

UNIVERSIDAD DE BARCELONA

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

DEPARTAMENTO “UNIDAD DEPARTEMENTAL DE  
ODONTOESTOMATOLOGÍA”

Programa “Técnicas clínicas en Odontología”  
Bienio 1995-1997

“EFECTO DE LAS VARIACIONES TÉRMICAS DURANTE LA FUSIÓN DE LOS  
COLADOS EN PRÓTESIS FIJA”

Trabajo para optar al título de doctor en Odontología.

Presentado por Josep Bizar i Ramoneda.

Dirigida por los doctores Maria Peraire Ardèvol y Josep Maria Anglada Cantarell.

Tutor del programa de doctorado: Dr. Juan Ramón Boj Quesada.

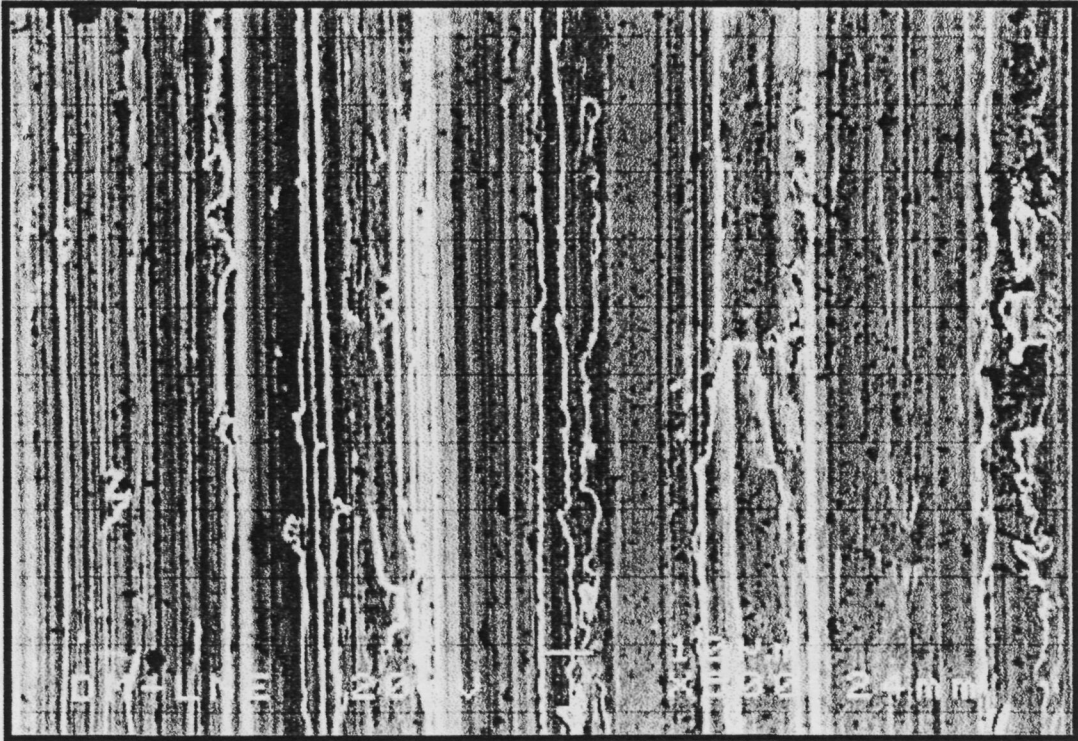


Figura 69: Pontor 4CF después de un desgaste de 2 horas. (MEx500)

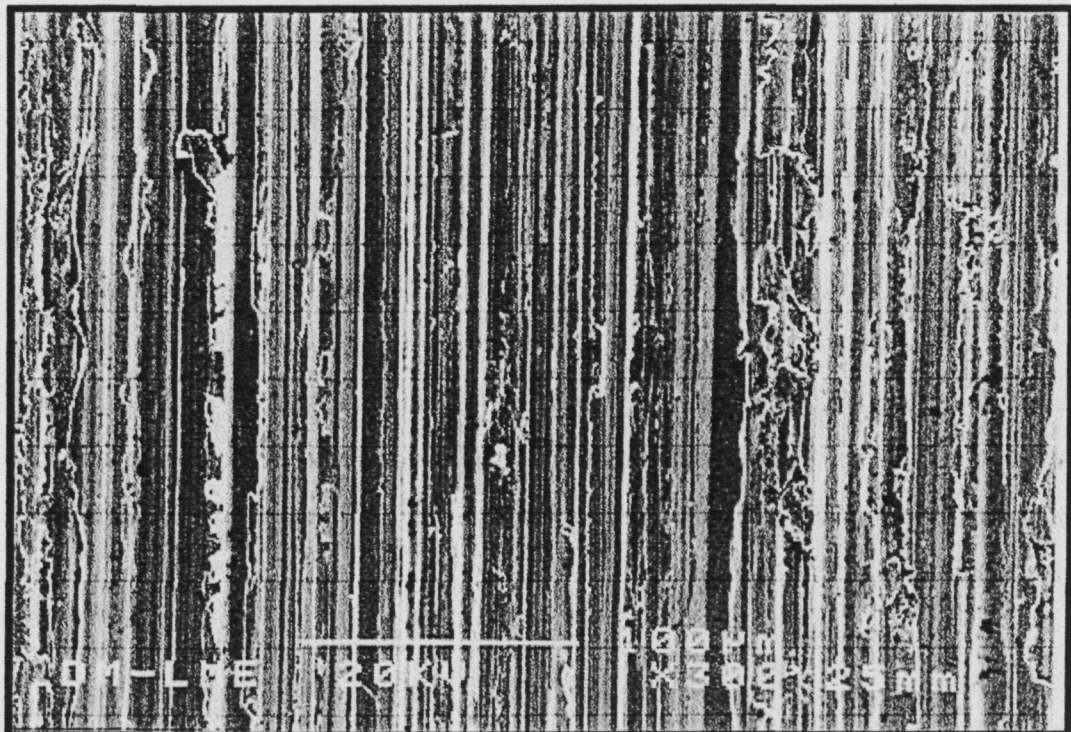


Figura 70: Pontor 4CF después de un desgaste de 2 horas. (MEx300)

