

Nuevos conceptos en el diseño de instrumentos de níquel titanio (NiTi)

Preparación biomecánica
del conducto radicular



tech



CONTENIDO

1. Propiedades del níquel titanio (NiTi)

 2. Características morfológicas de los instrumentos rotatorios de NiTi.

 3. Bibliografía.

- 

PROPIEDADES DEL NÍQUEL TITANIO (NiTi)

Los instrumentos de níquel titanio (NiTi) tienen un comportamiento súper elástico y una gran flexibilidad, lo que les hace que puedan ser utilizados rotatoriamente para ensanchar los conductos radiculares sin realizar una distorsión de la forma de los mismos. Su gran flexibilidad, a la que también se ha llamado “**súper elasticidad**”, es el efecto que permite recuperar instantáneamente grandes deformaciones, de tal manera que, si el acero inoxidable recupera cuando se lo ha deformado un 8%, un 0'3%, el níquel titanio como aleación súper elástica recupera prácticamente el 100% de la deformación.

Tanto la súper elasticidad como el efecto “**Memoria de forma**” que es la capacidad de recuperación ante grandes deformaciones, se han conseguido gracias al cambio de fase en el estado sólido de la aleación, debido a la transformación entre una fase de estructura cristalina de alta simetría que se denomina fase matriz o “**Austenítica**” y una fase de baja simetría, denominada fase “**Martensítica**”.

Durante esta transformación, los átomos se mueven en conjunto por medio de un mecanismo tipo cizallamiento, sin alterar la composición química de la matriz y se reacondicionan en una nueva estructura cristalina más estable. La fase austenítica es estable a altas temperaturas y valores bajos de tensión y la fase martensítica es estable a bajas temperaturas y a altos valores de tensión. (Figura 1 y 2)

La transformación de fase entre austenítica y martensítica es la clave para explicar el efecto memoria de forma y la súper elasticidad. Es decir, las deformaciones que en los metales y aleaciones convencionales serían permanentes, en las aleaciones con memoria de forma, esta deformación se recupera simplemente, aumentando la temperatura del material. (Video Infocus M5T1)

CARACTERÍSTICAS MORFOLÓGICAS DE LOS INSTRUMENTOS ROTATORIOS DE NiTi

Continuamente van apareciendo en el mercado nuevos instrumentos y nuevos diseños en esos instrumentos, para facilitar la conformación de los conductos radiculares, por ello es importante conocer las características de los instrumentos para saber qué es lo que se va a utilizar y por qué. Todas las limas de NiTi tienen:

- **Sección transversal:** Es la figura geométrica del instrumento que queda al cortarlo perpendicularmente. Cada fabricante diseña una forma de corte para mejorar las características del instrumental. (Figura 3 y 4)
- **Parte activa:** Es la parte del instrumento que tiene corte cuando se introduce en el conducto. Normalmente la parte activa es de 16 mm, pero puede reducirse en algunos instrumentos. (Figura 5)



Figura 1. Tanto la súper elasticidad como el efecto memoria de forma se ha conseguido gracias al cambio de fase en el estado sólido de la aleación, debido a la transformación entre una fase austenítica y una fase martensítica.

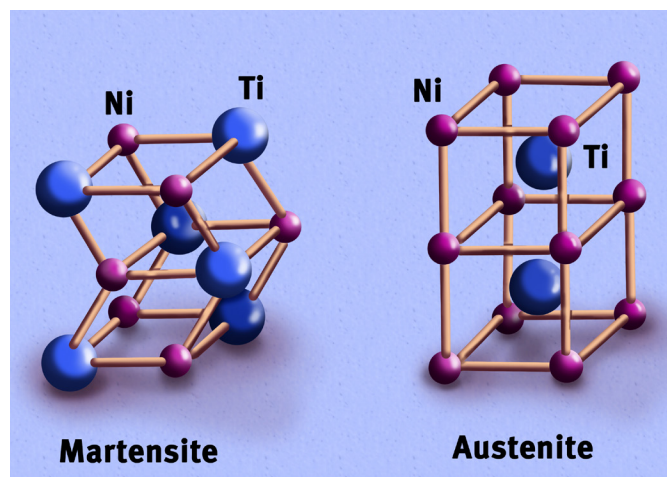


Figura 2. La fase austenítica es estable a altas temperaturas y valores bajos de tensión y la fase martensítica es estable a bajas temperaturas y a altos valores de tensión.

