

Conveniencia de una aleación elástica de aplicación en prótesis parciales removibles. Ensayo clínico

Rustullet Mañé O*, Giner Tarrida L**, Cabratosa Termes J**, Cortada Colmenar M***

RESUMEN

En este artículo se plantean varias situaciones donde la colocación de los retenedores de Cr-Co presenta inconvenientes por su excesiva rigidez; y se da a conocer la aplicación de una aleación de Ni-Ti que por su característica de superelasticidad supone una innovación en el campo de la prostodoncia, ya que solucionaría dichos problemas. Así, con el fin de dar a conocer la utilidad de esta nueva aleación se exponen las primeras valoraciones obtenidas de un estudio clínico experimental que se realiza desde hace tiempo sobre la aplicación de esta aleación en PPR.

Palabras Clave: Prótesis parcial removable, retención, aleaciones elásticas, aleaciones con memoria de forma.

SUMMARY

In this paper we pose different situations where the use of conventional Cr-Co direct retainers could imply some obstacle due to its excessive stiffness. We also wanted to show here the application of a new Ni-Ti alloy that, thanks to its "superelasticity", means an innovation in Prosthodontics field. So, in order to present the usefulness of this new alloy we expose the first valuations obtained from a clinical and experimental study that we have been carrying out since some years ago about the applications of this alloy in partial removable dentures (PPR).

Key Words: Removable partial dentures, retention, elastic alloys, shape memory alloys.

Aceptado para publicación: Diciembre 1996.

* Profesor Colaborador. Facultad de Odontología de Barcelona.

** Profesor Asociado. Facultad de Odontología de Barcelona.

*** Profesor Titular. Facultad de Odontología de Barcelona.

Rustullet Mañé O, Giner Tarrida L, Cabratosa Termes J, Cortada Termes M. Conveniencia de una aleación elástica de aplicación en prótesis parciales removibles. *Esnayo clínico*. Av Odontostomatol 1998; 14: 439-47.

INTRODUCCIÓN

En aquellas situaciones clínicas donde se decide rehabilitar la pérdida de algunos dientes mediante una prótesis parcial removable debe tenerse en cuenta varios objeti-

vos a conseguir; tales como, restablecer la función masticatoria, recuperar la estética y evitar el desplazamiento de los dientes remanentes hacia el área desdentada que alterarían el plano oclusal y preservar así, el resto de componentes del sistema masticatorio: ATM, músculos

y estructuras periodontales.

Para obtener una prótesis que cumpla correctamente su función, todos estos objetivos deben estar presentes en el momento de realizar el diseño de la prótesis.

Hay una serie de requisitos que condicionan el diseño correcto de las estructuras metálicas en las diferentes situaciones de desdentados parciales, como la retención, estabilidad y sustentación, además de conseguir una estética aceptable compatible con el funcionamiento (1,2). La estabilidad viene dada por las fuerzas que se oponen a movimientos de traslación horizontal o de rotación de la prótesis. La sustentación se consigue mediante distintos elementos integrantes de la prótesis, como los topes, conectores mayores y bases. (3)

El conjunto de fuerzas que se oponen a la separación entre la prótesis y las estructuras de apoyo definen la retención y se logran mediante la correcta colocación de los retenedores directos en los dientes pilares. (3)

También constatamos una constante evolución de las aleaciones empleadas en la construcción de prótesis, ello viene justificado por la búsqueda de mejoras en la manipulación, el coste, la funcionalidad de la prótesis y la adaptación por parte del paciente.

En prótesis parcial removible, el primer metal empleado fue el oro tipo IV cuyas propiedades, no fueron suficientes para detener el desarrollo de los metales no nobles para su uso. Hacia el 1920 se empieza a utilizar el Cr-Co para la construcción de prótesis removibles. Su rigidez proporciona al conector mayor de la estructura metálica estabilidad y asegura, la transmisión de las fuerzas de masticación al diente pilar; pero este elevado módulo de elasticidad crea limitaciones en algunas situaciones, como por ejemplo, cuando debemos colocar un retenedor directo en dientes pilares muy abultados.

Estos inconvenientes crean la conveniencia de seguir investigando en nuevas aleaciones con el fin de superar las desventajas de los metales convencionales.

1.- MATERIALES METÁLICOS EMPLEADOS EN PRÓTESIS PARCIAL REMOVIBLE

Para la elección de los metales en la elaboración de una

prótesis hemos de tener en cuenta varios factores generales: (4)

1. Que mantenga las propiedades mecánicas durante la función.
2. Que conserve sus propiedades con el uso, evitando la corrosión y manteniendo el pulido.
3. Que sea de fácil manipulación para la fabricación, tanto para colado como para la soldadura.
4. Que tenga una baja densidad para crear prótesis ligeras.
5. Que sea asequible económicamente.

La aleación más usada actualmente en el colado de la estructura metálica es el Cr-Co. En los últimos años, se ha introducido el titanio en el campo de la PPR y prótesis fija, ya que ofrece algunas excelentes ventajas, como: la biocompatibilidad, resistencia a la corrosión, baja densidad, radiolucidez, el desgaste, etc.