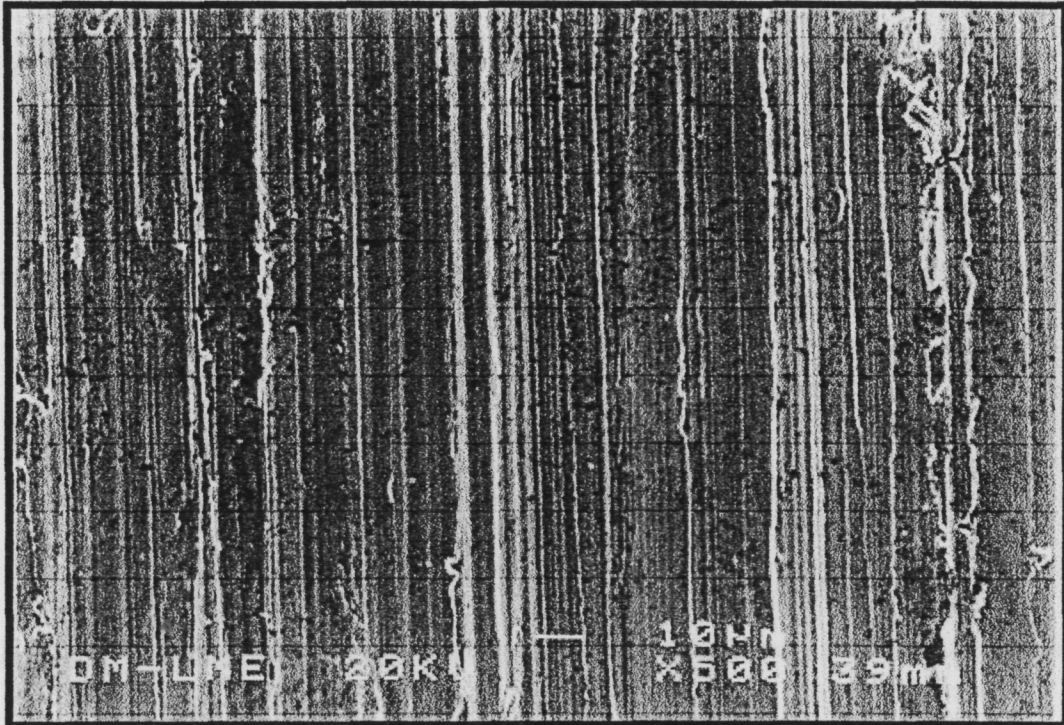


Figura 71: Nibon después de un desgaste de 2 horas. (MEx500)

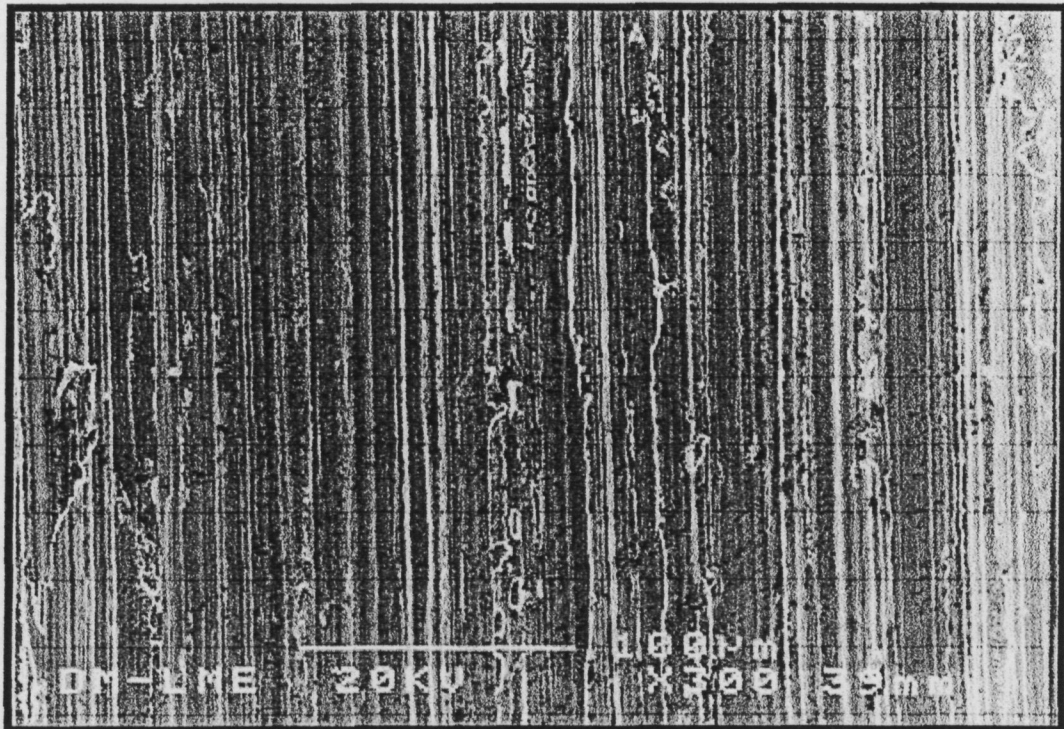


Figura 72: Nibon después de un desgaste de 2 horas. (MEx300)

