-Art Peido-Blue presenta una mayor resistencia con el uso comparado con diseños menos perfeccionados, como la forma triangular del mini-Scope. Los descubrimientos corroboran la importancia de elegir limas pediátricas en función de su estabilidad termomecánica, particularmente en procedimientos que implican múltiples aplicaciones o esterilizaciones. La microscopía electrónica de barrido (MEB) corroboró que los patrones de fractura coincidían con fallos cíclicos de fatiga reafirmando la relación entre las características térmicas y el desempeño en el campo clínico (Sumne et al., 2024).

2.1. 4 Fatiga cíclica de las limas alternativas de níquel-titanio Reciproc y Reciproc Blue a diferentes temperaturas (Plotino et al. 2018).

Los autores estudiaron el impacto de la temperatura (0°C, 20°C, 35°C y 39°C) en la resistencia a la fatiga cíclica (RFC) de las limas Reciproc Blue (aleación Blue) y Reciproc (M-Wire). Los hallazgos revelaron que la Reciproc Blue mostró una resistencia notablemente superior a la fractura en todas las temperaturas ($p < 0.05$), con una disminución gradual de la RFC conforme se incrementa la temperatura (0°C > 20°C > 35°C > 39°C). El estudio diferencial de calorimetría (DSC) de la Reciproc Blue mostró que sus temperaturas de transformación austenita-martensita se aproximaban a la temperatura corporal ($A_f \approx 34^\circ\text{C}$), lo que justifica su elevada ductilidad y resistencia en situaciones clínicas

Adicionalmente, se notó que la Reciproc Blue conservó una RFC superior incluso a 39°C, lo que indica que los tratamientos térmicos sofisticados (como el "Blue") mejoran la estabilidad estructural de las limas NiTi. En consecuencia, los autores determinaron que la temperatura desempeña un papel crucial en la durabilidad de estos instrumentos, y que su valoración bajo condiciones simuladas al organismo humano es imprescindible para anticipar su rendimiento en el ámbito clínico. Estos descubrimientos son pertinentes para los procedimientos de reutilización y elección de limas en endodoncia, particularmente en conductos curvos, donde la fatiga cíclica es un problema común (Plotino et al., 2018).

2.1.5 Evidencia de una resistencia a la fatiga reducida de los instrumentos rotatorios contemporáneos a la temperatura corporal.

Vasconcelos et al. (2016) realizaron una evaluación de la RFC de cuatro limas rotatorias (Hyflex CM, TRUShape, Vortex Blue y ProTaper Universal) a 20°C y 37°C, para simular la temperatura del entorno y del cuerpo. Los hallazgos evidenciaron una disminución considerable en la RFC a 37°C (hasta un 85%), destacando entre las más resistentes Hyflex CM y Vortex Blue ($p < 0.05$). El estudio de DSC corroboró que estas limas mostraban cambios de fase (austenita-martensita) cercanas a la temperatura corporal, afectando su comportamiento

mecánico. Esta investigación resaltó que las limas con aleaciones con tratamiento térmico (como CM-Wire o Blue) tienen un mejor desempeño con relación a las aleaciones tradicionales (como ProTaper Universal) que tienen una disminución de la resistencia a la fatiga cíclica.

Los autores indicaron que la reducción en la RFC a temperatura corporal se atribuye a modificaciones en la estructura cristalina del NiTi, en la que un incremento en la austenita disminuye la flexibilidad. Este descubrimiento es esencial para comprender las restricciones de las limas tradicionales en procesos extensos o complejos (Vasconcelos et al., 2016).

2.1. 6 Estudio de calorimetría diferencial de barrido (DSC) de instrumentos endodónticos rotatorios de níquel-titanio nuevos y esterilizados.

Dyriw (2015) estudió el efecto de varios ciclos de esterilización por vapor sobre las características térmicas de instrumentos rotatorios de níquel-titanio (NiTi) mediante el uso de calorimetría diferencial de barrido (DSC) Los hallazgos indicaron que hasta cinco ciclos de esterilización no influyen de manera significativa en los rangos de transformación de temperatura, como la de austenita final (Af), por lo tanto, la reutilización de estos instrumentos no modifica sus características esenciales, no obstante, se notaron diferencias notables entre marcas como HyFlex CM y Vortex Blue, relacionadas con las variaciones en los tratamientos térmicos y las composiciones de aleación. Esta investigación apoya la seguridad de la re-esterilización, pero subraya la relevancia de tener en cuenta las variaciones intrínsecas entre los diseños de instrumentos (Dyriw, 2015).

2.1. 7 Correlación entre la resistencia a la fatiga dependiente de la temperatura y el análisis diferencial de calorimetría de barrido para 2 instrumentos rotatorios contemporáneos (Arias et al, 2018).

Los autores analizaron la influencia de la temperatura ambiente en la resistencia a la fatiga cíclica de instrumentos NiTi con tratamiento térmico, comparando Vortex Blue con

EdgeSequel Sapphire. Los instrumentos exhibieron una durabilidad notablemente inferior a temperatura corporal (37°C) en comparación con la temperatura ambiente (21°C), con Vortex Blue hubo una mayor resistencia y predictibilidad. El estudio DSC mostró que las temperaturas de transición de fase afectan este comportamiento, dado que los instrumentos en estado austenítico a 37°C tienen una mayor tendencia a la fatiga. Estos descubrimientos resaltan la importancia de tener en cuenta las condiciones clínicas reales al valorar el desempeño de los instrumentos (Arias et al., 2018).

2.2 Marco conceptual

Las limas de níquel-titanio (NiTi) han transformado radicalmente la endodoncia gracias a su flexibilidad y resistencia a la fractura, lo que las convierte en particularmente valiosas en la instrumentación de conductos radiculares curvados. Estas propiedades son atribuibles a las propiedades singulares del material NiTi, que muestra un comportamiento superelástico y de memoria de forma, lo que posibilita que las limas se ajusten a las curvaturas del conducto sin deformarse de manera duradera, no obstante, el rendimiento térmico de estas limas, vinculado directamente con sus características mecánicas, es un factor crucial que necesita ser analizado para asegurar su eficacia y seguridad en el uso clínico (Brantley., 2002).

Es crucial analizar las fases térmicas de las limas de NiTi, tales como la austenita, martensita y la fase R, para entender cómo estos instrumentos reaccionan ante las variaciones de temperatura durante su utilización y esterilización, mientras que, la calorimetría diferencial de barrido (DSC) es un método analítico que facilita la evaluación de estas transformaciones de fase ofreciendo datos útiles acerca de la estabilidad térmica y las características mecánicas de las limas (Dyriw., 2015).