Las buenas características que presentaba el oro tipo IV utilizado inicialmente; tales como, un bajo módulo de elasticidad y un alto porcentaje de alargamiento que permitía una mejor posibilidad de ajuste y una fácil reparación (5); así como, una excelente biocompatibilidad no fueron suficientes para frenar el desarrollo de las aleaciones no preciosas, cuando el oro se encareció excesivamente.

El acero inoxidable también es una aleación que puede utilizarse en la confección de la PPR, creando así, bases bases delgadas, ligeras y, a la vez fuertes, porque resisten a la fractura y la corrosión. Los aceros no son fáciles de colar debido a su elevado punto de fusión y normalmente deben trabajarse mediante el forjado.

Para la formación de las bases de prótesis de acero inoxidable se aplica presión sobre las láminas de acero de 18-8 de unos 0,2 mm de grosor entre un troquel (de resina epoxy o de aleación) y un contratroquel. Antes se utilizaban prensas hidráulicas, pero actualmente se genera una onda de presión para adaptar la lámina de acero al troquel; a pesar del avance en la técnica del forjado sigue siendo una manipulación laboriosa, por lo que su uso como base esquelética de PPR no esté muy extendido. (6, 7)

La conformación del acero inoxidable en alambres redondos de muchos tamaños es un recurso muy utilizado para la confección de retenedores ajustados manualmente al modelo maestro. Estos alambres de acero tie-

nen suficiente ductilidad para ser doblados sin fracturarse y permiten una buena adaptación a dientes con una marcada retención.

Las aleaciones de Cr-Co empleadas habitualmente en la realización de las estructuras metálicas de la prótesis removable presentan una mayor rigidez. Su módulo de elasticidad es doble que el de las aleaciones de oro, lo que permite emplearlo en secciones más finas reduciendo el volumen de la prótesis. Además presenta un buen límite elástico, resistencia a la rotura, dureza similar al esmalte, excelente resistencia a la corrosión y una baja densidad que disminuye el peso y el coste en comparación con el oro. (1, 4, 5, 8-10)

La rigidez que presenta la aleación de Cr-Co es adecuada para la construcción de los conectores mayores, conectores menores y los elementos recíprocos; asegurando así, la estabilidad y unión del resto de dientes del arco y la transmisión de las fuerzas de la masticación al diente pilar y a la mucosa edéntula (1, 5, 10-12). Pero esta rigidez impide la adaptación de los retenedores directos en aquellos casos donde los dientes pilares son muy abombados y muy retentivos, o sea, que obligan a profundidades de retención superiores al 0.5 mm. La colocación de un gancho en esta situación, implicaría superar el límite elástico que permite esta aleación y se produciría una deformación permanente del retenedor directo.

2.- RETENCIÓN

Una de las partes importantes en la estructura de la PPR son los retenedores directos que se oponen a la desinserción de la prótesis y evitan que las fuerzas de desplazamiento puedan expulsarla de la boca. Esta resistencia al desalojamiento la proporciona el brazo de retención del gancho colocado en el área infraecuatorial del diente pilar. Para que el retenedor directo pueda ajustarse por debajo del ecuador, éste debe ser capaz de flexionarse o deformarse a medida que desciende por el contorno del diente pilar, abriendo su brazo retenedor hasta sobrepasar la línea de máximo contorno, a partir de la cual se va cerrando hasta llegar al área infraecuatorial, donde recobra la forma original; en la cual es inactivo. (13)

La capacidad retentiva de un retenedor directo depende

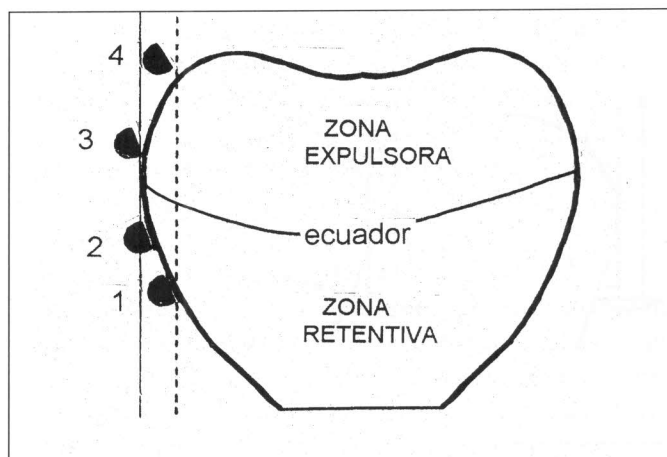


Fig. 1.- Corte Vestíbulo Lingual.