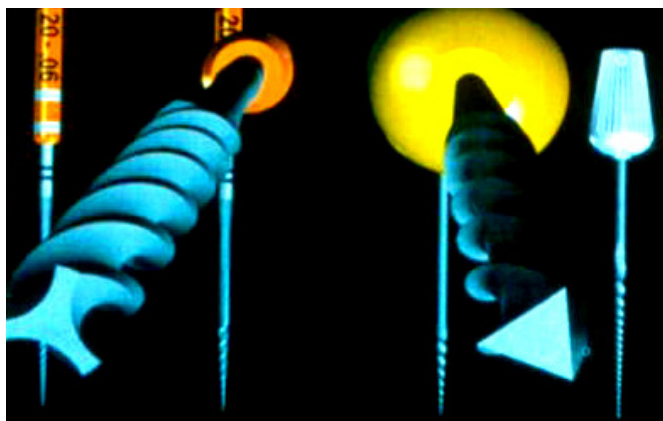


Figura 3. La sección transversal de las limas puede variar.

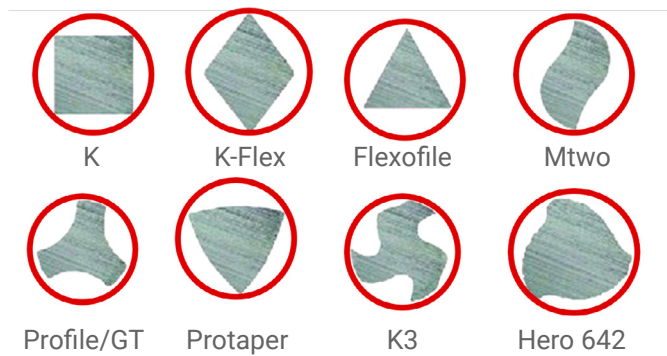


Figura 4. Cada fabricante diseña una forma de corte para mejorar las características del instrumental.

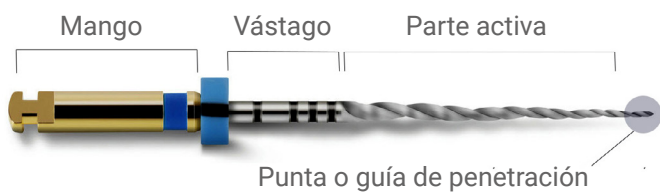


Figura 5. Partes de una lima mecanizada de NiTi.

- **Conicidad o taper:** Al igual que ocurre con las limas manuales, cuya estandarización se rige por una "Normativa internacional para los instrumentos para canales radiculares, utilizados en el arte dentario (ISO 3630-1, Primera edición del 15/12/1992)" la conicidad o taper es el incremento de diámetro entre la punta (D1) y el extremo de la parte activa (D16) a 16 milímetros de distancia (*Figura 6*).

Si por cada milímetro en dirección a D16, se aumenta el diámetro en 0'02 mm, se va a tener una conicidad del 2%. En la instrumentación con limas rotatorias hay instrumentos con conicidades diferentes del 2% al 10%, e incluso más. La conicidad es creciente desde D1, hasta D16 (*Figura 7*).