Se aborda la importancia de las limas de NiTi en el procedimiento de endodoncia, las etapas térmicas que presentan y el método de calorimetría diferencial de barrido (DSC) como

instrumento para analizar su comportamiento térmico. Adicionalmente, se argumenta la selección de las variables en estudio: los tipos de limas (Protaper Ultimate, Rotate y Plex V) y las etapas térmicas (austenita inicial y final, martensita inicial y final, y fase R inicial y final).

Las limas de NiTi son instrumentos endodónticos elaborados con una aleación de níquel y titanio denominada Nitinol. Esta aleación se creó inicialmente para usos aeroespaciales gracias a sus características singulares tales como la superelasticidad y la memoria de forma. En el campo de la endodoncia las limas de NiTi se han establecido como la norma esencial para la instrumentación de conductos radiculares, particularmente en situaciones de conductos curvos, donde las limas de acero inoxidable convencionales poseen restricciones (Arias et al., 2018).

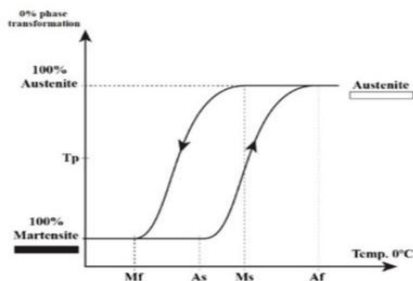
La superelasticidad de las limas de NiTi facilita la deformación bajo tensión y posteriormente su recuperación tras la eliminación de la carga. Esto resulta especialmente beneficioso en endodoncia, donde las limas deben transitar por conductos curvos sin sufrir fracturas o deformaciones permanentes. Además, la memoria de forma posibilita que las limas retomen su forma inicial tras haber sufrido deformaciones, lo cual es vital para preservar la integridad del conducto radicular (Brantley et al., 2002).

La aleación de NiTi puede ser sometida a diversos tratamientos térmicos y mecánicos diseñados para modificar su microestructura y, con ello, potenciar sus propiedades mecánicas. Estos tratamientos permiten obtener variantes como NiTi tratado con M-Wire, R-phase, CM-Wire, así como las denominadas Blue y Gold, las cuales han demostrado una mayor resistencia al desgaste y una flexibilidad superior (Figura 1). Dichas modificaciones inducen una microestructura predominantemente martensítica, lo que se traduce en una mejor resistencia a la fatiga cíclica (Arias et al., 2018).

Adicionalmente, la fabricación también tiene un impacto en la resistencia a la fatiga de las limas, por ejemplo, el mecanizado por descarga eléctrica (EDM) empleado en las limas HyFlex EDM (H-EDM) ha evidenciado una resistencia superior al desgaste en comparación con las limas producidas a través de procesos de molienda y conformación, lo que representa que este procedimiento no abrasivo impide el ingreso de microfracturas en el material que conduce a una mayor durabilidad y resistencia al desgaste (Arias et al., 2018).

Las limas de NiTi han experimentado una evolución considerable con la implementación de nuevas aleaciones y técnicas de producción, lo que ha potenciado su desempeño en el campo clínico y su resistencia al desgaste. Estas optimizaciones son esenciales para asegurar la seguridad y efectividad de las limas en el uso de la endodóntica, particularmente en conductos curvos y complejos (Arias et al., 2018).

Figura 1. *Fases Cristalográficas de las Limas de NiTi*



Nota: tomado de Dablanca-Blanco y col., 2022

Las limas de níquel-titanio (NiTi) han experimentado mejoras significativas gracias a la implementación de tratamientos térmicos y mecánicos que modifican las propiedades de la misma aleación base. Estos procesos han permitido optimizar su desempeño clínico y aumentar su resistencia al desgaste, aspectos fundamentales para garantizar la eficacia y seguridad en procedimientos endodónticos, especialmente en conductos radiculares curvos o de anatomía compleja (Arias et al., 2018).

- **Austenita**

A temperaturas elevadas, la fase estable del níquel-titanio (NiTi) es la austenita, la cual presenta una estructura cristalina cúbica centrada en el cuerpo (BCC). En esta fase, la aleación exhibe mayor rigidez y resistencia. La transformación hacia la fase austenítica inducida por temperatura comienza en la denominada temperatura de austenita inicial (A_s) y concluye en la temperatura de austenita final (A_f). Estas temperaturas son clave para definir el comportamiento térmico de la aleación. La superelasticidad, en cambio, ocurre cuando la transformación de fase es inducida por tensión mecánica, y el material ya se encuentra completamente en fase austenítica. Comprender estas transiciones es esencial para predecir el desempeño clínico de las limas durante su uso en conductos radiculares (Elsewify et al., 2023; Alexandrou et al., 2006).

- **Martensita**

La fase estable a temperaturas reducidas es la martensita. En esta etapa, la aleación posee una estructura monoclinica cristalina y presenta mayor flexibilidad y deformabilidad. La martensita inicial (M_s) y la martensita final (M_f) señalan el intervalo de temperatura donde se produce dicha transformación. Las limas en la etapa martensítica poseen una mayor flexibilidad y una resistencia superior a la fatiga cíclica, lo cual resulta particularmente ventajoso en conductos radiculares curvados (Elsewify et al., 2023; Alexandrou et al., 2006).

- **Fase R**

La fase R se presenta como una etapa intermedia que puede surgir durante el proceso de transformación entre la austenita y la martensita. Esta etapa posee una estructura romboédrica cristalina y puede afectar las características mecánicas de la aleación como su resistencia al desgaste. La *etapa R* es especialmente relevante en limas que han recibido

tratamientos térmicos específicos, dado que puede incrementar su resistencia y flexibilidad (Elsewify et al., 2023; Alexandrou et al., 2006).

- **Transformaciones de Fase y su estudio**

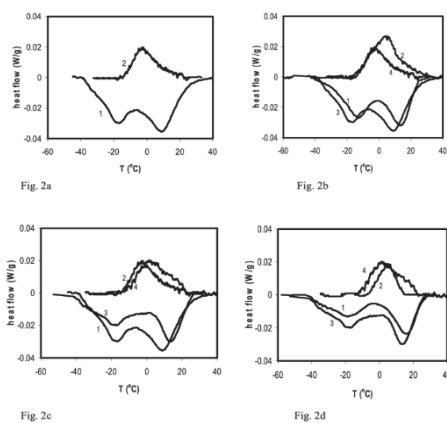
Los cambios de fase en las limas de NiTi pueden analizarse a través de métodos como la calorimetría diferencial de barrido (*DSC*), que facilita la identificación de las temperaturas críticas de transformación (*As*, *Af*, *Ms*, *Mf*) y la entalpía vinculada a estas modificaciones. Estas transformaciones se expresan como elevaciones endotérmicas en las curvas de calentamiento y como elevaciones exotérmicas en las curvas de refrigeración. La *DSC* ha probado ser un instrumento crucial para analizar cómo las distintas etapas afectan las características mecánicas de las limas, tales como su flexibilidad y resistencia a la fatiga (Brantley et al., 2002; Dyriv, 2015).

