

OBTENCION DE ALEACIONES NiTi PARA APLICACIONES DENTALES

J. Sabria Rius *
D. Llombart Jaques *
M. Cortada Colomer **
J. Gil Mur ***
E. Fernández Aguado ****

Sabria Rius, J.; Llombart Jaques, D.; Cortada Colomer, M.; Gil Mur, J.; Fernández Aguado, E.:
Obtención de aleaciones NiTi para aplicaciones dentales. Avances en Odontología.
1993, 9: 685-688.

RESUMEN

Por sus características la aleación Ni-Ti podría usarse en prótesis dental. Se describen sus propiedades novedosas en el campo de la odontología restauradora como son la pseudoelasticidad que proporciona grandes deformaciones elásticas y el efecto de memoria de forma que le confiere la capacidad de recuperar la forma mediante cambios térmicos.

Se expone la obtención de una aleación cuya composición química y proceso de fabricación, riguroso y complejo, determinan que el paso de la fase martensítica a la fase austenítica se realice entre temperaturas biocompatibles con los tejidos de la boca. Y por último se describe el proceso de colado de dicha aleación con la técnica de la cera perdida, normalmente usada en los laboratorios de prótesis dental.

Palabras Clave: Metal de uso en odontología. Metal con memoria de forma. Aleaciones con memoria de forma. Aleaciones Ni-Ti. Pseudoelasticidad.

SUMMARY

Due to its characteristics, the Ni-Ti alloy could be used in dental prosthesis. We explain the new properties that it has got in restorative dentistry, as could be pseudoelasticity, which supplies great elastic deformations and memory of shape by means of termic changes.

We explain how an alloy is obtained. In this alloy the chemical composition and the making process that is strict and complex, determine that the change from the austenitic phase to martensitic phase is done between temperatures that are compatible with oral tissues.

At last the cast procedure of this alloy is explained. We make it with the lost wax technique which is commonly used in dental laboratories.

Key Words: Metals used in dentistry. Metal with memory of shape. Alloys with memory of shape. Alloys Ni-Ti. Pseudoelasticity.

Aceptado para publicación: Enero 93.

* Profesor Asociado de Oclusión y Prostodoncia. Facultad de Odontología de Barcelona.

** Profesor Titular de Oclusión y Prostodoncia. Facultad de Odontología de Barcelona.

*** Profesor Titular de Ciencia de los Materiales y Ingeniería Metalúrgica ETS Ingenieros Industriales de Barcelona.

**** Investigador del departamento de Ciencia de los Materiales y Metalúrgica ETS Ingenieros Industriales de Barcelona.

Las propiedades de la aleación Ni-Ti son diferentes a diferentes temperaturas y para un rango de temperaturas dado podemos elegir la propiedad que más nos interese. Un material que por debajo de una temperatura denominada M_s (temperatura a la cual comienza la transformación martensítica) es superplástico y que por encima de dicha temperatura es superelástico. El material por debajo de la temperatura M_s puede ser modificado en su forma mediante un esfuerzo y que cuando calentamos y sobrepasamos M_s recupera exactamente su forma inicial aunque se le opongamos esfuerzos que pueden llegar a los 70 Kg/mm² y esto es lo que se denomina la memoria de forma (3).

Esta propiedad es de gran importancia para aplicaciones en odontología (4). Se vienen usando en odontología para obtener movimientos dentarios durante las terapias correctoras de malposiciones dentarias aplicando fuerzas a los dientes provocando procesos de remodelación óseos. La deformación elástica de esta aleación y la subsiguiente relajación de la energía elástica en un período de tiempo otorga las fuerzas que se ejercen de tipo corrector.

Las fuerzas óptimas se consiguen por aplicación de fuerzas que son de baja magnitud en amplitud y continuas de naturaleza.

Tales fuerzas minimizan la destrucción tisular y producen una tensión constante en los ligamentos periodontales durante el mo-

Estas propiedades se observan en aquellas aleaciones que presentan transformaciones martensíticas termoelásticas, como es el caso de aleaciones como son; CuZnAl, CuAlMn, CuAlNi, Ag-Cd, Fe-Pt (1-2).

INTRODUCCION

La aleación de NiTi posee propiedades no tradicionales en los metales convencionales como son el efecto de memoria de forma y la pseudoelasticidad.