También se encuentran diseños actuales en los que la conicidad no es constante en el mismo instrumento. La lima del 25 del sistema V-TAPER 2H™, comercializada por la casa SSWhite, tiene una conicidad de 0.06 en los cuatro primeros milímetros de su punta, una conicidad de 0.03 en los cuatro siguientes, una conicidad de 0.02 en los cuatro siguientes y en los cuatro últimos, la conicidad es 0 (*Figura 8*). La conicidad es creciente, pero se estabiliza a medida que se acerca al punto D16. (*Figura 9*)

- **Superficie radial:** Es el área del instrumento en contacto directo con la pared del conducto. Es importante este concepto porque en cuanto mayor es el área de contacto es menor la tendencia a trabarse la lima en el conducto, y viceversa. Sin embargo, las superficies radiales de pequeño diámetro se ajustan mejor a las zonas curvas del conducto, evitando deformación en la trayectoria. (*Figura 10*)

$$D_2 = D_1 + 0'32 \text{ mm.}$$

$$\frac{D_2 - D_1}{\text{Dist. } D_2 \text{ a } D_1} = \frac{0'32}{16 \text{ mm.}} = 0'02 \text{ mm/mm}$$

Figura 6. La conicidad o taper, es el incremento de diámetro entre la punta (D1) y el extremo de la parte activa (D2) que mide 16 milímetros.



Figura 7. La conicidad de la lima se va incrementando constantemente desde la punta hasta el final de la zona activa, en 0'02 milímetros cada milímetro.

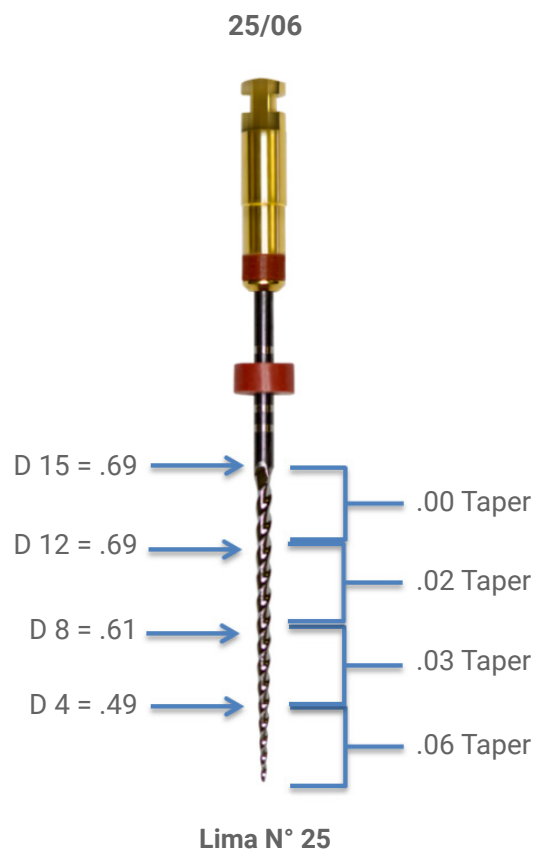


Figura 8. Lima del 25 del sistema V-TAPER 2H™ comercializada por la casa SSWhite.



Figura 9. La conicidad de la lima puede no incrementarse de una manera constante desde la punta hasta el final de la zona activa, teniendo entonces su forma activa una forma ahusada.

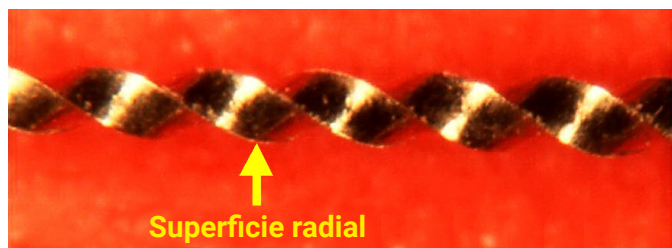


Figura 10. La flecha indica la superficie radial de la lima.

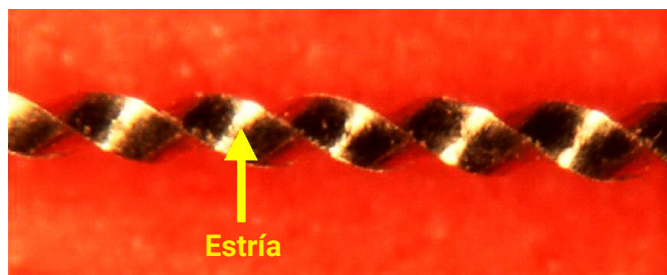


Figura 11. La flecha indica la estría de la lima.