Adicionalmente, investigaciones han empleado la *DSC* para examinar el impacto de procedimientos como la esterilización en las características térmicas de las limas de NiTi. Por ejemplo, se ha notado que, pese a que la esterilización puede incrementar la rugosidad superficial de las limas no modifica de manera significativa sus cambios de fase a temperatura oral (37°C). Esto implica que las limas conservan su habilidad para comportarse de manera superelástica incluso tras varios ciclos de esterilización, aspecto esencial para su reutilización en el ámbito clínico (Alexandrou et al., 2006; Brantley et al., 2002).

Las modificaciones de etapa en las limas de NiTi son esenciales para su desempeño en el campo clínico. Entender estas etapas y su reacción ante las variaciones de temperatura facilita la optimización del diseño de las limas y la mejora de su durabilidad en la práctica de la endodóntica (Elsewify et al., 2023; Brantley et al., 2002; Dyriv, 2015; Alexandrou et al., 2006)

La calorimetría diferencial de barrido (DSC) es un método de análisis muy empleado en el análisis de materiales, incluyendo las aleaciones de níquel-titanio (NiTi) utilizadas en la producción de limas endodónticas (Figura 2). Esta metodología evalúa la variación en la cantidad de calor necesaria para incrementar la temperatura de una muestra frente a una referencia inerte, lo que facilita la identificación y cuantificación de las transformaciones de fase en los materiales. Para entender el comportamiento térmico y mecánico de las limas de NiTi, estas transiciones de fase, como la transición de austenita a martensita, son esenciales (Brantley et al., 2002; Alexandrou et al., 2006).

Figura 2. *Calorimetría Diferencial de Barrido (DSC)*



Nota: tomado de Alexandrou, & Chrissafis, 2006.

Los cambios de fase en las limas de NiTi se evidencian como picos endotérmicos en las curvas de calentamiento y como picos exotérmicos en las curvas de enfriamiento. Estos cambios se vinculan con modificaciones en la estructura cristalina del material lo que impacta directamente en características como la superelasticidad y la memoria de forma. La DSC facilita la identificación de las temperaturas clave de transformación tales como la temperatura austenita inicial (A_s), la temperatura de austenita final (A_f), la temperatura de martensita inicial (M_s) y la temperatura de martensita final (M_f).

Además, la entalpía asociada con estas transformaciones proporciona información sobre la energía involucrada en los cambios de fase, lo que es crucial para evaluar el rendimiento de las limas en condiciones clínicas (Elsewify et al., 2023; Alexandrou et al., 2006).

Dentro del marco de las limas de NiTi, se ha empleado la DSC para analizar cómo las distintas fases (austenita, martensita y fase R) afectan su flexibilidad, resistencia a la fatiga cíclica y durabilidad, por ejemplo, investigaciones anteriores han evidenciado que las limas producidas con aleaciones tratadas térmicamente, como las de memoria controlada (CM-Wire), muestran una resistencia superior a la fatiga cíclica gracias a su estructura principalmente martensítica a temperatura ambiente. Esta etapa martensítica proporciona a las limas una flexibilidad incrementada, lo cual resulta particularmente ventajoso en conductos radiculares curvados. (Dyriv, 2015; Elsewify et al., 2023).

Adicionalmente, la DSC ha facilitado la evaluación del impacto de procedimientos como la esterilización en las características térmicas de las limas de NiTi. Las investigaciones han evidenciado que, a pesar de que la esterilización puede incrementar la aspereza superficial de las limas, no modifica de manera significativa sus cambios de fase a temperatura oral (37°C). Esto implica que las limas conservan su habilidad para comportarse de manera superelástica incluso tras varios ciclos de esterilización, aspecto esencial para su reutilización en el ámbito clínico. (Alexandrou et al., 2006; Brantley et al., 2002).

La DSC es un instrumento elemental para el análisis de las limas de NiTi, dado que ofrece datos precisos acerca de sus transformaciones de fase y su comportamiento en términos de temperatura. Esta metodología no solo facilita la comprensión de cómo las distintas etapas afectan las características mecánicas de las limas, sino que también contribuye a perfeccionar

su diseño y potenciar su desempeño en la práctica endodóntica (Brantley et al., 2002; Alexandrou et al., 2006; Dyriv, 2015; Elsewify et al., 2023).

3. Objetivos

3.1 Objetivo general

Evaluar y comparar las fases de transformación de temperatura (Ms, Mf, As y Af) y el comportamiento térmico de tres sistemas rotatorios de níquel-titanio (ProTaper Ultimate™, Rotate™ y Plex V™) mediante calorimetría diferencial de barrido (DSC),

3.2 Objetivos específicos

- Determinar austenita inicial (Ai) y austenita final (Af) de las limas Rotate, Protaper Ultimate y Plex V.
- Analizar la transformación térmica de la fase R inicial (Rs) y la fase R final (Rf) de la lima Rotate, Protaper Ultimate y Plex V.
- Establecer martensita inicial (Ms) y martensita final (Mf) de las limas Rotate, Protaper Ultimate y Plex V.

4. Método

4.1 Tipo de estudio

Estudio experimental in vitro, comparativo. El presente estudio es de tipo experimental in vitro comparativo, ya que se desarrolla en un ambiente de laboratorio controlado, fuera de un organismo vivo, mediante la manipulación deliberada de variables independientes para evaluar su efecto sobre variables dependientes. Los estudios in vitro permiten analizar fenómenos biológicos de manera precisa y reproducible, minimizando la influencia de factores sistémicos (Petersen et al., 2021).

El carácter comparativo se basa en la confrontación de dos o más grupos o condiciones experimentales bajo el mismo entorno in vitro, con el fin de identificar diferencias o similitudes

entre los tratamientos evaluados, principio fundamental del diseño experimental en ciencias biomédicas (Ragin, 1987; Díaz et al., 2011).

4.2 Población de estudio

- **Población:** Limas rotatorias de níquel-titanio (NiTi) de uso clínico en endodoncia.
- **Unidades de análisis:** Limas nuevas de las marcas:
 - **Protaper Ultimate™** (Dentsply Maillefer®): Shaper (25/08), F1 (20/07), F2 (25/08).
 - **Rotate™** (VDW-Zipperer®): 15/05, 20/05, 25/06.
 - **Plex V™** (Orodeka®): 15/03, 20/04, 25/04.

4.3 Muestra y tipo de muestreo

Los sistemas analizados fueron: ProTaper Ultimate™ con limas Shaper, F1 y F2; Rotate™ con limas 15/04, 20/05 y 25/06, y Plex V™ con limas 15/03, 20/04 y 25/04 (3 por marca, con tamaños y conicidades estandarizadas con base en lo que sugiere la casa comercial). El tamaño de muestra fue determinado con base en estudios previos de comportamiento térmico en instrumentos NiTi, donde se emplean entre 3 y 5 muestras por grupo para análisis DSC.