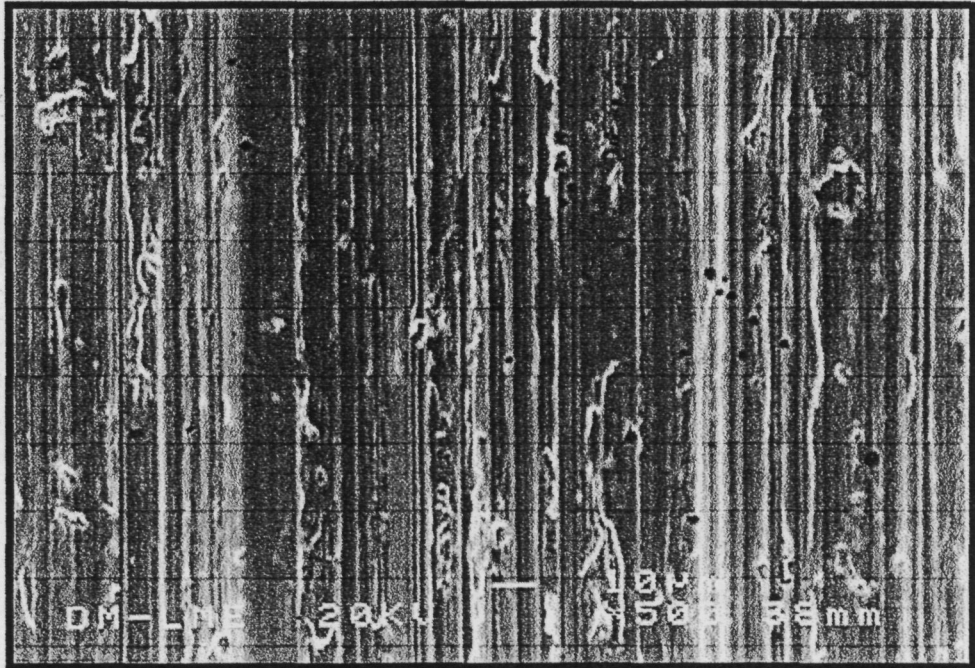


Figura 73: Cerapall 6 después de un desgaste de 2 horas. (MEx500)

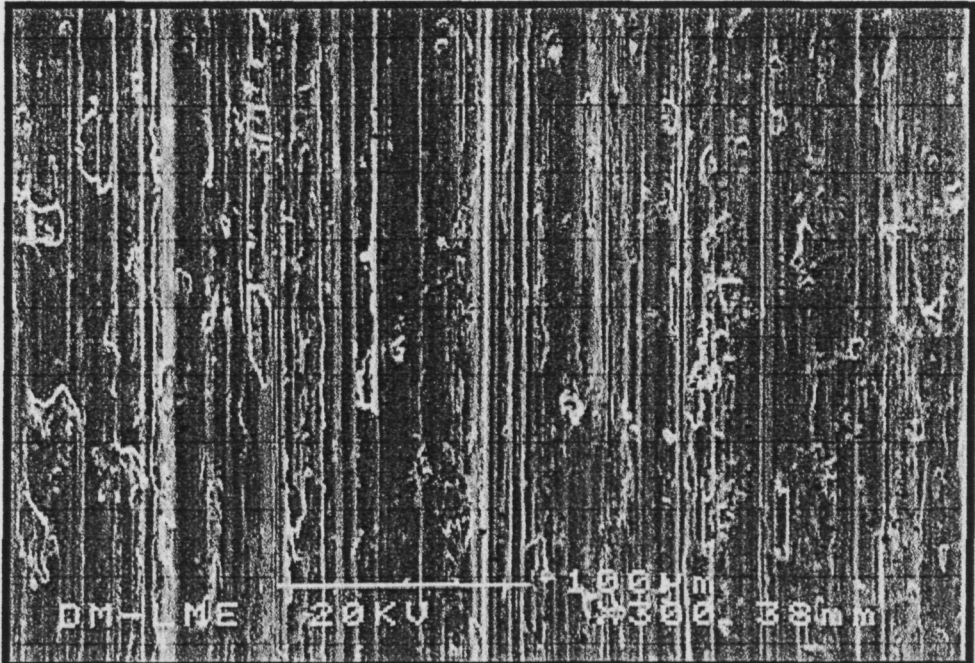


Figura 74: Cerapall 6 después de un desgaste de 2 horas. (MEx300)

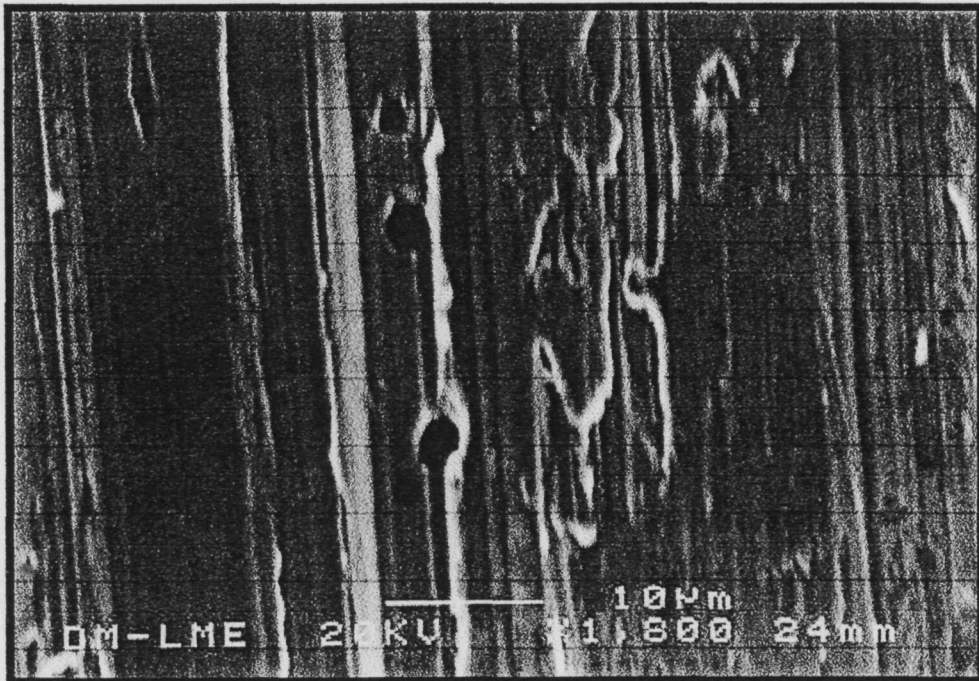


Figura 75: Cerapall 6 después de un desgaste de 2 horas. (MEx1800)

Si ordenáramos la aleaciones usadas en este estudio empezando por la mayor resistencia al desgaste, la lista sería Nibon, Cerapall 6 y Pontor 4CF. En el caso del Nibon y del Cerapall 6 la temperatura de colado no parece tener ninguna influencia, mientras que para el Pontor 4CF la resistencia al desgaste decrece con la temperatura de colado.

### **13.4. Discusión:**

Esta mayor resistencia al desgaste del Nibon comparado con el Pontor 4CF y el Cerapall 6 es debido al diferente módulo de elasticidad, 205 GPa para el Nibon, 115 GPa para el Cerapall 6 y 108 GPa para el Pontor 4CF.