- **Estría:** Es la depresión ondulada de la parte activa del instrumento de NiTi. La profundidad, anchura y configuración pueden variar, y de ello depende que se acumulen en ellas mayor o menor cantidad de detritos. (Figura 11)

El borde más externo de la depresión forma la superficie cortante que puede cortar más o menos, según el ángulo con el que incida sobre la pared del conducto y ese ángulo que incide sobre la pared del conducto puede ser positivo, neutro o negativo, según se diseñe el instrumento. (Figura 12)

- **Ángulo helicoidal:** Es el ángulo formado entre la superficie cortante y el eje mayor del instrumento. Cuanto mayor es el ángulo, mayor número de estrías hay por unidad de área, por lo que se aumenta la flexibilidad del instrumento y la posibilidad de fractura, pero, por otro lado, se disminuye la eficacia de corte. (Figura 13)
- **Diseño de la punta:** La punta es el extremo más delgado de la porción apical a nivel del punto D1. La punta, que cuando se trataba de limas manuales tenía un ángulo de 75° agresivo, ha sido reducido de tal manera que las limas de NiTi puedan permeabilizar el conducto sin desviaciones (Figura 14).

Las puntas pueden ser parcialmente activas, activas o inactivas, dependiendo del corte en el extremo efectivo del instrumento. (Figura 15)

- **Masa interna o núcleo:** Es la porción cilíndrica del instrumento y la distancia desde este a la porción más externa de la lima, que es la estría cortante, influye en la flexibilidad y la resistencia a la torsión del instrumento. (Figura 16)
- **Distancia entre los dientes cortantes, paso o pitch:** Puede ser constante (Figura 17) o variable (Figura 18), y la variabilidad influye en la capacidad de enroscarse, trabándose en el conducto.

En ocasiones, el exceso de presión o torque sobre las paredes del conducto genera una deformación de la lima, aumentando el paso o pitch en una zona de la lima que se detecta cuando la luz incide sobre ella. Dependiendo de la tecnología con que se ha fabricado el instrumento con el que se esté trabajando, esta deformación se puede recuperar calentando la lima o no, siendo entonces un aviso de que se debe desechar el instrumento antes de que se rompa. (Figura 19)

- **Acabado superficial:** Dependiendo de la tecnología que se utilice en su fabricación, torsión, torneado o mecanizado por descarga eléctrica, pueden quedar en superficie más o menos microfisuras que pueden propagar una línea de fractura.

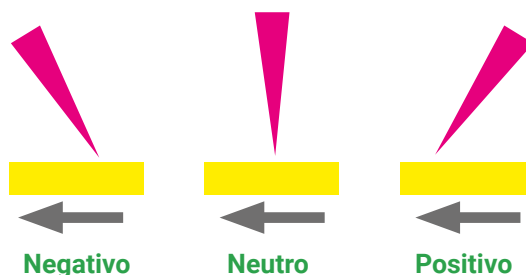


Figura 12. Esquema en el que se muestra el ángulo que forma el borde cortante de un instrumento con la superficie que va a cortar.

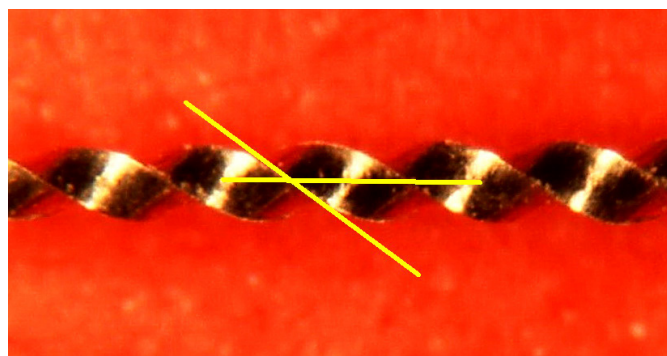


Figura 13. El cruce de las líneas muestra el ángulo helicoidal de la lima.