En estudios de DSC metalúrgica es válido trabajar con $n=3-5$ porque: la prueba es altamente reproducible y no se evalúa variabilidad biológica sino estructural.

Muestreo intencional por conveniencia no probabilístico, seleccionando limas nuevas de lotes sellados para garantizar homogeneidad y evitar sesgos por desgaste previo.

4.4 Criterios

Inclusión: Se tomaron limas nuevas, sin uso clínico o ciclos de esterilización, de tamaños y conicidades específicas: Rotate (15/05, 20/05, 25/06), Protaper Ultimate (Shaper, F1, F2), Plex V (15/03, 20/04, 25/04), en su empaque original intacto (certificado por el fabricante).

Exclusión: Limas con defectos visibles (deformaciones, fracturas, oxidación).

4.5 Variables

Las variables del presente estudio experimental in vitro comparativo fueron definidas y operacionalizadas en función del análisis termomecánico de instrumentos endodónticos de aleación níquel-titanio (NiTi) mediante calorimetría diferencial de barrido (DSC). Se consideró como variable independiente el tipo de sistema de instrumentos endodónticos de NiTi evaluado, mientras que la variable dependiente correspondió a las temperaturas de transformación de fase de la aleación, específicamente las temperaturas de inicio y final de la transformación martensítica y austenítica. Asimismo, se establecieron variables de control relacionadas con las condiciones experimentales del análisis por DSC, las cuales se mantuvieron constantes para garantizar la reproducibilidad y comparabilidad de los resultados. La descripción detallada, definición operacional y escala de medición de cada variable se presentan en el Apéndice A.

4.6 Instrumento de recolección de datos

La información se recolectó en una tabla de Excel con las variables del estudio. (Ver apéndice B)

4.7 Procedimiento

Calorímetro diferencial de barrido (DSC)

- Modelo: *DSC 214 Polyma (Netzsch)*.
- Rango de temperatura: -50°C a 100°C.
- Calibración: Usando estándares de indio (156.6°C) y zinc (419.5°C).
- Atmósfera: Aire ambiental (sin flujo de gas inerte). *Nota: se asume que el rango de temperatura moderado y el uso de limas nuevas minimizan la oxidación durante el análisis, basado en estudios previos que comparan ambientes.*
- Protocolo: Ciclos de calentamiento /enfriamiento a 10°C/min.

El estudio de calorimetría diferencial de barrido se llevó a cabo en el laboratorio de Física de la facultad de ciencias exactas y naturales en la Universidad de Antioquia, y se realizó con un equipo marca *TA Instruments* modelo DSC 2920; el análisis se ejecutó en una atmósfera controlada (O₂, N₂, aire) con un rango de temperatura de -60°C hasta 100 °C con un programa de temperatura programable (rampas de temperatura e isothermas), el cual mide la temperatura y el flujo de calor asociado con transiciones en los materiales, como una función del tiempo y la temperatura.

- **Preparación de muestras**

Se tomaron las muestras de las limas y se seccionaron, el análisis se hizo sobre especímenes de prueba que consistieron en tres segmentos de la lima con longitudes entre 4 y 5 mm; cada espécimen sufrió un enfriado desde temperatura ambiente 37°C a -60°C y calentado a 100°C y regresado a enfriar a -60°C, las celdas de calorimetría fueron purgadas con helio, el calentamiento lineal y enfriamiento fue de 10°C por minuto y se analizaron las curvas de calentamiento y de enfriamiento durante cada ciclo.

- **Verificación de cumplimiento de los criterios de inclusión**

- Las limas nuevas fueron seccionadas en segmentos de 5 mm (parte activa) con pinzas de corte esterilizadas.
- Las muestras se limpiaron en ultrasonido (etanol 70%, por 10 min) y se secaron 24h en un ambiente controlado.

- **Análisis DSC**

- 5 mg de cada muestra se sellaron en crisoles de aluminio.
- Ciclo térmico (aire ambiental, 10°C/min):
 - Enfriamiento: 50°C → -50°C.
 - Calentamiento: -50°C → 100°C.

- Repetibilidad: tres mediciones independientes por muestra.

4.8 Análisis estadístico

Se realizó un análisis descriptivo mediante el cálculo de medias y desviaciones estándar. La normalidad de los datos fue evaluada mediante la prueba de Shapiro-Wilk. Para la comparación entre grupos se emplearon pruebas paramétricas o no paramétricas según correspondiera, estableciendo un nivel de significancia estadística de $p < 0,05$.

4.9 Implicaciones éticas

De bajo riesgo, en estudios *in vitro* con limas de endodoncia sin pacientes son mínimas, comparadas con estudios *in vivo*, solo centrándose en la integridad científica, la responsabilidad de los investigadores.

5. Resultados

Las fases de transformación de austenita inicial (As), austenita final (Af) de los tres sistemas, igualmente para martensita inicial, y final (Ms y Mf) se muestran en la Tabla 1.

Tabla 1. Temperatura de transformación de fase (Ms, Mf, As y Af).

Sistema	Instrumento	Ms (°C)	Mf (°C)	As (°C)	Af (°C)
Protaper	Shaper	48,3	27,3	32,9	53,3
Ultimate TM					
Protaper	F1	49,3	26,3	34	52,5
Ultimate TM					
Protaper	F2	50,6	19,8	31,9	54
Ultimate TM					
Plex V TM	15/03	47,3	28	31,7	50,8
Plex V TM	20/04	42,8	32,5	24,3	48,1
Sistema	Instrumento	Ms (°C)	Mf (°C)	As (°C)	Af (°C)

Plex V™	25/04	42,5	32,2	26,2	48,3
Rotate™	15/04	21,1	10,5	9	30,1
Rotate™	20/05	25,7	12,6	9,5	31,2
Rotate™	25/06	21,5	10,6	17,4	26,4

Nota: obtenidas para los sistemas Protaper Ultimate™, Plex V™ y Rotate™ evaluados mediante DSC.

