

T.O.P.  
0007

## GRADO DE ADHESION DE UN SISTEMA DE PORCELANA AL TITANIO COMERCIALMENTE PURO

---

Lara J. Carolina, Arango M. Jorge Hernando.

### RESUMEN

El proposito de este estudio fue medir la resistencia adhesiva de la porcelana al Titanio comercialmente puro (Ti cp) utilizando diferentes tratamientos de superficie (Tiempo y Temperatura de Oxidación). Se obtuvieron 120 láminas de Ti cp las cuales fueron divididas de acuerdo al tratamiento de superficie en 12 grupos. Después de la colocación de la porcelana fueron sometidas a carga por medio de la prueba de los tres puntos hasta que se desprendiera la porcelana. Los resultados fueron evaluados por ANOVA (nivel de confianza 95%) y con método de comprobación SAS y Tukey. No se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los diferentes tratamientos de superficie.

### INTRODUCCION

El continuo estudio de las aleaciones dentales óptimas ha dado por resultado el interés de estudiar el Titanio (Ti) como una nueva alternativa en Odontología.

Aunque el Ti ha sido usado para colados en Prostoncía parcial removible<sup>1</sup>, el uso para restauraciones fijas es relativamente nuevo. Se han realizado estudios que determinan que el Titanio comercialmente puro (Ti cp)

(99,6 %) puede ser usado consistentemente para colar coronas con precisión y adaptación marginal, bajo condiciones cuidadosamente controladas utilizando un sistema de colados disponible comercialmente y con un revestimiento especialmente formulado para restauraciones fijas.<sup>2</sup>

Inicialmente, las aleaciones utilizadas en restauraciones ceramometálicas fueron de un alto contenido de Oro (Au). Posteriormente, aparecieron alternativas para este tipo de aleaciones (alto contenido de Au), con bajo contenido de Au y aleaciones sin contenido de Au, denominadas aleaciones bajas o aleaciones base, las cuales presentaron un mayor auge hacia los años 70's<sup>3</sup>, década en la cuál, aumentó dramáticamente el precio del Au. En los últimos 25 años las aleaciones de paladio - plata (Pd - Ag) han sido recibidas con gran aceptación<sup>4</sup> aunque se ha reportado colados inadecuados<sup>5</sup> y decoloración de la porcelana después del bizcochado<sup>6,7,8</sup>. Aunque los reportes negativos son evidentes, se ha extendido el uso de estas aleaciones principalmente por razones económicas. Con el agresivo mercado de otras aleaciones, el uso de las aleaciones de metal base, como el Níquel - Cromo (Ni - Cr), se ha incrementado<sup>9</sup>, pero la biocompatibilidad de las aleaciones de Ni - Cr ha sido ampliamente cuestionada; El Ni y el Cr son

conocidos alergenos<sup>10</sup>, y la sensibilidad del Ni ha sido reportada tanto en hombres como en mujeres<sup>11,12</sup>.

La sensibilidad al Cr ha sido reportada en un 1.5% en hombres y un 4% en mujeres<sup>12</sup>. Las reacciones adversas reportadas en los tejidos intraorales son la gíngiva negra que ha sido atribuida a algunas aleaciones con contenido de metal base<sup>13</sup>, además la hipersensibilidad del Ni ha revelado perdida significativa de hueso alveolar en presencia de Ni - Cr - Be (Berilio) de coronas metalcerámicas<sup>14</sup>.

La literatura médica contiene estudios implicando los elementos constitutivos de las aleaciones de metal base como carcinogénicas<sup>15,16</sup>. Un mayor problema es la exposición de los técnicos y los odontólogos a la inhalación de partículas finas producidas por el colado y el pulido de las aleaciones de metal base<sup>17,18</sup>. Los sistemas de ventilación comúnmente usados en las oficinas dentales y laboratorios son de un valor cuestionable en la reducción de la inhalación. La Asociación Dental Americana (ADA) ha

expresado todo lo concerniente sobre el incremento de la popularidad de las aleaciones de metal base, y ha puesto en evidencia el potencial carcinogénico del Ni y Berilio (Be), y el potencial alergénico del Ni y Cobalto (Co)<sup>19</sup>.