También se puede observar que aunque de la dureza del Cerapall 6 y del Nibon es prácticamente igual, Nibon muestra la mayor resistencia al desgaste de los dos. Normalmente la resistencia al desgaste de un material se toma directamente de su

## Experimento 4: Desgaste

dureza, pero Yap y colaboradores concluyeron en un estudio en seis aleaciones de uso dental diferentes, que no se podía demostrar que existiera correlación entre la resistencia al desgaste y la dureza. (Pintado J.M. 1992).

Como el Módulo de Elasticidad del Cerapall 6 y del Pontor 4CF son casi iguales la diferencia entre el ratio de desgaste de los dos se debe a su dureza. Por tanto el hecho de que Cerapall 6 es mas duro ( $HV_{0.5} = 244-248$ ) que el Pontor 4CF ( $HV_{10} = 201-216$ ) hace que el Cerapall 6 sea mas resistente al desgaste que el Pontor 4CF

**14. EXPERIMENTO 5:  
CORROSIÓN.**

## **14. EXPERIMENTO 5: CORROSIÓN:**

### **14.1. Material y método.**

Cada material fue unido a un implante dental de titanio electropulido de grado I (99.99% de titanio) como método de soporte, dado que tal y como demuestra Reclaru las corrientes galvánicas que pueden existir entre las aleaciones de oro, paladio o no preciosas y los implantes de titanio son imperceptibles. (Reclaru L. 1994)

Las muestras fueron pulidas según el proceso explicado anteriormente ya que cualquier arañazo en la superficie podía afectar el potencial local y la intensidad de la corriente.

Las muestras fueron introducidas en un recipiente electrolítico, usando saliva artificial como electrolito. El electrolito fue mantenido a 37 °C usando un baño termostático. La medición de la corriente se realizó siguiendo la norma ASTM-G-81.

El equipo consistía en un porta-muestras, un electrodo de referencia de cloruro de plata, un contra-electrodo de platino cerrando el circuito eléctrico y un termómetro. En la figura 76 está el recipiente conteniendo el electrolito y se muestra el controlador del pH. El pH se mantuvo a 6.7 para aproximarlo a las condiciones clínicas todo lo posible. El sistema para la detección de señales eléctricas que producían la corrosión se muestra en la figura 77. El sistema fue conectado a un ordenador que registraba los datos.



La realización del estudio se realizó siguiendo la norma ASTM-G5-85. Primero se registra el potencial para un circuito abierto después de 55 minutos de inmersión. Después de obtener este dato, el potencial de la muestra es aumentado con el potencióstato en escalones de 50 mV hasta 1.6 V. Con el fin de evitar el posible efecto capacitativo del circuito se esperó cinco minutos entre el incremento de potencial y la medida.

Como los metales de este estudio son muy nobles (o muy pasivos) y la intensidad de la corriente es muy baja, se necesitó usar un equipo muy sensible aunque las preparaciones de las muestras se hubieran hecho cuidadosamente.

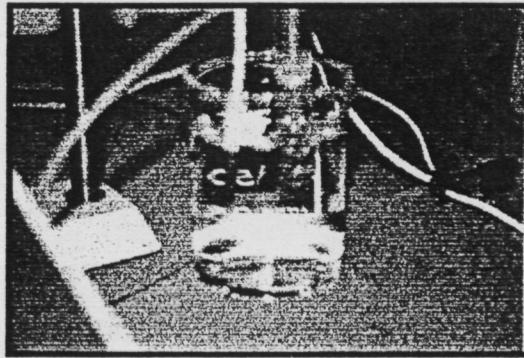


Figura 76: Recipiente con electrolito.

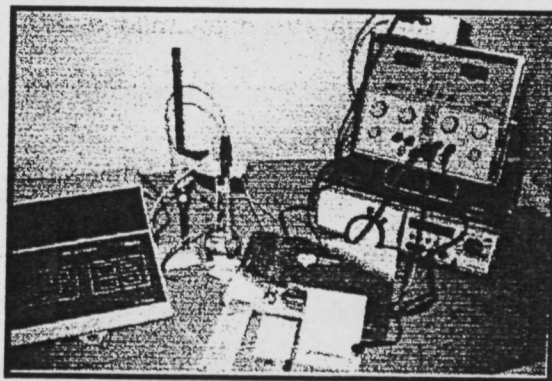


Figura 77: Sistema de detección de la señal.

**14.2. Resultados:**

A partir de las curvas de polarización (figuras 78 a 80) se obtuvieron los resultados de corrosión que se muestran en la tabla 14.

Aleación	Temperatura de colado (°C)	Tamaño de grano (µm)	Resistencia a la corrosión (MΩ/cm <sup>2</sup> )
Cerafall 6	1260	9	1.58
	1320	10	1.72
	1420	15	1.90
Nibon	1300	52	0.005
	1420	68	0.010
	1480	102	0.018
	1580	126	0.023
Pontor 4CF	1000	36	0.035
	1060	44	0.124
	1160	48	0.534

Tabla 14: Resistencia a la corrosión de las diferentes aleaciones.

De la tabla 14 se puede concluir que el Cerafall 6 posee la mayor resistencia a la corrosión seguido del Pontor 4CF y en último lugar el Nibon. También se puede concluir que dentro del mismo material la resistencia a la corrosión aumenta al aumentar temperatura de colado, ya que los coeficientes de correlación al cuadrado que hallamos oscilaron entre 0.95 para Pontor 4CF y Nibon y 0.99 para Cerafall 6..

Como metal, el oro muestra la mayor resistencia a la corrosión de los metales, pero la aleación de oro puede haber perdido su cualidad en el proceso de colado.