- 1.- Reten. inactivo
- 2.- Retenedor en contacto con el diente.
- 3.- El brazo se abre para pasar la línea guía
- 4.- Reten. inactivo.

de la adaptación, características del diente pilar y las del retenedor en sí (14):

A.) LA ADAPTACIÓN

Para que un retenedor directo funcione correctamente todos sus componentes deben estar situados de forma apropiada en el diente pilar:

- El descanso o tope, que proporciona la función de soporte, debe colocarse en la superficie oclusal, inci-

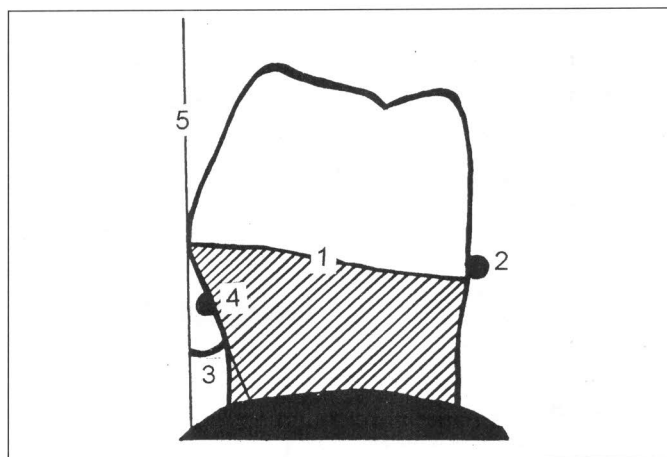


Fig. 2.- Posición correcta de los componentes del retenedor

- 1.- ecuador dentario.
- 2.- brazo recíproco del retenedor
- 3.- ángulo de convergencia cervical
- 4.- brazo de retención.
- 5.- línea de inserción

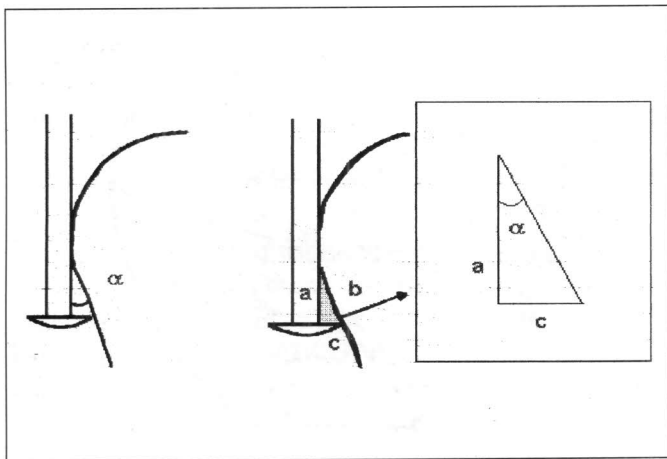


Fig. 3.- Proyección de la distancia de socavado sobre la superficie del diente. Ángulo de convergencia
a.- varilla de la galga
b.- superficie del diente pilar
c.- distancia del borde a la galga al diente

sal o en el cingulo del diente.

- El brazo recíproco, que aporta estabilidad, reciprocidad y circunscripción, se coloca en la unión del tercio medio y gingival del diente pilar.
- El brazo retentivo que resiste la fuerza de desalojamiento en dirección oclusal, se localiza en el tercio gingival del diente pilar separado del contorno de encía libre, de tal manera que no interfiera con los tejidos gingivales ni los lesione. (15)

B.) CARACTERÍSTICAS DEL DIENTE PILAR. De la forma del diente pilar dependerá:

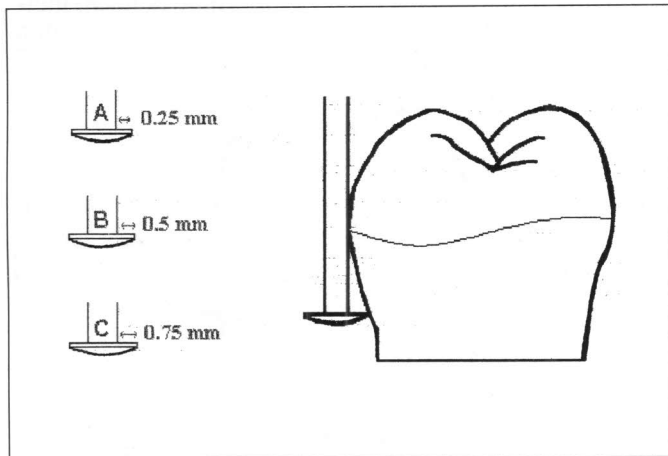


Fig. 4.- Profundidad de penetración
Cantidad de retención diferente según la galga
A: 0.25 mm
B: 0.5 mm
C: 0.75 mm

- 1.- Ángulo de convergencia cervical del área infraecuatorial, es el formado por la varilla vertical de la galga del paralelizador y la pared del diente por debajo del ecuador dentario. (figura 3) (16)
- 2.- Profundidad a que se extiende el brazo de retención en el ángulo de convergencia cervical. A mayor profundidad más debe flexionarse el brazo. Las profundidades de retención más utilizadas son: 0.25 mm, 0.50 mm y 0.75 mm. (figura 4)

C.) CARACTERÍSTICAS DEL RETENEDOR

El brazo de retención debe ser flexible para poder sobrepasar el contorno máximo del diente o ecuador y adaptarse correctamente al área infraprominencial. La flexibilidad depende del:

- 1.- Diámetro. Cuanto más pequeño más flexible es el gancho.
- 2.- Longitud. Cuanto más largo más elástico.
- 3.- Ahusamiento. El gancho debe afinarse desde su inicio hasta la zona final. Así, la punta debe tener la mitad de grosor que su base.
- 4.- La forma. Un brazo redondo puede flexionarse en todas las direcciones, en media caña (la mayor parte de ganchos colados) más fácilmente puede flexionarse en una dirección. (2, 17)
- 5.- Tipo de metal. El elevado módulo de elasticidad de las

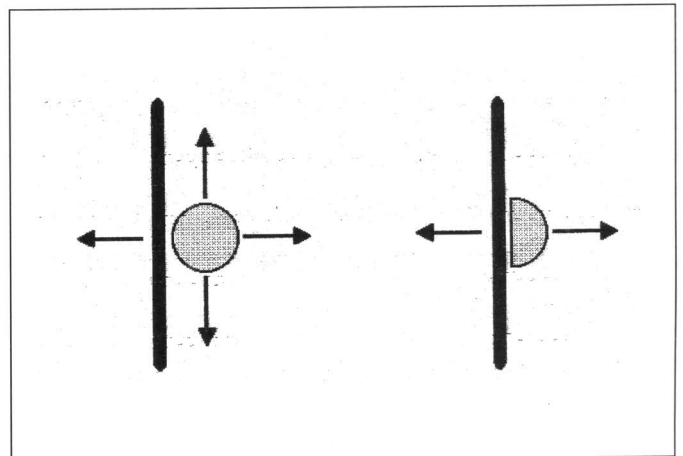


Fig. 5.- Sección redonda y en media caña. La primera resiste mejor los movimientos en la dirección vertical.

aleaciones de Cr-Co, sólo permite colocar el extremo del brazo retentivo a 0.25 - 0.5 mm del ecuador en el área infraecuatorial. Además, el bajo límite elástico de esta aleación indica que no puede soportar grandes flexiones sin deformaciones. El menor módulo de elasticidad de las aleaciones de oro tipo IV y el titanio permite flexionar el retenedor más profundamente dentro del ángulo de convergencia cervical.

3.- LIMITACIONES

Como hemos dicho, una de las condiciones del retenedor directo es que sea lo más flexible posible; ello permite disminuir la transmisión de las fuerzas horizontales al diente pilar y aumentar la transmisión de las fuerzas verticales y laterales al hueso.

El Cr-Co aporta la rigidez necesaria en los conectores mayores, menores y partes recíprocas, pero es inadecuado para diseñar retenedores directos que deban adaptarse a profundidades de retención importante, pues su elevado módulo de elasticidad y baja ductilidad los hace frágiles. (1, 5, 6, 8, 9, 12, 18)

Inconvenientes de un retenedor elaborado en Cr-Co:

1.- Un gancho en Cr-Co debido a su elevado módulo de elasticidad se realiza en una sección menor, y además debe colocarse en una zona de escasa profundidad, ligeramente por debajo del ecuador dentario.

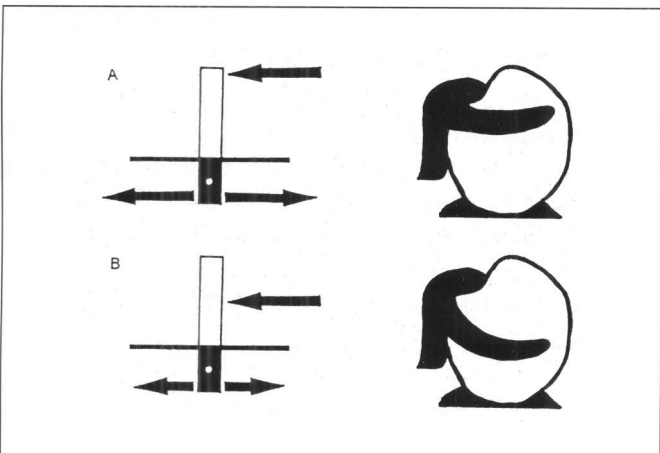


Fig. 6.- Cuando más alejado está el punto de aplicación de la fuerza del centro de rotación, mayor es el movimiento producido..., esta es la razón por la cual las partes rígidas que rodean el diente deben situarse en la región del tercio cervical (2,4). A.- Posición incorrecta.- B.- Posición correcta.

Esta obligada posición lejos del centro de rotación, genera un mayor movimiento al diente pilar durante la transmisión de las fuerzas creadas durante la función. Si el gancho fuera más flexible podría colocarse siempre hacia el 1/3 cervical, posición más idónea para evitar en gran medida las fuerzas laterales al diente pilar.