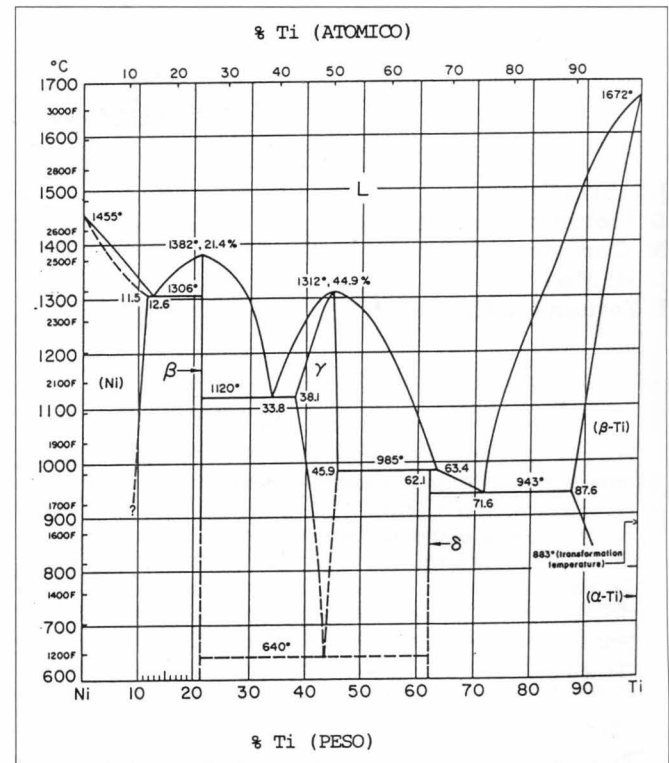
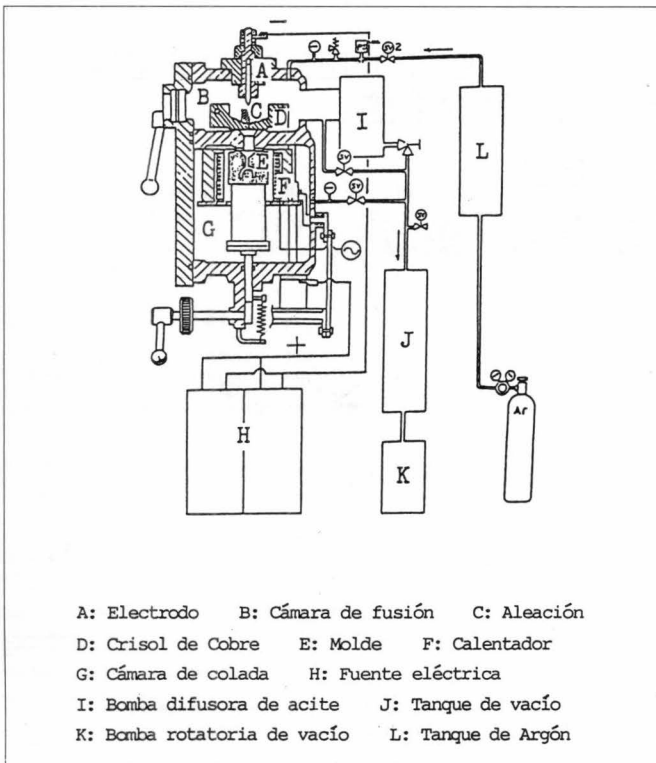


Figura 1. Esquema del horno de fusión.

Figura 2. Diagrama de equilibrio de la aleación Niquel-Titanio.

vimiento dentario (5-6). Estas aleaciones permiten recuperaciones de forma total y recuperar deformaciones dentro del campo elástico de hasta el 15% (7).

Desde hace años estamos trabajando para su aplicación en la prótesis dental. Las aleaciones metálicas utilizadas en prótesis requieren unas cualidades como son las características mecánicas, físicas, dureza, biológicas y técnicas para ser seleccionadas (8). Estas aleaciones superan en algunas características las aleaciones tradicionalmente empleadas.

Las aleaciones de NiTi tienen un especial interés dentro de las aleaciones con memoria de forma debido a la elevada resistencia a la corrosión y a la biocompatibilidad. Normalmente, las aleaciones que dan buenas propiedades para la aplicación odontológica son las aleaciones denominadas equiatómicas, es decir el 50% de Ni y 50% de Ti. Las propiedades de es-

tas aleaciones van a depender mucho de la composición química ya que ésta influirá en las temperaturas de transformación como en las tensiones que ejercerán ante una deformación así dada.

Por tanto, la fabricación de estas aleaciones es difícil ya que se requiere un proceso de precisión tanto en el fundido como en el colado. Los problemas en la fundición derivan de que el titanio presenta gran reactividad, tanto con la atmósfera como con el refractorio.