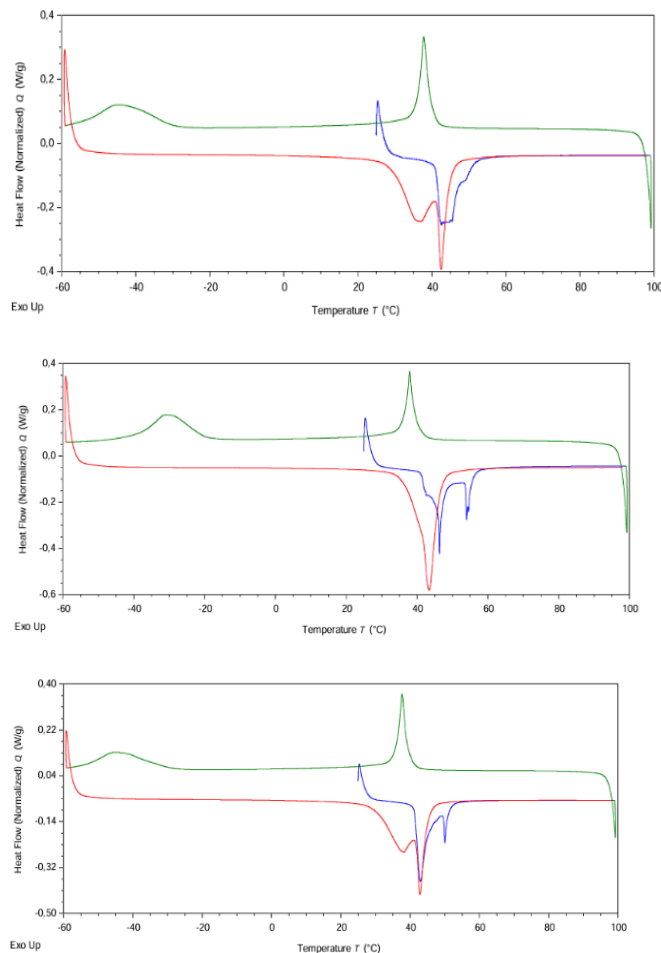
ProTaper Ultimate™

El análisis mediante DSC evidenció que los instrumentos Shaper F1 y F2 presentan temperaturas de transformación martensítica inicial y final (Ms y Mf) inferiores a las temperaturas de transformación austenítica inicial y final (As y Af). En todos los instrumentos evaluados se observó el patrón térmico esperado cumpliendo la relación $Af > As$ y $Ms > Mf$.

Los valores de Af se ubicaron por encima de los 52 °C para los tres instrumentos (Shaper: 53,3 °C; F1: 52,5 °C; F2: 54 °C), mientras que las temperaturas Ms oscilaron entre 48,3 °C y 50,6 °C. Estos resultados indican que la transformación austenítica completa ocurre a temperaturas superiores a la temperatura corporal.

La interpretación de las curvas DSC mostró la presencia de picos anchos y superpuestos, lo que sugiere transformaciones de fase distribuidas en un rango térmico amplio, compatibles con la coexistencia de martensita, austenita y una posible fase R. Este comportamiento refleja una transformación gradual del material, característica de las limas sometidas a tratamientos térmicos complejos. (Figura 3)

Figura 3. Fase de transformación por temperatura (Protaper ultimate)



Nota: elaboración propia.

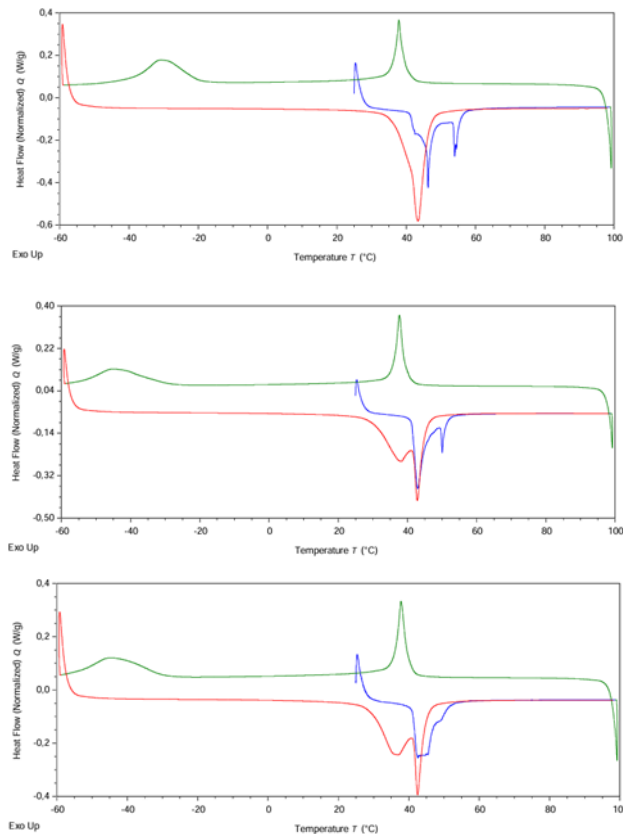
Plex V™

Para el sistema Plex V™, las temperaturas de transformación martensítica inicial (M_s) oscilaron entre 42,5 °C y 47,3 °C, mientras que las temperaturas de martensita final (M_f) se ubicaron entre 28 °C y 32,5 °C. Las temperaturas de inicio de transformación austenítica (A_s) variaron entre 24,3 °C y 31,7 °C, y las temperaturas de austenita final (A_f) entre 48,1 °C y 50,8 °C.

Las curvas de calorimetría diferencial de barrido (DSC) del sistema Plex V™ muestran picos de transformación de fase que ocurren en un rango de temperaturas cercano a la temperatura corporal. En particular, los valores de austenita final (A_f), ubicados entre

48,1 °C y 50,8 °C, sugieren que a temperatura clínica (-37 °C) el material no se encuentra completamente en fase austenítica. (Figura 4)

Figura 4. Fase de transformación por temperatura Plex V™



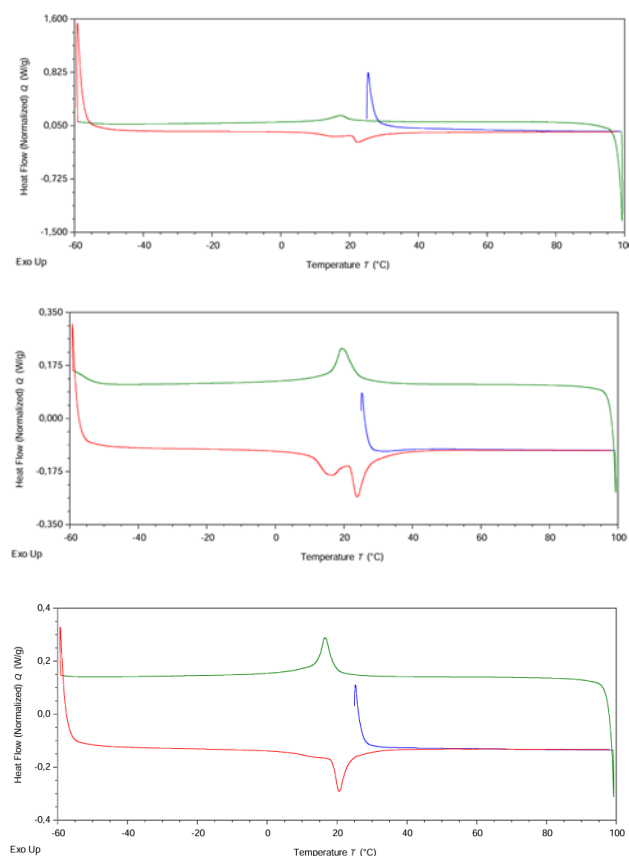
Nota: elaboración propia.