2.- En molares, gracias a su amplia superficie, pueden diseñarse ganchos de mayor longitud; por tanto serán más flexibles y podrán penetrar más en el área infraecuatorial. Por el contrario, en dientes pequeños como los premolares, los brazos generalmente no son lo suficiente largos para aportar la flexibilidad deseada a la parte retentiva; por lo que es necesario ganar longitud colocando el gancho más a gingival, siempre y cuando no presente un área infraecuatorial superior a 0.5 mm que impediría el paso del retenedor rígido. (6, 19)

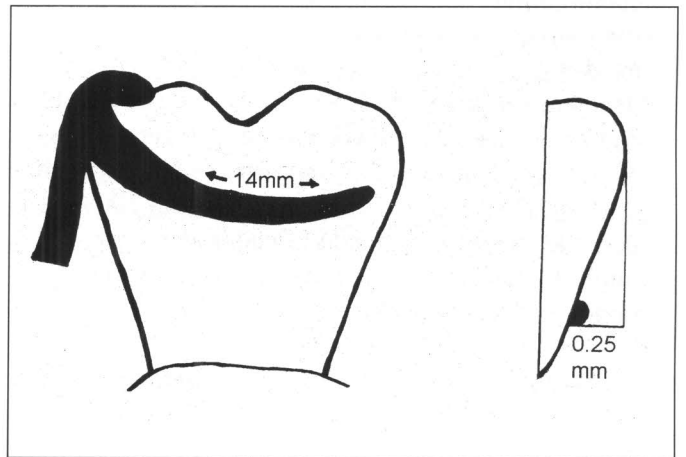


Fig. 7.- Retenedor en molar

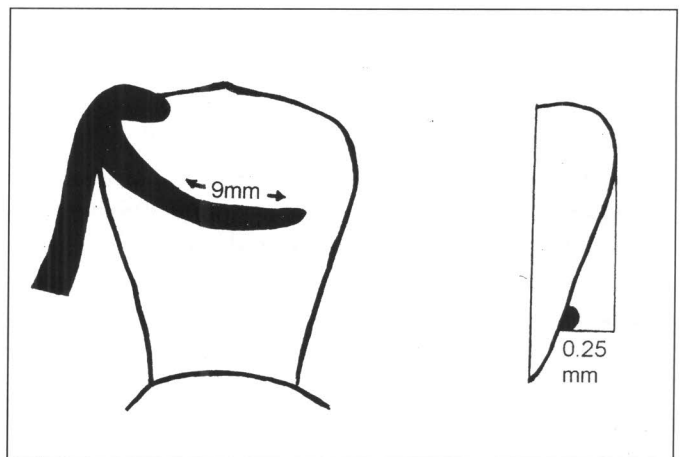


Fig. 8.- Retenedor en premolar

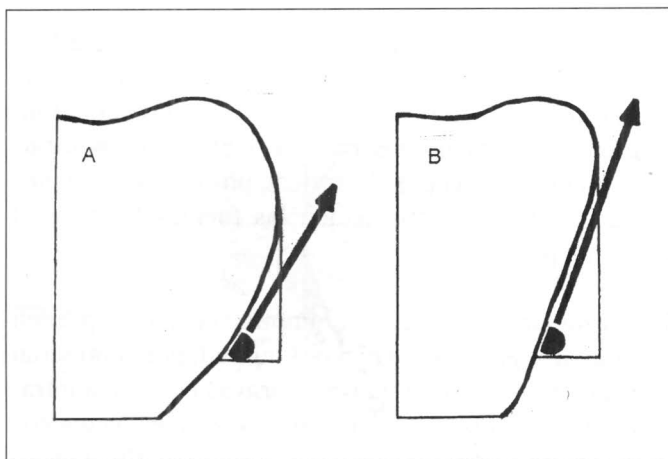


Fig. 9.- La fuerza retentiva está determinada por la forma del diente y consecuentemente por la forma de la pendiente. En el esquema A, el resorte tendrá que subir una pendiente más inclinada debido al contorno marcado del diente y por ello la retención que ofrecerá será mayor

3.- En aquellas situaciones donde el pilar presenta un contorno muy convexo, formando dientes muy retentivos, no es aconsejable colocar los retenedores directos de Cr-Co en la zona cervical con una profundidad de retención superior a 0.50 mm. La falta de flexibilidad de un retenedor colocado en esta forzada posición, crearía una deformación permanente del gancho; es decir, no recuperaría la forma inicial al 100% después de pasar el marcado ecuador dentario y ello implicaría una incorrecta adaptación del gancho y una rápida fatiga del mismo.

5.- En algunas ocasiones, para mejorar la estética de los retenedores visibles en dientes anteriores sería ideal colocar el brazo retentivo lo más cervical posible, pero a veces, la insuficiente flexibilidad de esta aleación no siempre permite ocultar dichos retenedores.