A estas temperaturas el titanio tiene gran afinidad para dar lugar a soluciones sólidas intersticiales con elementos como el carbono, hidrógeno, oxígeno, nitrógeno y elementos de radios atómicos pequeños.

Estas impurezas provocan una variación muy considerable en las propiedades mecánicas, resistencia a la corrosión e incluso la bio-

compatibilidad, por tanto se debe fundir en hornos de vacío o con gases inertes. En el caso de la fusión con gases inertes como en el caso del Argón lo que se debe asegurar es que el Argón contenga muy pocas impurezas, especialmente de oxígeno, ya que aún esos pocos átomos, el titanio tiene a esas temperaturas suficiente avidez para incorporarlos en su red cristalina.

En la Fig. 1 se puede observar el horno de fusión y colada utilizado en este estudio (9). Este horno consiste en una cámara de fusión en la parte superior del horno y una cámara de colada en la parte inferior del horno, teniendo incorporado un sistema de vacío-presión con arco de argón.

Las cámaras de fusión y colada tienen un vacío de 1.3×10^{-3} Pa utilizando una bomba difusora de aceite. En la cámara de colada un calentador mantiene el control de la temperatura del molde. El cris-

tal de cobre se abre dejando caer el metal líquido en la cámara de molde.

Como podemos observar en el diagrama de equilibrio de la Fig. 2 el horno debe alcanzar la temperatura de 1600°C para la fusión del titanio e ir incorporando a la fusión el níquel en pequeñas porciones.

Una vez que se va formando la aleación las temperaturas de fusión disminuyen bruscamente, teniendo un mínimo para el 71.6% de Titanio que alcanza una temperatura inferior a los 1000°C. Al ser nuestra aleación del 50% la temperatura debe ser ligeramente superior a los 1300 °C.

Al ir solidificando esta aleación una vez homogeneizada, se va formando una solución sólida sustitucional consistente en una fase que se denomina γ . Esta fase a 640°C transforma en estado sólido eutectoide según la reacción $\gamma \rightarrow \delta + \epsilon$. Este diagrama de equilibrio nos proporciona la información que se constata en la observación mediante microscopios óptica que la estructura de colada es un eutectoide. De esta forma, el material no tiene las propiedades de pseudoelasticidad y de memoria de forma, ya que como hemos citado anteriormente debemos tener el material en condiciones de no equilibrio.

Para la consecución de estas propiedades inusuales hemos de producir una transformación martensítica que es una transformación en estado sólido sin difusión y que se realiza en nuestra aleación, calentando a temperaturas superiores de 640°C (850°C en nuestro caso) y con un tiempo de permanencia a esta temperatura de 30 minutos, de esta manera provocamos la aparición de la fase γ . Una vez estable la fase γ se introduce la aleación en agua a 20°C, a este proceso se le denomina temple. Este rápido tratamiento térmico provoca que no ocurra la difusión



Figura 3. Microestructura formada por austenita (fase matriz) y martensita (forma estrellada).

en estado sólido y por tanto impide que la reacción $\gamma \rightarrow \delta + \epsilon$

tenga lugar lo que se produce es la fase martensítica si la temperatura M_s es inferior a 20°C.

La fase martensítica que se produce después del temple, tiene la misma composición química que la fase austenítica e incluso los defectos (vacantes, dislocaciones) que tenía la fase austenítica los hereda la martensítica ya que el enfriamiento brusco provoca la inmovilidad atómica.

En nuestra colada, se ha obtenido una microestructura después del tratamiento térmico de austenita y martensita. Esto quiere decir que la temperatura M_s de la aleación es superior a 20°C pero la M_f (temperatura a la cual la transformación martensítica es completa) es inferior a 20°C. Si la temperatura del baño de temple se disminuyera, la proporción de martensita sería mayor y viceversa, al calentar la aleación, la proporción de austenita aumentaría. Esto sólo ocurre en aleaciones que sufren transformaciones martensíticas termoelásticas, es decir aquellas transformaciones que ocurran siempre dentro del campo elástico del material. En contraste, el acero que sufre transformaciones martensíticas no son termoelásticas ya que los cambios de volumen y las tensiones producidas por el en-

friamiento sobrepasan los límites elásticos del material.

En la Fig.3 se observa la microestructura obtenida correspondiente a una mezcla de austenita y martensita. La muestra se atacó con una solución de 10 ml. de ácido fluorhídrico, 25 ml. de ácido nítrico y 150 ml. de agua durante 20 segundos. La observación se realizó mediante microscopía óptica a 32 aumentos.