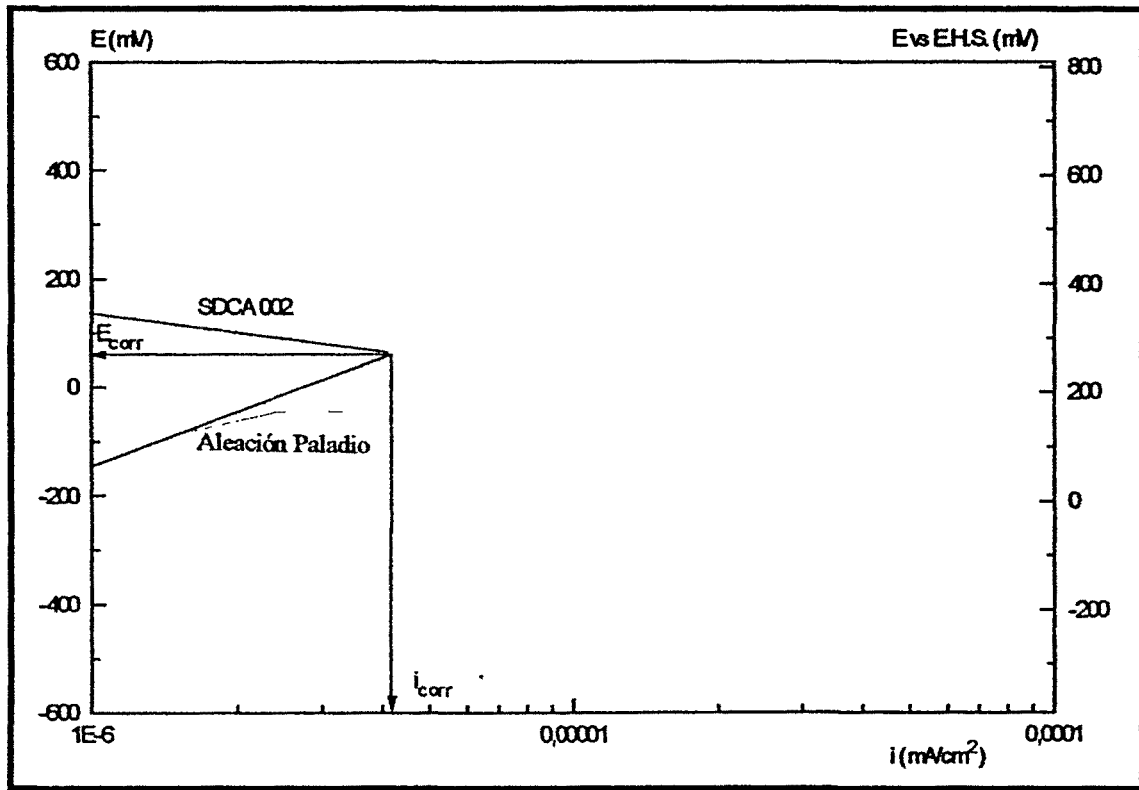


Figura 78: Curva de polarización para la pareja galvánica implante de titatio-Cerapall 6.

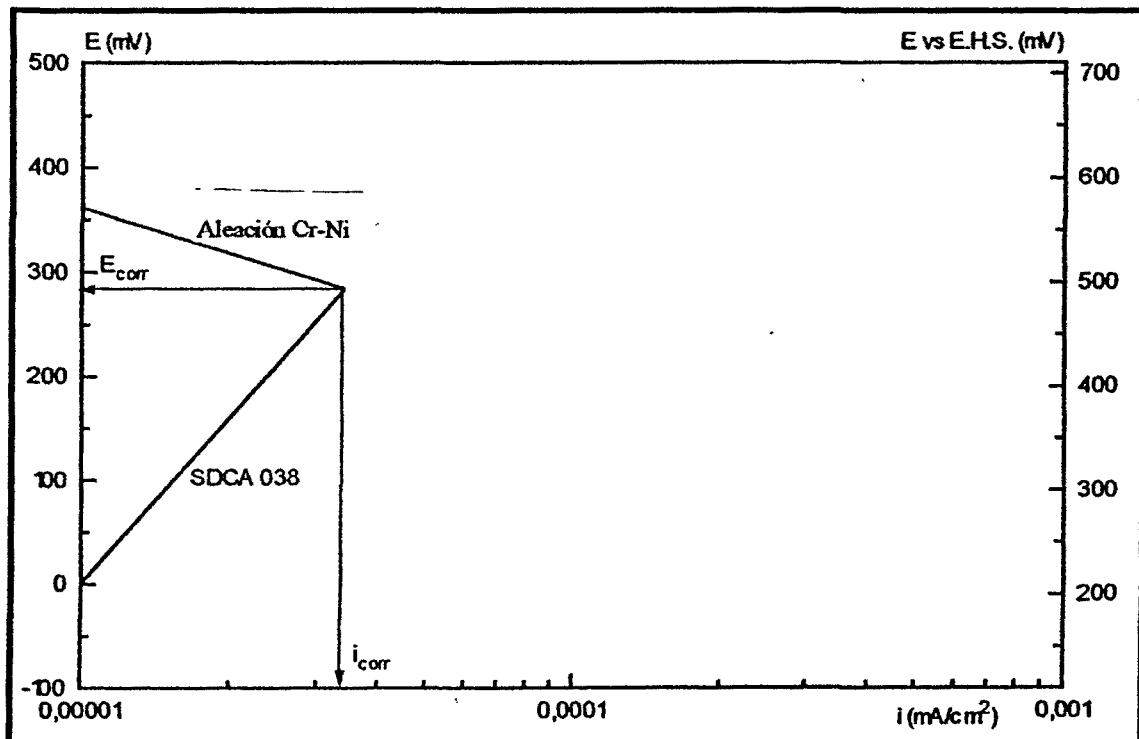


Figura 79: Curva de polarización para la pareja galvánica implante de titatio-Niobon.