6.- Por otra parte, la baja ductilidad de las aleaciones de Cr-Co, las convierte en un material frágil y de rápido endurecimiento debido al trabajo mecánico, por lo que pequeños ajustes de los retenedores pueden incluso producir su fractura. Además, debido a los ciclos de inserción y desinserción repetidos de la prótesis removable presentan una pérdida de retención o desactivación de los retenedores directos. (6)

Hasta ahora, en estas situaciones donde nos vemos limitados por la rigidez de la aleación de Cr-Co, existe la solución de confeccionar las prótesis combinado aleaciones preciosas y no preciosas. En principio, las zonas que

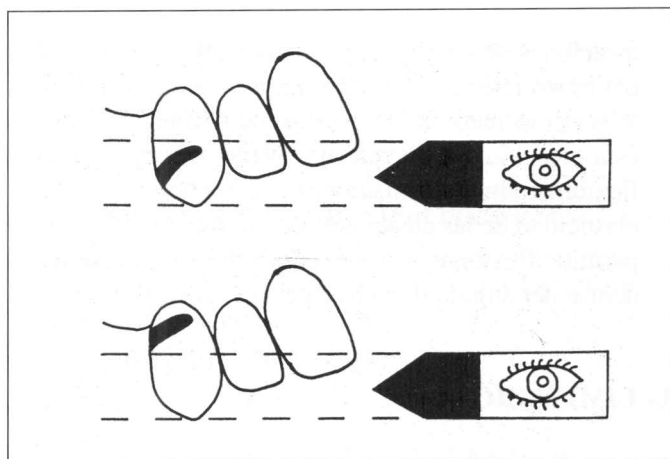


Fig. 10.- Línea guía cerca al borde oclusal, supone una colocación muy visible del retenedor. Cerca del cuello permite colocarlo más discreto

precisan más rigidez se construirían con Cr-Co, aprovechando su ligereza y resistencia y en los aquellos casos donde el metal no aporta la suficiente flexibilidad para el correcto ajuste de los ganchos en la zona retentiva, podemos utilizar las aleaciones a base de oro en la construcción del retenedor directo ya que presentan una mayor elasticidad, mayor flexibilidad y una dureza más parecida a las estructuras dentales (5, 8, 20-23); o bien utilizar, alambres forjados con la base de Cr-Co. Esta unión puede realizarse mediante el colado, por soldadura o colocando el alambre en la resina de la prótesis removable. Con los métodos del colado y la soldadura, se pierde la flexibilidad del alambre, un 43% y 41% respectivamente; por lo tanto, el método más aconsejable es la unión en la resina.

4.- OBJETIVOS: DESARROLLO Y CARACTERIZACIÓN DE UNA ALEACIÓN ELÁSTICA DE APLICACIÓN EN PRÓTESIS

Estas limitaciones del Cr-Co hacen deseables aleaciones que sea más elásticas, con más capacidad de alargamiento para poder situar el retenedor en zonas más cervicales, mejorando la estética en zonas visibles; superar el marcado ecuador de dientes pilares abombados y subsanar la desactivación del retenedor por fatiga del metal bajo las cargas repetidas durante el uso.

La introducción del titanio en el campo de la prótesis, gracias a las buenas características que lo definen, como la biocompatibilidad, el bajo módulo de elasticidad y resistencia a la corrosión, baja densidad, fue el primer paso para superar algunas de las dificultades que presentan las aleaciones con-

vencionales. A pesar de ello, actualmente su empleo no está muy extendido entre los profesionales. (7,24)

Así pues, sigue sin existir una aleación ideal en la construcción de las prótesis removibles lo que justifica investigar en el campo de la metalurgia con el fin de conseguir un material con unas propiedades más convenientes en su construcción.

ALEACIÓN DE NI-TI

Las investigaciones más recientes apuntan hacia las aleaciones de titanio, siendo una de ellas el NiTi. El interés de esta aleación se basa en sus mayores valores de recuperación y flexibilidad comparado con las de acero inoxidable y las aleaciones de beta-titanio; lo que permite usarlas en casos en que se requieran grandes flexiones y fuerzas débiles. Además presenta una gran resistencia a la rotura en comparación con el resto de aleaciones dentales; es decir, absorberá mucha energía antes de la rotura, y por lo tanto será tenaz. (25-29)

Las aleaciones de Ni-Ti se incluyen dentro de las denominadas aleaciones con memoria de forma presentan unas propiedades inusuales como son la superelasticidad que permite grandes deformaciones y la memoria de forma que asegura el nivel de fuerza aplicada durante largos períodos de tiempo.

Desde hace años se trabaja en la aplicación de las aleaciones de Ni-Ti en la medicina y en el campo de la odontología, centrado principalmente en la Ortodoncia e instrumental. (30, 31)

5.- DETERMINACIÓN DE UNA ALEACIÓN DE Ni-Ti PARA SU APLICACIÓN EN RETENEDORES PROTÉSICOS

Estas características de la aleación Ni-Ti impulsó a crear una línea de investigación en el Posgrado de Prótesis Bucal dirigido por el Dr.Cortada que se imparte en la Facultad de Odontología de Barcelona, basada en lograr una aleación de NiTi aplicable en el campo de la prótesis bucal.

Para conseguir este objetivo se buscó la participación de un grupo de investigadores del Departamento de la Ciencia de los Materiales e Ing. Metalúrgica. E.T.S. de

U.P.C. para obtener la composición química, las temperaturas de transformación, propiedades mecánicas, resistencia a la corrosión y fatiga de una aleación de NiTi óptima para su aplicación en la construcción de estructuras metálicas de PPR.