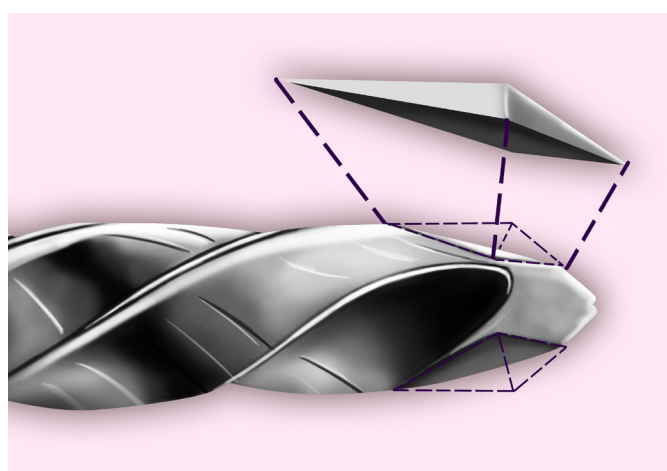


Figura 14. La punta de la lima puede ser modificada disminuyendo la angulación de su extremo.

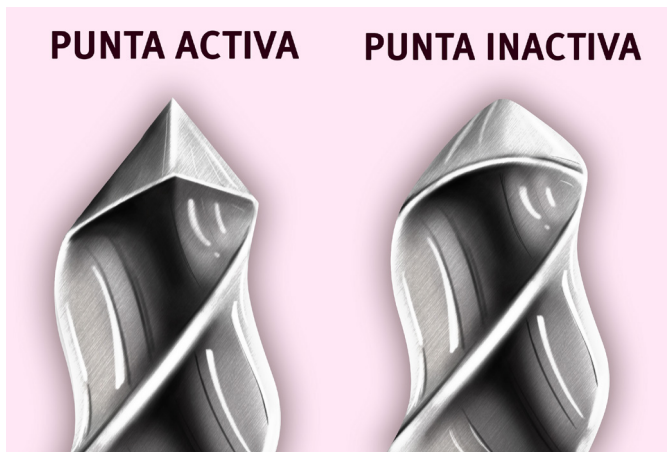


Figura 15. La punta puede ser también "activa" si tiene capacidad de corte, o "inactiva" si no tiene actividad.

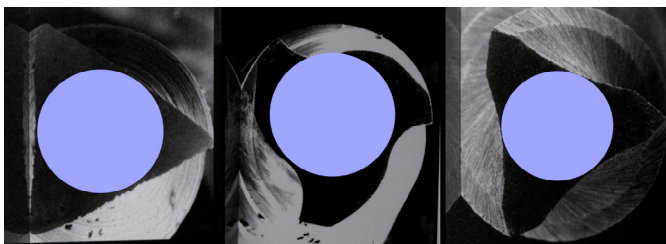


Figura 16. El círculo en azul muestra la masa interna o núcleo, que es la porción cilíndrica del instrumento.

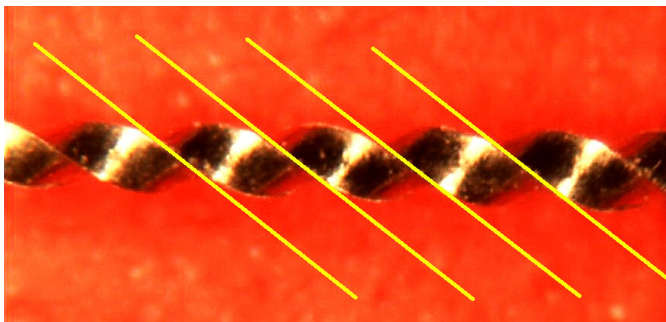


Figura 17. Las líneas muestran la distancia entre los dientes o bordes cortantes, paso o pitch.