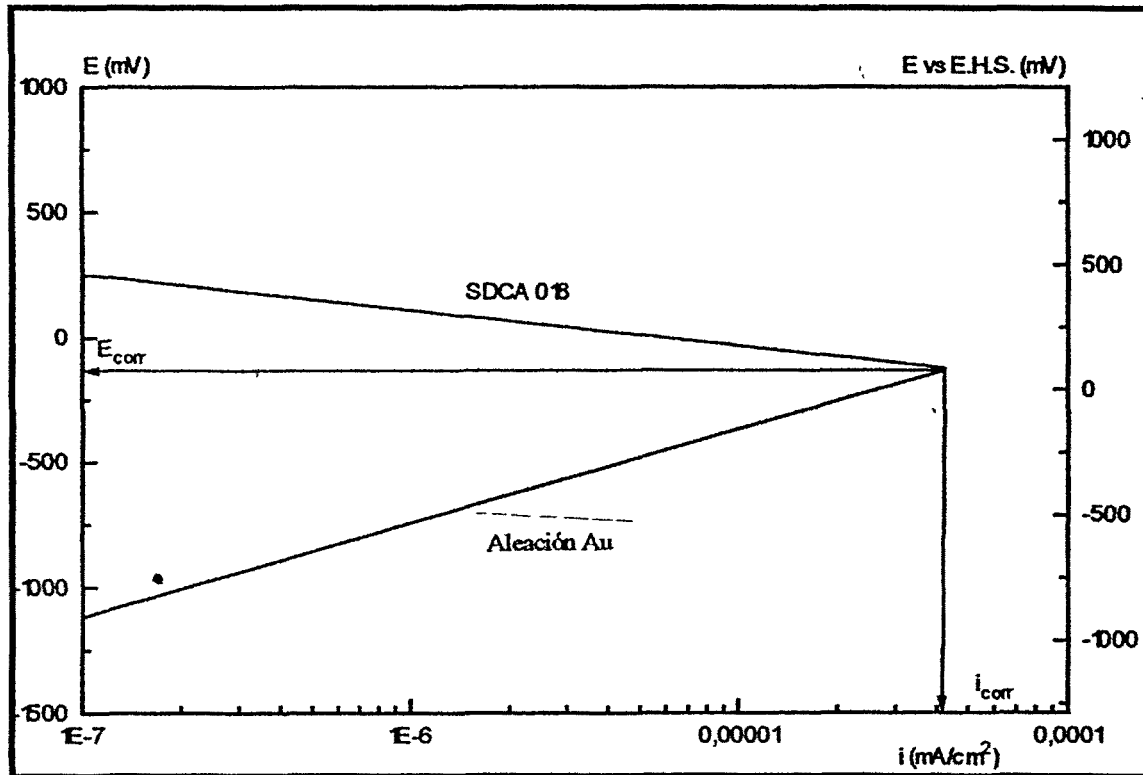


Figura 80: Curva de polarización para la pareja galvánica implante de titatio-Pontor 4CF

### 14.3. Discusión

El hecho de que dentro del mismo material la resistencia a la corrosión aumente al aumentar el tamaño de grano, es debido a que un material con un tamaño de grano pequeño contiene más límites de grano que uno con el límite de grano mayor, con lo que su estabilidad química es menor. Este resultado coincide con los hallados por Hero (Hero H. 1983), aunque ellos sólo realizaron el estudio con aleaciones de oro.

La aleación Nibon presenta un índice de corrosión muy bajo. Ello puede ser debido a que contiene una proporción de cromo del 19%, que se halla dentro de las cantidades recomendadas para una menor corrosión (16-27%) (Pourbaix M. 1984, Muller A.W.J. 1990, Morris H.F. 1992) Así mismo la ausencia de berilio en su composición también sería un factor a su favor para tener una resistencia a la corrosión tan elevada tal y como diversos autores demuestra en estudios donde comparan

## Experimento 5: Corrosión

corrosión de aleaciones de cromo-níquel con y sin berilio. (Bumgardner J.D. 1993, Geis-Gerstorfer J. 1993) Otros autores afirman que la presencia de molibdeno también favorece la resistencia a la corrosión. (Bumgardner J.D. 1993)

Creemos que para aumentar aún más la resistencia a la corrosión del Nibon, se debería someter a un tratamiento térmico para homogeneizar su composición.

Es de remarcar que Pontor 4CF no contiene cobre, lo cual se ha demostrado en diversos estudios reduce significativamente su corrosión. (López F.J. 1992, Reclaru L. 1995)

Los valores de corrosión que hemos encontrado en este estudio, son concordantes con los hallados por López (López J.F. 1992) en su tesis doctoral, donde, después de haber realizado el recuento de iones liberados en saliva artificial por parte de múltiples aleaciones usadas en nuestra profesión, halló que de entre las tres que nosotros hemos estudiado, la que menos iones liberaba era Cerapall 6, seguida de Pontor 4CF y de Nibon.

En un estudio similar Bessing comparó la corrosión de aleaciones de oro y de base paladio, hallando que las de base paladio se corroían menos que las de base oro, tal y como hemos detectado en nuestro estudio. (Bessing C. 1987) Así mismo en estudios publicados por otros autores se observa que las aleaciones de paladio y de base oro tienen un índice de corrosión inferior a las de metal base. (Canay S. 1992, Mülders C. 1996)

Los valores de la intensidad de corrosión hallados están de acuerdo con los hallados por Mezger en un trabajo donde estudió la corrosión de nueve aleaciones comerciales de base paladio. También los valores de potencial para circuito abierto coinciden con este autor. (Mezger P.R. 1989(d)) Nuestros estudios han sido realizados en una saliva artificial que no contenía mucina. La ausencia de este componente no afecta, según este autor, la lectura de corrosión. (Mezger P.R. 1989(b))

## Experimento 5: Corrosión

Estos valores hallados sobre la resistencia a la corrosión de las diferentes aleaciones testada no pueden, según Bergman ser extrapolados a los que hallaríamos en situaciones in-vivo, ya que factores como las variaciones en la composición de la saliva, ingesta de alimentos y hábitos higiénicos, así como la intensidad y distribución de la fuerza masticatoria hacen difícil de predecir las condiciones reales de corrosión que nos encontraríamos. No obstante este autor cree que desde el punto de vista comparativo o para la consecución de una ley genérica los estudios in-vitro sí son de utilidad.(Bergman M. 1986)



## **15. CONCLUSIONES.**





## **15. CONCLUSIONES:**

1. De los materiales estudiados Cerapall 6 y Pontor 4CF presentan una estructura con granos equiaxiales. Nibon presenta una estructura dendrítica.

2. De los materiales estudiados Cerapall 6 y Pontor 4CF presentan una estructura monofásica. Cerapall 6 presenta unos precipitados de Rutenio que podrían tener la función de limitador de tamaño de grano. Nibon es multifásico, presentando segregación.

3. El tamaño de grano de todas las aleaciones testadas aumenta al aumentar la temperatura de colado.

4. El tamaño de grano de todas las aleaciones aumenta al ser sometidas a tratamiento térmico, tanto en función del tiempo como de la temperatura.

5. La temperatura de colado no afecta la dureza de Cerapall 6 ni de Nibon. En Pontor 4CF la dureza aumenta si lo colamos por debajo de la temperatura recomendada.

6. El tratamiento térmico no afecta de forma significativa la dureza de Cerapall 6 ni de Nibon. En Pontor 4CF hay un decrecimiento de la misma en los primeros 15 minutos, estabilizándose después.