El primer fruto conseguido a raíz dos años de trabajo en conjunto entre el Departamento de la Ciencia de los Materiales e Ing. Metalúrgica y el departamento de Ciencias morfológicas y odontoestomatológicas fue la obtención de una aleación denominada Ni 42 Ti, de composición química: 48 de Ti (%at.) y 52 de Ni (%at.), con memoria de forma y con características de superelasticidad compatible para la aplicación bucal. Así pues, conseguimos colar una prótesis parcial removable con unas buenas características mecánicas. (31)

También se investigó el comportamiento de los retenedores fabricados en esta aleación, en cuanto a la corrosión, fatiga, desgaste en comparación con el resto de aleaciones empleadas convencionalmente, demostrando un correcto comportamiento físico y mecánico. (32-39)

Esta aleación de Ni-Ti nos permitía superar algunas de las limitaciones anteriormente expuestas que presentan las aleaciones convencionales aplicadas a PPR. Además, creemos que la aplicación de esta aleación en el campo de la prótesis fija puede abrir nuevas expectativas.

7.- ENSAYO CLÍNICO

Estas ventajas observadas nos impulsaron a evaluar esta nueva aleación a nivel clínico.

Para poder desarrollar un ensayo clínico basado en la aplicación a pacientes de prótesis parciales removibles con esta nueva aleación, tuvimos que presentarlo como un proyecto de investigación sobre un producto sanitario experimental, como si se tratara de un nuevo fármaco. En nuestro caso, el Ni 42 Ti era comparado con un producto control: el Cr-Co. Se elaboró un protocolo explicando las pautas que pensábamos seguir para llevar a cabo dicho estudio piloto, con el fin de conseguir la conformidad del Ministerio de Sanidad para su realización.

El ensayo clínico se inició hace 3 años y en él se ha venido determinado la aceptación por los pacientes de las prótesis de Ni-Ti y valorando el comportamiento mecánico

de las prótesis en cuanto a la retención, estabilidad y sustentación; afectación de la mucosa y tejido periodontal en comparación con las prótesis de Cr-Co.

Según las valoraciones hechas hasta el momento constatamos que:

- La elaboración de prótesis parciales removibles de Ni-Ti es posible introducirla dentro de la dinámica de cualquier laboratorio dental provista con la aparatología específica para el colado del titanio.
- Hemos conseguido prótesis parciales removibles en Ni-Ti de muy diversos diseños con un correcto ajuste clínico.
- Tenemos una buena aceptación de las prótesis colocadas por parte del paciente.
- A partir de una retención igual en los retenedores de ambas prótesis al inicio del estudio, podemos decir que en los controles pertinentes se observa una pérdida de retención menor en los ganchos colados en Ni-Ti.

El final del estudio y la evaluación de todos los parámetros pensamos que nos permitirá aportar más datos clínicos sobre esta innovadora aleación de aplicación en prótesis.

BIBLIOGRAFÍA

1. Borel JC, Schittly J, Exbrayat J. Manual de prótesis parcial removible. 1ª edición. Ed. Masson S.A. Barcelona, 1985.
2. Davenport JC, Basker RM, Heath JR, Ralph JP. Atlas en color de la prótesis parcial removible. 1ª ed. Editorial Labor. Barcelona, 1992.
3. Batarec E, Buch D. Abrégé de prothèse adjointe partielle. Paris. Masson S.A., 1989.
4. Osborne J, Lammie GA, Laird WRE. Osborne & Lammie's partial dentures. 5ª edición. Ed. Londres. Blackwell Scientific Publications, 1986.
5. Phillips RW. La ciencia de los materiales dentales de Skinner. Nueva Editorial Interamericana, S.A. de C.V. México, 1986.
6. Mallat E., Keogh TP. Prótesis parcial removible. Clínica y laboratorio. Mosby/Doyma libros. Madrid, 1995.
7. Combe EC. Materiales dentales. 1ª ed. Editorial Labor. Barcelona, 1990.
8. Bange AA, Rodney DP, Randall CD. Gold alloy cast to base metal removable partial denture frameworks. J Prosthet Dent 1994; 72(2): 137-40.
9. McCabe JF. Anderson, materiales de aplicación dental. Salvat editores S.A. Barcelona, 1988.
10. Kratochvil J. Prótesis parcial removible. 1ª ed. Nueva Editorial Interamericana S.A y C.V. México, 1989.
11. Bridgeport DA., Brantley WA., Herman PF. Cobalt-chromium and nickel-chromium alloys for removable prosthodontics. Part I: mechanical properties. J Prosthodont 1993; 2: 144-50.
12. Williams DF, Cunningham J. Materiales en la odontología clínica. Ed. Mundi SAIC y F., 1982.
13. Frank RP, Nicholls JJ. A study of the flexibility of wrought wire clasps. J Prosthet Dent 1981; 3: 259-67.
14. Yuasa Y, Sato S, Ohkawa S, et al. Finite element analysis of the relationship between clasp dimensions and flexibility. J Dent Res 1990; 10: 1664-18.
15. Renner RP., Boucher LJ.: Removable partial dentures. Chicago. Ed: Quintessence Books. 1987.
16. Graber G. Atlas de prótesis parcial removible. Ed. Savat S.A. Barcelona, 1988.
17. Brudvik JS, Morris HF. Stress-relaxation testing. Part III: Influence of wire alloys, gauges, and lengths on clasp behavior. J Prosthet Dent 1981; 4: 374-9.
18. Farrell J, Selby G. Wrought wire retainers. A method of increasing their flexibility. Br Dent J 1971; 131: 327.
19. Stewart KL, Rudd KD, Kuebker WA. Clinical removable partial prosthodontics. CV Mosby Co. San Luis, 1983.
20. Beck HO. Alloys for removable partial dentures: advantages of gold alloys. Den Cl North Am 1960; 4: 591-6.