La baja capacidad de adhesión a la porcelana dental de las aleaciones con alto y bajo contenido de Au y la cuestionable biocompatibilidad de las aleaciones de Ni – Cr, condujeron a una gran crítica del uso de estas aleaciones para restauraciones dentales. Por lo tanto, existe una necesidad de investigar nuevas alternativas de metal y aleaciones para utilizar en Prostodoncia Fija. De esta forma el Ti se perfila como una alternativa atractiva considerando sus propiedades físicas y biológicas.

El Ti comercialmente puro Ti (Cp) y la aleación Ti-6Al-4V (aleación de Ti con 6% de Aluminio y 4% de Vanadio) son las alternativas biocompatibles y no biodegradables<sup>20</sup>. El Ti y algunas de estas aleaciones tienen especificaciones rígidas de biocompatibilidad (F361-80) dada por la

Sociedad Americana de Pruebas y Materiales de Norte América (ASTM)<sup>21</sup>. El Ti y sus aleaciones muestran una excelente resistencia a la corrosión<sup>22</sup>. Una característica positiva, es la relación resistencia/peso (bajo en peso y alto en resistencia). Las propiedades físicas del Ti (cp), son similares a las de las aleaciones de oro dental tipo III. El Ti (cp) tiene un peso específico, de un 50% menos que las aleaciones base (Ni o Co) y se encuentra disponible como un elemento natural, y es de bajo costo. Aunque el precio del Ti es muy parecido al del Ni o el Co, comparativamente, este es de menor costo, cuando se considera su peso específico. El Ti, a diferencia de los otros metales de uso Odontológico, puede ser usado como un metal puro (99.75%) sin aleaciones.

Generalmente los problemas en los procedimientos de colado (colocación del bebedero revestimiento, colado, y finalización) revelan que el Ti, tiene una técnica absolutamente exigente comparada con las aleaciones de Oro<sup>23</sup>.

Además de las dificultades de colado<sup>25,26</sup>, las cuales han sido superadas parcialmente el problema actual del Ti (cp) y sus aleaciones esta dado por la poca resistencia adhesiva que éste presenta a la porcelana dental<sup>27,28,31</sup>, ya que se debe utilizar un sistema de porcelana de baja fusión para evitar que el Ti (cp) forme una capa de óxido que interfiera en la adhesión química de la porcelana.

El propósito de este estudio es identificar un ciclo de oxidación ( temperatura y el tiempo de oxidación) más apropiado para lograr mayor resistencia adhesivas de la porcelana al Ti (cp) utilizando un sistema de porcelana comercial (Noritake Ti22. Nagoya Japón).

## **MATERIALES Y METODOS**

Se realizaron 120 patrones en resina acrílica Duralay\* con un espesor de 0.5 mm, un largo de 20 mm y un ancho de 10 mm. Las láminas fueron coladas con Ti Rematian (ASTM 2)\*\* siguiendo las especificaciones y recomendaciones de la casa comercial en cuanto a revestimiento y colado del metal utilizado. Para la obtención de la retención

mecánica se le realizó a todas las muestras un pulido con piedras de óxido de aluminio\*\*\*. Para tener exactitud en la retención micromecánica se utilizo una piedra por cada muestra realizado con motor eléctrico de 35000 revoluciones por minuto, manejando una velocidad estándar.

Para incrementar la retención micromecánica, las láminas fueron sometidas al procedimiento de arenado con óxido de Aluminio de 50 micrones. Para estandarizar el arenado se colocaron las muestras en un soporte a una distancia de 1 cm en un soporte metálico conectado a un paralelómetro con arenador manual, pasando la pistola 15 veces por muestra en un periodo de tiempo de 1 minuto.

Posterior a este proceso se sometieron las muestras a un periodo de descontaminación en ultrasonido con alcohol Isopropílico al 50% por 10 minutos previa a la colocación de la porcelana Noritake Ti22\*\*\*\*.

\* Duralay, Reliance dental Manufac. Co, IL USA.

\*\* Rematian, Dentaurum Inc. USA

\*\*\* Shofu, Dental Corp. CA USA

\*\*\*\* Noritake Ti22, Noritake Co. Nagoya Japón)

Hasta este momento se mantenían las 120 muestras que fueron divididas en los dos grupos A con adhesivo y grupo B sin adhesivo.