7. La temperatura de colado no afecta a la resistencia al desgaste de Nibon, mostrándose un aumento del desgaste en Cerapall 6 y Pontor 4CF al aumentar la temperatura de colado.

8. La resistencia a la corrosión aumenta al aumentar la temperatura de colado en todas las aleaciones estudiadas, aunque de forma especialmente significativa en Pontor 4CF.

9. Aunque es difícil extrapolar los resultados obtenidos in-vitro al vivo, podemos concluir que las aleaciones estudiadas resisten bien las diferencias de temperatura de colado evaluadas en este estudio, de forma que permiten un margen de maniobrabilidad en su colado.

## **16. BIBLIOGRAFIA.**



## 16. BIBLIOGRAFIA:

Angelini E., Pezzoli M., Rosalbino F., Zucchi F. Influence of corrosion on brazed joints strength. J Dent 1991;19:56-61.

Arnell R.D., Davies P.B., Halling J., Whomes T.L. Tribology. Macmillan Ediciones 1991, Hong Kong

Ashby M.F., Jones D.R.H. Engineering materials. Pergamon Press, 1990, Oxford.

Beck P.A., Kremer J.C., Dener L.J., Holzmorth M.L. Kinetic grain growth. Trans Met Soc AIME 1988;175:372

Bergman M. Corrosion in the oral cavity - potential local and systemic effects. Int Dent J 1986;36:41-4.

Bessing C., Bergman M. Metallographic characterisation of four alternative alloys intended for fixed prostheses. Acta Odontol Scand 1986;44:101-12

Bessing C., Bergman M., Thorén A. Potentiodynamic polarisation analysis of low-gold and silver-palladium alloys in three different media. Dent Mater 1987;3:153-9.

Bowden F.P., Taylor D. The friction and lubrication of solids. London: Oxford University Press, London 1950.

UNIVERSITAT DE BARCELONA

Biblioteca  
Àrea de Ciències de la Salut  
CAMPUS DE BELLVITGE

Brantley W.A., Cai Z., Foreman D.W., Mitchell J.C., Papazoglou E., Carr A.B. X-ray diffraction studies of as-cast high-palladium alloys. *Dent Mater* 1995;11:154-60.

Bumgardner J.D., Lucas L.C. Surface analysis of nickel-chromium dental alloys. *Dent Mater* 1993;9:252-9.

Burke J.E., Turnbull D. Recrystallization. *Prog Metal Phys.* 1952;3:220

Burrows D. Hypersensitivity to mercury, nickel and chromium in relation to dental materials. *Int Dent J* 1986;36:30-4.

Callister R.W. *Ciencia e ingeniería de los materiales*. Editorial Reverté 1996, Barcelona.

Canay S., Ölteker M. In vitro corrosion behaviour of 13 prosthodontics alloys. *Quintessence Int* 1992;23:279-87.

Cohen S.M., Kakar A., Vidyanathan T.K., Viswanadhan T. Castability optimisation of palladium based alloys. *J Prosthet Dent* 1996;76:125-31.

Craig R.G., Hanks C.T. Reaction of fibroblasts to various dental casting alloys. *J Oral Pathol* 1988;17:241-7.

Craig R.G., Hanks C.T. Cytotoxicity of experimental casting alloys evaluated by cell culture tests. *J Dent Res* 1990;69:1539-42.

Craig R.G. *Materiales dentales restauradores*. 7ª edición. Editorial Mundi Buenos Aires 1992

Dahl B.L., Carlsson G.E., Ekfeldt A.: Occlusal wear of teeth and restorative materials. *Acta Odontol Scand.* 1993;51:299-311

Ducheyne P., Hastings G.W. Metal and ceramics biomaterials. Editorial CRC Press 1984, Boca Ratón, Florida.

Ewers G.J., Greener E.H. The electrochemical activity of the oral cavity - a new approach. *J Oral Rehabil* 1985;12:469-76.

Fisher J.C., Fullman R.L. Progress in metal physic. Editorial Chalmers 1952 Londres

Fullman R.L. Metal interfaces. A.S.H. Seminar 1952

Geis-Gerstorfer J., Sauer K.H., Pässler K. Ion release from Ni-Cr-Mo and Co-Cr-Mo casting alloys. *Int J Prosthodon* 1991;4:152-8.

Geis-Gerstorfer J., Pässler K. Studies on the influence of Be content on the corrosion behaviour and mechanical properties of Ni-25Cr-10Mo alloys. *Dent Mater* 1993;9:177-81.

Gil F.J., Planell J.A. Kinetic grain growth of Ti6Al4V alloy. *Scripta Met. et Mat.* 1991;25:2843-8.

Goehlich V., Marek M. Corrosion behaviour of Pd-Cu and Pd-Co alloys in synthetic saliva. *Dent Mater* 1990;6:103-10.

Guilemany J.M., Gil F.J. Kinetic grain growth of copper based alloys. *J Mater Sci* 1991;26:304-307.

Hensten-Persen A. Casting alloys: Side-effects. *Adv Dent Res* 1992;6:38-43

Hero H., Jorgensen R.B. Tarnishing of a low-gold dental alloy in different structural states. *J Dent Res* 1983;62:371-5

Herö H., Waarli M. Effect of vacuum and supertemperature on mold filling during casting. *Scand J Dent Res* 1991;99:55-9.



Hillert M. Normal grain growth. *Acta Metall* 1965;13:227

Holland R.I. Use of potentiodynamic polarisation technique for corrosion testing of dental alloys. *Scand J Dent Res* 1991;19:75-85.

JADA Association Report 1985.

Johnson A., Winstanley R.B. The evaluation of factors affecting the castability of metal-ceramic alloys- Investment combinations. *Int J Prosthodont* 1996;9:74-86.

Linder M.C. Nutrición y metabolismo de los elementos traza en nutrición. Aspectos bioquímicos, metabólicos y clínicos. Ediciones de la Universidad de Navarra S.A. 1988

López J.F. Estudio de la liberación de iones metálicos en saliva artificial por parte de algunas aleaciones utilizadas en prótesis fija.. Tesis Doctoral 1992

Lucas L.C., Lemons J.D. Biodegradation of restorative metallic systems.. *Adv Dent Res* 1992;6:32-7

Macchi R.L. Materiales dentales. 1987 Editorial Médica Paramericana S.A. Buenos Aires.