21. Applegate OC. Alloys for removable partial dentures: factors to be considered in choosing an alloy. *Dent Clin North Am* 1960; Nov: 583-90.
22. Asgar K, Peyton FA. Casting dental alloys to embedded wires. *J Prosthet Dent* 1965; 15: 312-21.
23. McCracken WL. Removable partial prosthodontics. 8ª edición. St Louis; 1989: 150.
24. - Duering TW, Melton KN, Stöckel D, Wayman CM. Engineering aspects of Shape Memory Alloys. Butterworth-Heinemann. Londres. 1990.
25. Funakubo H. Shape memory alloys. Gordon and Breach Science Publishers Amsterdam. 1987.
26. Miura F, Mogi M, Ohura Y, Hamahaka H. The superelastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. *Am J Orthod and Dentofacial Orthopedics*; 1986, 90:1-10.
27. Sabrià J, Cortada M, Giner L, Fernández E, Gil FJ, Planell JA. Estudio comparativo de las propiedades mecánicas de una aleación de Ni-Ti frente a las aleaciones convencionales utilizadas en fijadores protésicos dentales. *Avances en Odontología*, 1995; 7: 521-528.
28. Burstone CJ, Qin B, Morton JY. Chinese Ti Ni wire - A new orthodontic alloy. *Am J. Orthod.* 1985; 87: 445-52.
29. Andreasen GF. La evaluación de la sustitución de los alambres de aleación de cobalto por Nitinol y su uso en la ortodoncia. *JADA* 1971; 82: 1373-5.
30. Fletcher ML, Mijake S, Brantley WA, Cullerstar BM. DSC and Bending studies of a new shape memory orthodontic wire. Annual Meeting of the American Association for Dental Research. Boston, 1992: 505.
31. Loreille JP, Flageul F. L'éducation des fils à mémoire de forme: mode d'emploi. *Rev. Orthop. Dento Faciale*, 1989; 23: 393-7.
32. Sabrià J, Cortada M, Giner L, Gil FJ, Fernández E, Manero JM, Planell JA. A study of load cycling in a NiTi shape memory alloy with pseudoelastic behaviour used in dental prosthetic fixators. *Bio-Medical Materials and Engineering* 0. IOS Press, 1996: 1-5.
33. Gil FJ, Cortada M. Aplicaciones de los materiales con memoria de forma en medicina y odontología. *Archivos de Odontología*, 1990; 6: 52-61.
34. Sabrià J, Llobart JD, Cortada CM, Gil JM., Fernández AE. Obtención de aleaciones NiTi para aplicaciones dentales. *Avances en Odontología*, 1993; 9: 685-8.
35. Gil FJ, Fernández JM, Manero JM, Planell JA, Sabrià J, Cortada M, Giner L. A study of the abrasive resistance of metal alloys with applications in dental prosthetic fixators. *Bio-medical Materials and Engineering*, 1995; 5: 161-7.
36. Gil FJ, Sabrià J, Planell JA. Envejecimiento de la fase austenítica de la aleación Ni-Ti con memoria de forma. *Tratamientos térmicos*, 1995.
37. Cortada M, Sabrià J, Giner L, Fernández E, Gil FJ, Planell JA. Efecto de los tratamientos térmicos de esterilización sobre las propiedades superelásticas de una aleación Ni-Ti para fijadores protésicos utilizados en odontología. *Archivos de Odontología*, 1995; 11: 445-9.
38. Sabrià J, Cortada M, Giner L, Fernández E, Gil FJ, Planell JA. Estudio comparativo de las propiedades mecánicas de una aleación Ni-Ti frente a las aleaciones convencionales utilizadas en fijadores protésicos dentales. *Avances en Odontología*, 1995; 11: 521-8.
39. Gil FJ, Fernández JM, Manero JM, Planell JA, Sabrià J, Cortada M, Giner L. A study of the abrasive resistance of metal alloys with applications in dental prosthetic fixators. *Bio. Med Mat Eng.* 1995; 5: 161-7.
40. Sabrià J, Cortada M, Giner L, Gil FJ, Fernández JM, Manero JM, Planell JA. A study of load cycling in a NiTi shape memory alloy with pseudoelastic behaviour used in dental prosthetic fixators. *Bio. Medical Materials and Engineering.* 1996; 10: 1-5.