Rotate™

En el sistema Rotate™, las temperaturas registradas fueron considerablemente menores en comparación con los otros sistemas. La temperatura de martensita inicial (Ms) fue de 21,1 °C y la temperatura de martensita final (Mf) de 10,5 °C. La transformación hacia la fase austenítica inició a 17,4 °C (As) y finalizó a 26,4 °C (Af).

El sistema Rotate™ presentó un comportamiento térmico característico de aleaciones de NiTi con predominio de la fase austenítica a temperatura corporal. (Figura 5)

Figura 5. *Rotate™, fase de transformación por temperatura.*



Nota: elaboración propia.

En conjunto, las curvas DSC evidenciaron diferencias claras en el comportamiento térmico de los tres sistemas: ProTaper Ultimate™ mostró picos amplios y temperaturas de transformación elevadas, compatibles con una microestructura mixta; Plex V™ presentó transformaciones a temperaturas intermedias, con picos más definidos y mayor estabilidad martensítica; mientras que Rotate™ exhibió picos endotérmicos estrechos y temperaturas de transformación significativamente más bajas, alcanzando la fase austenítica completa a temperaturas cercanas o inferiores a la temperatura corporal.

6. Discusión

Los resultados del presente estudio muestran diferencias relevantes en el comportamiento térmico de los sistemas rotatorios de NiTi ProTaper Ultimate™, Rotate™ y Plex V™, lo que confirma que estos instrumentos poseen perfiles metalúrgicos diferenciados. Esta observación adquiere relevancia clínica, siendo que la respuesta térmica del material constituye un factor determinante en el desempeño funcional de los instrumentos de NiTi. En este sentido, la calorimetría diferencial de barrido (DSC) representa una herramienta útil para caracterizar el comportamiento térmico del material y para interpretar la influencia de los tratamientos térmicos contemporáneos sobre sus propiedades mecánicas durante la instrumentación endodóntica (Chan et al., 2023; Grande y col., 2023).

La literatura reciente coincide en que la relación entre Af, la temperatura corporal y la proporción relativa de austenita, martensita y fase R condiciona la flexibilidad, la rigidez aparente y la resistencia a las cargas cíclicas. En particular, los instrumentos termo-tratados con Af cercana o superior a 37 °C tienden a conservar una mayor fracción martensítica o una microestructura mixta a temperatura de trabajo, mientras que aquellos con Af por debajo de 37 °C se comportan predominantemente como austeníticos durante el uso clínico. (Kasuga y col., 2023).

En ese contexto, los resultados obtenidos para ProTaper Ultimate™ y Plex V™ sugieren que ambos sistemas presentan un comportamiento microestructural más complejo que Rotate™, dado que sus valores de Af se ubicaron por encima de la temperatura corporal, con rangos entre 48°C y 52°C, mientras que Rotate™ presentó valores inferiores, entre 26°C y 30°C. Desde un punto de vista metalúrgico, este comportamiento es compatible con una coexistencia de fases en el rango clínico, lo que suele traducirse en una mayor capacidad de deformación reversible en conductos curvos, Kimura y Col en 2024 encontraron que los

instrumentos con temperaturas de transformación más elevadas y mayor fracción martensítica o fase R a 37 °C presentan menor carga de flexión y mejor comportamiento frente a la fatiga que los instrumentos predominantemente austeníticos, aun cuando la geometría también participa como factor modulador.

Las curvas DSC observadas en ProTaper Ultimate™, se caracterizaron por picos más anchos y parcialmente superpuestos. Este patrón suele asociarse con transformaciones distribuidas en un rango térmico más amplio y, en algunos sistemas, con la fase intermedia R. La aparición de dobles picos endotérmicos o transformaciones solapadas se ha relacionado con tratamientos térmicos complejos posteriores al mecanizado, capaces de influir en la cinética de transformación y de estabilizar fases intermedias. Alsofi y col., (2025), reportaron que Reciproc Blue presentó dos picos endotérmicos en calentamiento, interpretados como transformación a través de fase R, mientras que otros sistemas mostraron una sola transición más simple; de modo semejante, Kimura y Cols, (2024) observaron que el tratamiento “triple memoria” generó dobles picos en DSC y mejoras mecánicas relevantes. Aunque en el presente estudio no se realizó XRD (Difracción de Rayos X), el comportamiento de ProTaper Ultimate™ y, en menor medida, Plex V™ es compatible con estos comportamientos metalúrgicos.

El sistema Plex V™ mostró rangos de transformación térmica relativamente amplios, con valores de A_f comparables a los observados en ProTaper Ultimate™. La amplitud de estos intervalos de transformación, cercanos a la temperatura corporal, sugiere que ambos sistemas podrían presentar coexistencia de martensita y austenita durante el uso clínico. La presencia simultánea de estas fases ha sido asociada con una mayor capacidad de deformación y con una respuesta mecánica más adaptativa frente a las curvaturas del conducto radicular. (Martins y col., 2020)

Estudios han demostrado que los instrumentos de NiTi con mayor estabilidad de la fase martensítica o con coexistencia de fases dentro de rangos térmicos cercanos a la temperatura corporal tienden a presentar mayor flexibilidad y resistencia a la fatiga cíclica. (Arias et al., 2018; Kasuga et al., 2023; Chan y col., 2023; Nehme y co., 2025). En este sentido, Plotino y cols., (2018) y Grande y cols., (2023) reportaron que los instrumentos sometidos a tratamientos térmicos que favorecen la presencia de martensita muestran un incremento significativo en el número de ciclos hasta la fractura durante ensayos de fatiga cíclica. Por lo tanto, el comportamiento observado en los sistemas ProTaper Ultimate™ y Plex V™, caracterizado por la superposición de fases dentro de rangos térmicos cercanos a la temperatura corporal, podría contribuir a mejorar su capacidad de adaptación a conductos curvos y aumentar su resistencia frente a cargas cíclicas repetitivas durante la instrumentación endodóntica.

Por el contrario, Rotate™ mostró los valores de transformación más bajos, con A_f inferior a la temperatura corporal, lo que indica un predominio de la fase austenítica durante la instrumentación. Este hallazgo es importante porque la austenita confiere un comportamiento superelástico más marcado, pero no necesariamente la misma flexibilidad clínica que muestran los sistemas con mayor fracción martensítica a 37 °C. Kasuga y cols., (2023), han confirmado que la composición de fase a temperatura corporal modifica la carga de flexión; cuando el instrumento se encuentra mayoritariamente austenítico a 37 °C, suele aumentar su rigidez relativa y disminuir parte de la ventaja mecánica observada a temperatura ambiente. Por tanto, el perfil de Rotate™ sugiere un instrumento potencialmente más estable y predecible desde el punto de vista superelástico, aunque menos favorable en curvaturas severas (Brantley et al., 2002; Shen & Cheung, 2013). También debe señalarse que el desempeño clínico no depende exclusivamente del tratamiento térmico. La evidencia reciente muestra que el diseño

transversal, área del núcleo, conicidad y masa metálica interactúan con la metalurgia para producir el comportamiento final del instrumento.