Figura 18. La distancia entre los dientes o bordes cortantes, paso o pitch, puede ser variable.

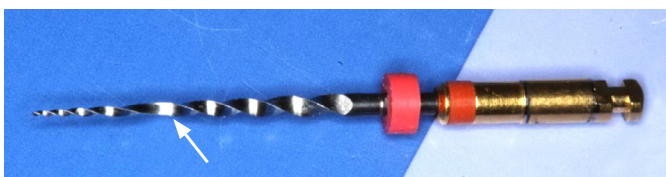


Figura 19. La flecha señala la deformación de la espira aumentando de una manera asimétrica la distancia entre los bordes cortantes o paso. Al visualizarla la luz se refleja en la deformación haciéndola visible.

En el **Manual de limas rotatorias**, editado por McSpadden J.T. en 2007 (McSpadden J.T.: 2007. 1ed. Mastering Endodontic Instrumentation. Cloudland Institute, Chattanooga), se hace un análisis de la importancia de conocer las características morfológicas de los instrumentos rotatorios en relación a su comportamiento. Y así:

- Un instrumento con más capacidad de corte requiere un menor torque para generar el ensanchamiento del conducto.
- El torque necesario para que gire un instrumento depende del área de contacto del instrumento con las paredes del conducto y con el diseño de la superficie cortante.
- Cuantas más estrías hay por unidad de área, mayor torque es necesario para hacer girar el instrumento. Se aumenta la flexibilidad, pero se facilita la fractura.
- Cuantas menos estrías hay por unidad de área, mayor es la resistencia del instrumento, pero se disminuye su flexibilidad.
- Cuando más cortante es el instrumento se necesitan un menor número de estrías.
- Cuantas más estrías hay con el mismo ángulo de corte mayor es la tendencia del instrumento a trabarse en el conducto.
- En conductos rectos, cuanto más gruesos son los instrumentos, mejor resisten antes las fuerzas de torque.
- En conductos curvos, cuando más finos son los instrumentos, mejor se comportan.
- Los instrumentos cuanto más flexibles sean y tengan una sección transversal más asimétrica, deforman menos el conducto.
- La fatiga de un instrumento aumenta con el número de rotaciones que experimenta en el interior del conducto y cuanto mayor es la curvatura del conducto.
- Cuanta menor sea el área de superficie del instrumento en contacto con la pared del conducto, se puede utilizar mayor velocidad de giro.

En el **Manual De Limas Rotatorias del Master endodoncia avanzada UEM**, confeccionado por el Dr. Alberto Sierra, se detallan los diferentes sistemas que existen en el mercado y sus características.

BIBLIOGRAFÍA

1. <http://www.cop.org.pe/bib/investigacionbibliografica/EVELYNPATRICIASANTOSARIAS.pdf>.
2. Otsuka K. & Wayman C.M.: Shape memory materials. 1998. 1ed. United Kingdom: Cambridge university Press.
3. Thompson S.A.: An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. Int Endod J. 2000; 33: 297-310.

4. Glosson C.R., Haller R.H., Dove S.B. & Del Rio C.E.: A comparison of root canal preparation using Ni-Ti hand, Ni-Ti engine-driven, and K-Flex endodontic instruments. J Endod. 1995; 21: 146-151.
5. Bahia M.G.A., Martins R.C., Gonzalez B.M. & Buono V.T.L.: Physical and mechanical characterization and the influence of cyclic loading on the behavior of nickel-titanium wires employed in the manufacture of rotary endodontic instruments. Int. Endod. J. 2005; 38: 795-801.
6. Peter O.A., Peters C.I., Schönenberger K. & Barbakow F.: Protaper rotary root canal preparation: assessment of torque and force in relation to canal anatomy. Int. Endod. J. 2003; 36: 93-99.
7. Berutti E., Negro A., Lendini M. & Pasqualini D.: Influence of manual preflaring and torque on the failure rate of protaper rotary instruments. J. of Endod. 2004; 30: 228-230.