Una vez obtenida la aleación se debe moldear a la forma deseada para ello se realiza microfusiones mediante un horno de arco eléctrico al vacío; como el que puede observarse en la Fig.4. El colado se realiza mediante la técnica a la cera perdida, este método incluye las etapas siguientes: Se realiza un patrón de cera de la componente deseada. El patrón se recubre con un material refractario (10). La cera se funde en horno (250°C durante 90 minutos). El cilindro se calienta a alta temperatura (990°C durante 60 minutos con un incremento de temperatura de 3°C por minuto). La aleación fundida se deposita por fuerza gravitatoria. La temperatura del cilindro es del orden de 800-1000°C y la de la aleación de 1350-1400°C.

En la Fig.5 se aprecia unas piezas prótesis obtenidas según este método, mostrando la buena Calidad obtenida debido a la buena

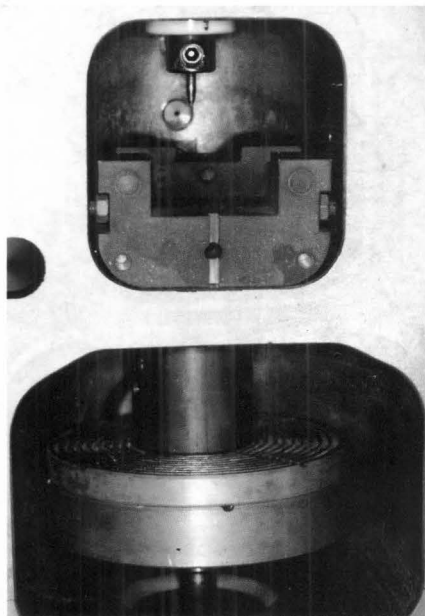


Figura 4. Horno de arco eléctrico al vacío.

colabilidad de la aleación NiTi ya que reproduce fielmente el patrón realizado. Uno de los problemas de este defecto es debido a que el volumen del sólido es menor al volumen del líquido y por tanto al final de la solidificación se producirán contracciones de volumen (11-12). Este defecto queda en la parte cónica final que no afecta a las piezas modeladas, el material puede ser reciclado para otras fusiones.

Estas altas temperaturas afectarán al tamaño de grano final ya que al ser muy elevadas los granos cristalinos crecen teniendo menos límites de grano, esto provoca una pérdida en las propiedades mecánicas de resistencia. Una posibilidad es añadir elementos afinadores de grano como son el cobalto, itrio o cerio pero esto perjudica a las propiedades de pseudoelásticidad y memoria de forma. Este problema está en estudio y esperamos que en un futuro lejano se pueda llegar a resolver.

AGRADECIMIENTOS

Al laboratorio de Prótesis Dental Enric Pujol Donato por haber colaborado en este trabajo.

Figura 5. Piezas protésicas coladas.



DIRECCION PARA CORRESPONDENCIA

Miquel Cortada Colomer
Travessera de las Corts, 352 1° 1ª
08029 Barcelona

BIBLIOGRAFIA

1. DEJONGHE W., DELAEY L., BATTIST R. y VAN HUMBEEK J. Metal Science II. 1977 : 523
2. SCHETKY L. MC L. Shape Memory Alloys. Scientific American 1980; 40 : 32-41.
3. GULEMANY JM., TORRA JR., RAPACIOLI R., TORRA V. Y CESARI E.. CEAM Revista de Economía y Técnica Industrial N°197 : 18-19.
4. GIL F.J., CORTADA M. Aplicaciones de los materiales con memoria de forma en medicina y odontología. Archivos de Odonto Estomatología. 1990; 7 : 52-61.
5. ROBERT E MOYERS. Handbook of Orthodontics. Year Book Medical Publishear inc. Chicago 1988
6. PROFFIT WILLIAM R. Contemporary Orthodontics. The C. C. Mosby Company. London 1986.
7. GIL F.J. y PLANELL J.A. "Superelastic properties in three orthodontics wires". Fourth World Biomaterials Congress. Berlin.1992
8. BOREL J.C.. Manual de prótesis parcial removible. Masson S.A. Barcelona. 1986.
9. HAMANAKA H., DOI H., YONEYAMA T. y MIURA I. "Precision-casting of Titanium and Ni-Ti alloys for medical and dental uses". The Third World Biomaterials Congress. Kyoto 1988 : 264.
10. KITAMURA T. Sistema de colado del titanio puro de Ohara. Quintessence ed Española. 1989; 2 - 3 :177-184.
11. AUNER H. "Introducción a la Metalurgia Fisica". Ed. McGraw hill 1980.
12. MOLERAP., JIMENO E. y MORRAL F. "Metalurgia General" Ed.Reverté (1986).