Yum y cols., (2025) demostraron que, a 37°C, la geometría, el tipo de aleación y las temperaturas de transformación afectan de forma conjunta la carga cíclica, la resistencia torsional y la rigidez. De forma similar, Kimura y cols, (2024) concluyeron que el efecto del tratamiento térmico sobre la flexibilidad puede llegar a ser más importante que el área transversal. Esta interacción ayuda a interpretar por qué un sistema predominantemente austenítico, como Rotate™, puede mantener propiedades clínicas útiles gracias a su sección en S y menor masa metálica, mientras que sistemas con Af más alta, como ProTaper Ultimate™ y Plex V™, podrían beneficiarse de una mayor fracción martensítica, aunque con diferencias dependientes de su diseño. (Plotino et al., 2018; Shen & Cheung, 2013).

Kasuga y col., (2023) señalaron que la resistencia a la fatiga cíclica de algunos sistemas termo-tratados es mayor a temperatura ambiente que a temperatura corporal, precisamente porque la proporción de austenita aumenta a 37°C. Nehme y col., (2025) demostraron que la temperatura corporal disminuye el tiempo para que se produzca la fractura de los instrumentos de NiTi. Sin embargo, en el entorno clínico, la temperatura intraconducto puede fluctuar debido a múltiples factores, entre ellos la irrigación continua y la temperatura de las soluciones irrigantes, las cuales pueden modificar transitoriamente el ambiente térmico durante la instrumentación. Estas variaciones podrían influir en el equilibrio entre las fases austenítica, martensítica y/o R, alterando así el comportamiento mecánico del instrumento en tiempo real. En este contexto, los resultados obtenidos mediante DSC adquieren especial relevancia clínica, ya que permiten anticipar la posible respuesta termomecánica de sistemas como ProTaper Ultimate™, Plex V™ y Rotate™ frente a cambios térmicos que ocurren dentro del conducto radicular.

Los resultados del presente estudio señalan que ProTaper Ultimate™ y Plex V™ se ubican en un perfil de mayor estabilidad martensítica/microestructura mixta, mientras que Rotate™ se aproxima más a un comportamiento austenítico a temperatura corporal. Gulati & Peters, (2023) coinciden en que la evolución contemporánea de los instrumentos NiTi se basa precisamente en desplazar o modular la temperatura de transformación para obtener un material más adecuado al ambiente intraconducto. También subrayan que los sistemas “gold”, “blue”, “CM” o con tratamiento térmico aumentan la flexibilidad y resistencia a fatiga mediante una mayor estabilidad de la martensita o fase R en el rango clínico.

En términos clínicos, ProTaper Ultimate™ y Plex V™ podrían ofrecer ventajas en conductos con curvaturas pronunciadas o anatomías complejas, donde una mayor flexibilidad y capacidad de deformación reversible resulta especialmente útil. En cambio, Rotate™, al alcanzar la austenita final (A_f) a temperaturas más bajas, podría mostrar un comportamiento superelástico más definido, con respuesta estructural más rígida pero potencialmente eficiente debido a su masa. Esta interpretación es coherente con Kimura y col., (2024) que vinculan temperaturas de transformación más próximas a 37 °C con mayor resistencia a las cargas cíclicas y mejor adaptación, aunque siempre asociado con el diseño geométrico y la masa metálica del instrumento.

Finalmente, una fortaleza del estudio es que se utilizó DSC para responder cuál microestructura puede esperarse a la temperatura de uso, no obstante, estos hallazgos deben interpretarse junto con algunas limitaciones. La calorimetría diferencial de barrido (DSC) permite identificar las temperaturas de transformación de fase mediante cambios en la entalpía del material; sin embargo, esta técnica no proporciona información directa sobre la fracción de fase presente ni permite diferenciar con precisión la contribución relativa de martensita, austenita o fase R, especialmente en presencia de transiciones solapadas. Por esta razón, se

recomienda complementar su interpretación con técnicas como difracción de rayos X (XRD) y microscopía electrónica. Además, la extrapolación clínica debe hacerse con cautela porque el desempeño real del instrumento también depende de la cinemática de movimiento, la anatomía del conducto, la irrigación, la temperatura intraconducto y las cargas repetitivas. (Hamid et al., 2024)

6.1 Conclusión

El análisis mediante calorimetría diferencial de barrido (DSC) permitió identificar diferencias en las temperaturas de transformación de fase de los sistemas rotatorios de níquel-titanio ProTaper Ultimate™, Plex V™ y Rotate™, evidenciando variaciones en su comportamiento metalúrgico y termomecánico.

ProTaper Ultimate™ y Plex V™ presentaron temperaturas de transformación austenítica final (Af) superiores a la temperatura corporal, lo que permite concluir que ambos sistemas no se comportan como instrumentos completamente austeníticos en condiciones clínicas. Por el contrario, su perfil térmico es compatible con la persistencia de una microestructura mixta, con implicaciones directas sobre propiedades mecánicas como la flexibilidad y la respuesta frente a la fatiga cíclica.

Por el contrario, Rotate™ mostró temperaturas de transformación significativamente más bajas, con valores de Af inferiores a la temperatura corporal, lo que indica un predominio de la fase austenítica en condiciones clínicas.

6.2 Recomendaciones

Los futuros estudios deberían integrar DSC con XRD, SEM y ensayos de fatiga cíclica y torsional a temperatura corporal para correlacionar de manera más directa la transformación de fase con el comportamiento mecánico de ProTaper Ultimate™, Rotate™ y Plex V™.