Cada componente de la porcelana fue pesado y el líquido fue dispensado con micropipeta individualmente para cada muestra para establecer la cantidad de material colocado a cada lámina.

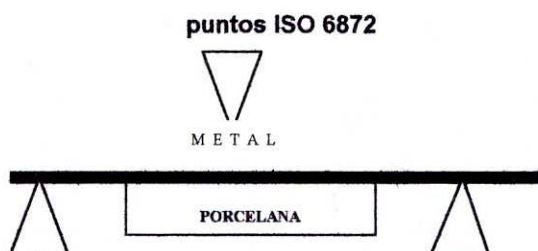
Se utilizó un horno programable Para porcelana Dentomat II\*\*\*\*\* para la sinterización de la porcelana siguiendo los tratamientos de superficie descritos en la unidad de análisis .

Las muestras fueron sometidas a la prueba de los tres puntos (Diagrama 2), para determinar el grado de adhesión que se encontraba en cada grupo de acuerdo a la carga resistida por cada grupo con sus respectivas réplicas, utilizando una máquina de carga cíclica, conectada a un computador para determinar en que momento falla la

\*\*\*\*\*Dentomat II (Densply international Inc. USA

adhesión. La carga fue incremental de 0.5N por segundo registrando una gráfica de deformación Vs tiempo.

**DIAGRAMA N.2. Esquema de prueba de tres**



### **PROCESAMIENTO DE LA INFORMACION**

Se realizó análisis de varianza simple mediante la prueba de ANOVA, con un método de comparación estadístico de cada uno de los resultados con TuKey y SAS, Con un nivel de confianza del 95%

### **RESULTADOS**

Las pruebas estadísticas se realizaron en 120 láminas,.Al aplicar el análisis de la información a través del paquete estadístico SAS fijando un nivel de significancia del 5%, se pudo concluir que existe diferencia significativa entre los distintos tratamientos aplicados

El promedio de resistencia adhesiva establecido en Kg/cm<sup>2</sup> para los grupos A y B se encuentran en un rango de 53.36 a 27.52 Kg/cm<sup>2</sup>. Estableciendo que el mayor promedio lo obtuvieron las muestras que fueron tratadas con adhesivo.(Tabla 6 ), El que mayor resistencia adhesiva presentó fue el grupo A2b con un tratamiento de oxidación de 400° a 700°C durante 4 minutos, con adhesivo y el de menor respuesta se obtuvo con el grupo B2b con un tratamiento de oxidación de 400° a 700°C durante 4 minutos sin colocar adhesivo.

**TABLA N.6. RESULTADOS PROMEDIO POR GRUPOS Y RÉPLICAS.**

GRUPO	N	Kg/cm <sup>2</sup> . X	DS	Mínimo	Máximo
A1a	10	51.16	11.48	39.50	76.67
A1b	10	46.08	10.72	28.75	58.20
A2a	10	41.61	13.83	21.67	59.44
A2b	10	53.36	16.25	27.50	82.50
A3a	10	42.55	4.37	35.50	49.00
A3b	10	48.30	12.93	30.20	72.10
B1a	10	41.69	15.86	25.20	58.75
B1b	10	33.61	9.57	20.32	45.89
B2a	10	33.24	8.93	24.25	48.10
B2b	10	27.52	8.75	12.80	41.88
B3a	10	42.10	12.08	25.42	54.17
B3b	10	34.48	8.40	28.54	40.42

**TABLA N.6. resultados promedio por grupos y réplicas.**  
**N:** número de muestras, **X:** promedio, **Ds:** desviación estándar.

## DISCUSION.

Las pruebas mas utilizadas para determinar el grado de adhesión entre dos materiales, son las pruebas de esfuerzo , para determinar si la interfase en este caso metal porcelana fallan, las fuerzas ejercidas pueden ser de tres tipos de compresión, tensión o torsionales. A través de la historia los resultados pueden variar de acuerdo al tipo de fuerza ejercida, aumentado con las fuerzas compresivas y disminuyendo en valores ante las fuerzas tensionales. La carga ejercida en esta investigación fue puntual compresiva cuyas resultantes vectoriales son cargas tensionales.