Magnuson B., Bergman M., Bergman B., Soremark R. Nickel allergy and nickel-containing dental alloys. *Scand J Dent Res* 1982;90:163-7

Mair L.H., Stolarski T.A., Volwes R.W., Lloyds C.H. Wear: mechanisms, manifestations and measurement. Report of a workshop. *J Dent*. 1996;24:141-8.

McCabe J.F. Applied dental materials. 7ª edición 1990. Blackwell Scientific Publications. Londres.

Metalor. Causas de los errores en el colado.

Mezger P.R., Stols A.L.H., Vrijhoef M.M.A, Greener E.H. Metallurgical aspects and corrosion behaviour of yellow low-gold alloys. *Dent Mater* 1989(a);5:350-4.

Mezger P.R., Van't Hof M.A., Vrijhoef M.M.A, Gravenmades E.J'S, Greener E.H. Effect of mucin on the corrosion behaviour of dental casting alloys. *J Oral Rehabil* 1989(b);16:589-96.

Mezger P.R., Vrijhoef M.M.A, Greener E.H. The corrosion behaviour of palladium-silver-ceramic alloys. *Dent Mater* 1989(c );5:97-100.

•

Mezger P.R., Vrijhoef M.M.A, Greener E.H. The corrosion behaviour of high-palladium porcelain-bonding alloys. *J. Dent.* 1989(d);17:33-37.

Moberg L.E. Long-term corrosion studies in vitro amalgams and casting alloys in contact. *Acta Odontol Scand* 1985(a);43:163-77.

Moberg L.E. Long-term corrosion studies in vitro of gold, cobalt-chromium, and nickel-chromium alloys in contact. *Acta Odontol Scand* 1985(b);43:215-22.

Moffa J.P., Guckes A.D., Okawa M.T., Lilly G.E. An evaluation of nonprecious alloys for use with porcelain veneers. Part II. Industrial safety and biocompatibility. *J Prosthet Dent* 1973;30:432-41

Morey E.F., Earnshaw R. The effect of potential investment expansion and hot strength on the fit of full-crown castings made with a gypsum-bonded investment. *Dent Mater* 1995;11:311-316.

Morris H.F., Manz M., Stoffer W., Weir D. Casting alloys: the materials and the clinical effects *Adv Dent Res* 1992;6:28-31.

Mülders C., Darwish M., Holze R. The influence of alloy composition and casting procedure upon the corrosion behaviour of dental alloys: an in vitro study. *J Oral Rehabil* 1996;23:825-31

Muller A.W.J., Maessen F.J.M.J., Davidson C.L. Determination of the corrosion rates of six dental Ni-Cr-Mo alloys in an artificial saliva by chemical analysis of the medium using ICP-AES. *Dent Mater* 1990;6:63-8.

Munksgaard E.C. Toxicology versus allergy in restorative dentistry. *Adv Dent Res* 1992;6:17-21.

Newman S.M. The relationship of metals to the general health of the patient, the dentist and the office staff. *Int Dent J* 1986;36:35-40

O'Brien W.J., Ryge G. *Materiales dentales y su selección*. Editorial Panamericana 1986

Philips R.W. *La ciencia de los materiales dentales*. 9ª edición. Editorial Interamericana McGraw-Hill 1993 México D.F.

Pintado J.M. *Fallos en servicio de los materiales metálicos*. Instituto Nacional de técnica aeroespacial 1992 Editorial C.R.P, Madrid.

Pourbaix M. Electrochemical corrosion of metallic biomaterials. *Biomater* 1984;5:122-5.

Prado J.M., Herrero A., Planell J.A., Tartesa J. *Metalurgia general*. Editorial CPDA, 1987, Barcelona

Quer-Brossa S. *Toxicología industrial*. Editorial Salvat. 1993, Barcelona.

Rabinowicz E. *Friction and wear of materials*. Editorial J. Wiley and sons 1995, Nueva York.

Reclaru L., Meyer J.M. Study of corrosion between a titanium implant and dental alloys. *J Dent* 1994;22:159-68.

Reclaru L., Meyer J.M. Zonal coulometric analysis of the corrosion resistance of dental alloys. *J Dent* 1995;23:301-11

Rhoads J.E., Rude K.D., Morrow R.M. *Procedimientos en el laboratorio dental. Tomo II: Prótesis fija.* Editorial Salvat 1988, Barcelona.

Satoh Y., Ohyama T., Nagai E., Matsuzo M., Toyoma H., Ohwa M., Kobayashi M., Sakurai H., Ohki K., Nishiyama M., Shiina Y., Maeda K. Study on the castability of Co-Cr alloy for cast plates. Part 3: Effects of alloy fusion temperature and the heating temperature of the cast ring. *J Nihon Univ Sch Dent* 1993;35:49-56.

Satoh Y., Ohyama T., Itho S., Sakurai H., Kobayashi M., Ohki K., Nishiyama M., Iketani M., Shiina Y. Study on the castability of Co-Cr alloy for cast plates. Part 4: Effects of sectional area, number of spurs and alloy components on castability. *J Nihon Univ Sch Dent* 1994;36:1:40-7.

Sturdevant J.R., Sturdevant C.M., Taylor D.F., Bayne S.C. The 8-year clinical performance of 15 low-gold casting alloys. *Dent Mater* 1987;3:347-52

Sulong Z.A., Aziz R.A. Wear of materials used in dentistry: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 1990;63:342-9

Uhling H. *Corrosion handbook.* Editorial Johan Wiley and sons. 1963, Londres.

Underwood R.L. *Quantitative Stereology.* Editorial Elseve 1994, Londres.

Vermilyea S.G., Cai Z., Brantley W.A., Mitchell J.C. Metallurgical structure and microhardness of four new palladium-based alloys. *J Prosthodont* 1996;5:288-94.

## Bibliografía

---

Wilson H.J., Mansfield M.A., Heath J.R., Spence D. Dental Technology and materials for students. Editorial Blackwell Scientific Publications, 8ª Edición 1987

Wright D.C., Gallant R.F., Spangberg L. Correlation of corrosion behaviour and Cytotoxicity in Au-Cu-Ag ternary alloys J Biomed Mater Res 1982;16:509-17.