Referencias

- Alsofi, L., Al-Marshadi, M., AbuHaimed, T., Al-Habib, M., Saif, R., Bukhari, S., & Howait, M. (2025). Thermal behavior and cyclic fatigue resistance of three contemporary NiTi heat-treated single-file systems: metallurgical study. *BMC Oral Health*, 25(1), 338. doi:10.1186/s12903-025-05708-w
- Arias, A., Macorra, J. C., Govindjee, S., & Peters, O. A. (2018). Correlation between temperature-dependent fatigue resistance and differential scanning calorimetry analysis for 2 contemporary rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 44(4), 630–634. doi:10.1016/j.joen.2017.11.022
- Brantley, W. A., Svec, T. A., Iijima, M., Powers, J. M., & Grentzer, T. H. (2002). Differential scanning calorimetric studies of nickel-titanium rotary endodontic instruments after simulated clinical use. *Journal of Endodontics*, 28(11), 774–778. doi:10.1097/00004770-200211000-00007
- Chan, W.-S., Gulati, K., & Peters, O. A. (2023). Advancing Nitinol: From heat treatment to surface functionalization for nickel–titanium (NiTi) instruments in endodontics. *Bioactive Materials*, 22, 91–111. doi:10.1016/j.bioactmat.2022.09.008
- Dyriw, M. (2015). *Differential Scanning Calorimetric (DSC) Study of New and Sterilized Nickel-Titanium Rotary Endodontic Instruments* (Master's thesis, Marquette University).
- Elsewify, T., Elhalabi, H., & Eid, B. (2023). Dynamic cyclic fatigue and differential scanning calorimetry analysis of R-Motion. *International Dental Journal*, 73(5), 680–684. doi:10.1016/j.identj.2022.12.007

- Grande, N. M., Castagnola, R., Minciocchi, I., Marigo, L., & Plotino, G. (2023). A review of the latest developments in rotary NiTi technology and root canal preparation. *Australian Dental Journal*, 68(Suppl. 1), S24–S38. doi:10.1111/adj.12998
- Kasuga, Y., Kimura, S., Maki, K., Unno, H., Omori, S., Hirano, K., Ebihara, A., & Okiji, T. (2023). Phase transformation and mechanical properties of heat-treated nickel-titanium rotary endodontic instruments at room and body temperatures. *BMC Oral Health*, 23, 825. doi:10.1186/s12903-023-03550-6
- Kimura, S., Ebihara, A., Maki, K., Kyaw, M. S., Kasuga, Y., Omori, S., & Okiji, T. (2024). Phase transformation behavior and mechanical properties of HyFlex EDM nickel-titanium endodontic rotary instrument: Evaluation at body temperature. *Journal of Dental Sciences*, 19, 929–936. doi:10.1016/j.jds.2023.07.039
- Martins, S. C. S., Silva, J. D., Viana, A. C. D., Buono, V. T. L., & Santos, L. A. (2020). Effects of heat treatment and design on mechanical responses of NiTi endodontic instruments: A finite element analysis. *Materials Research*, 23(3), e20200087. doi:10.1590/1980-5373-MR-2020-0087
- Nehme, W., Naaman, A., Pedèches, L., Lê, S., Georgelin-Gurgel, M., Kwak, S. W., Kim, H.-C., & Diemer, F. (2025). Phase transformation temperatures influence the reduction ratio of fatigue resistance of nickel-titanium reciprocating files at body temperature: An in vitro experimental study. *Restorative Dentistry & Endodontics*, 50(4), e35. doi:10.5395/rde.2025.50.e35
- Peters, O. A. (2004). Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: A review. *Journal of Endodontics*, 30(8), 559–567. doi:10.1097/01.DON.0000129039.59003.9D

- Pham, K. (2021). Differential scanning calorimetric investigations of three rotary nickel-titanium instrument systems before and after simulated clinical uses. *BMC Oral Health*, 21(1), 488. doi:10.1186/s12903-021-01857-w
- Plotino, G., Grande, N. M., Testarelli, L., Gambarini, G., Castagnola, R., Rossetti, A., Özyürek, T., Cordaro, M., & Fortunato, L. (2018). Cyclic fatigue of Reciproc and Reciproc Blue nickel-titanium reciprocating files at different environmental temperatures. *Journal of Endodontics*, 44(10), 1549–1552. doi:10.1016/j.joen.2018.06.006
- Shen, Y., & Cheung, G. S. P. (2013). Methods and models to study nickel-titanium instruments. *Endodontic Topics*, 29(1), 18–41. doi:10.1111/etp.12046
- Surme, K., Akman, H., Özkan, H. B., & Er, K. (2024). Comparison of cyclic fatigue resistance of four paediatric rotary file systems at body temperature: An in vitro study. *BMC Oral Health*, 24(1), 992. doi:10.1186/s12903-024-04739-z
- Thompson, S. A. (2000). An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *International Endodontic Journal*, 33(4), 297–310. doi:10.1046/j.1365-2591.2000.00339.x
- Umar Dental Emporium. (s.f.). *Orodeka Plex V Original Unimed*.
- VDW GmbH. (s.f.). *Rotate rotary file system*.
- Walia, H. M., Brantley, W. A., & Gerstein, H. (1988). An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. *Journal of Endodontics*, 14(7), 346–351. doi:10.1016/S0099-2399(88)80196-1
- Yum, H. W., Oh, S., Perinpanayagam, H., Gu, Y., Chang, S.-W., Yoo, Y.-J., & Kum, K.-Y. (2025). Phase transformation and mechanical behaviour of different heat-treated nickel-

titanium rotary instruments. *International Dental Journal*, 75, 1183–1193.

doi:10.1016/j.identj.2024.07.1211

Apéndices

Apéndice A. Cuadro operacionalización de variables

Variable	Definición	Naturaleza	Escala de medición	Valor que asume
Instrumento	Limas elaboradas con una aleación níquel - titanio.	Cualitativa	Nominal	Protaper Ultimate™ Rotate™ Plex V™
Fase austenita (As y Af)	Fase estable a temperaturas superiores. En esta etapa, la aleación de NiTi posee una estructura cúbica cristalina orientada al cuerpo (BCC), lo que la hace más resistente y rígida. El punto en el que se inicia la transformación a austenita se denomina temperatura de <i>inicio de austenita</i> (As), mientras que el punto en el que se finaliza la transformación se conoce como temperatura de <i>finalización de austenita</i> (Af).	Cuantitativa	Razón	
Variable	Definición	Naturaleza	Escala de medición	Valores que asume
Fase martensita (Ms y Mf)	La aleación con una estructura cristalográfica hexagonal y presenta mayor flexibilidad y deformabilidad. El inicio de martensita (Ms) y el final de martensita (Mf) señalan el intervalo de temperatura donde se produce dicha transformación.	Cuantitativa	Razón	
Fase R	Es etapa intermedia que puede surgir durante el proceso de transformación entre austenita y martensita. Posee una estructura romboédrica cristalina y puede afectar las características mecánicas de la aleación, como su resistencia al desgaste.	Cuantitativa	Razón	

Apéndice B. Instrumento

Protaper Ultimate™

Shaper 25/08				F1 20/07				F2 25/08			
Ms	Mf	As	Af	Ms	Mf	As	Af	Ms	Mf	As	Af

Rotate™

15/04				20/05				25/06			
Ms	Mf	As	Af	Ms	Mf	As	Af	Ms	Mf	As	Af

Plex V™

15/03				20/04				25/04			
Ms	Mf	As	Af	Ms	Mf	As	Af	Ms	Mf	As	Af