Después de analizar los resultados estadísticos se observó que no existia diferencias en los grupos que utilizaron adhesivos (Grupo A1-A2-A3), aunque se encontró una mejor respuesta en el grupo A2b en donde se manejaron ciclos de oxidación de 400 °a700° durante 4 minutos. El grupo que manejo los menores promedios fue el grupo B muestras a las que no se les colocaba adhesivos manejando las mismas

temperaturas y tiempos en los ciclos de oxidación.

Al analizar los resultados estadísticos de los tratamientos propuestos, el que mayor respuesta adhesiva presenta es el Grupo A2b ( ciclo de oxidación de 400 a 700 °C por 4 minutos con tratamiento de adhesivo), y el de menor respuesta correspondió al grupo B2b con tratamiento de superficie sin Adhesivo con un ciclo de oxidación entre los 400 y 800°C por 4 minutos. Es importante resaltar que a pesar que la combinación A2b tiene el promedio más alto de adhesión no existen diferencias estadísticamente significativas con el resto de los tratamientos propuestos excepto el tratamiento del grupo B2b.

Comparando los resultados con otros estudios de adhesión de la porcelana a diferentes aleaciones en 1979 McLean<sup>28</sup> realiza la prueba de los cuatro puntos a estructuras laminares de aleaciones con alto contenido de Oro encontrando resultados adhesivos de 150 Kg/cm<sup>2</sup>, resultados que sobrepasan los valores numéricos de la

porcelana con el Ti cp. , aunque no se puede extrapolar los resultados con la investigación actual por no tener la misma prueba de esfuerzo del material, ya que en la prueba de los cuatro puntos la fuerza no es puntual sino de superficie.

En investigaciones realizadas por Yamamoto<sup>30</sup> en 1984 ,se encuentra una respuesta adhesiva de la porcelana a aleaciones con alto contenido de Paladio de 180Kg/cm<sup>2</sup> utilizando una prueba digital.

Weiss en 1977 realiza pruebas adhesivas de la porcelana con aleaciones de metales bajos utilizando la prueba de los tres puntos encontrando respuesta adhesiva de 140 Kg/cm<sup>2</sup>,

Al comparar este estudio con otros trabajos realizados con Ti y porcelana para Ti Derant y Hero<sup>32</sup> obtienen fuerzas adhesivas con un promedio de 140 a 160 Kg/cm<sup>2</sup> utilizando pruebas de esfuerzo de cuatro puntos, mientras que Pang<sup>36</sup> obtiene 39.56 Kg/cm<sup>2</sup> utilizando la misma prueba de resistencia adhesiva, aunque las muestras que ellos utilizaron no fueron coladas sino torneadas.

## CONCLUSIONES

Las conclusiones de este trabajo se pueden resumir a continuación:

- Aunque no existe diferencia estadísticamente significativa, la mejor adhesión se obtiene utilizando un tratamiento de superficie con adhesivo y un ciclo de oxidación entre los 400 a 700°C durante 4 minutos (Grupo A2b).
- La falla observada al microscopio electrónico del Grupo A2b presentó un fracaso cohesivo más no adhesivo.
- El ciclo de oxidación que favorece la formación de la capa de óxido del Ti cp, no debe exceder los 800°C.
- El uso de adhesivo aumenta la capacidad de adhesión de la porcelana al Ti cp.
- Es importante anotar que el grupo que mayor resistencia adhesiva presentó (A2b), no es el recomendado por la casa fabricante de la porcelana utilizada para este estudio (NoritaKe Ti 22).

## REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

1. Greener, E. H. and Moser, J. B. : The Casting of Titanium for Removable Partial Dentures. QDT. Yearbook, 171-176, 1988.
2. Arango J. H., Stein R. S., Millstein P. L. , Castability and marginal Fit of pure Titanium Castings Tesis Boston University School of Graduate Dentistry Boston MA USA.
3. Smith, D. L. : Economics of Gold Alloys in Dentistry. In: Alternatives to Gold Alloys in Dentistry. U. S. Department of Health, Education and Welfare. 19-27, 1977.
4. Goodcare, C. J. : Palladium-Silver Alloys: A review of Literature. J. Prosthet. Dent. 62:34-37, 1989.
5. Howard, W. S., Newman, S. M., and Nunez, I. J.: Castability of Low Gold Content Alloys. J. Dent. Res., 59:824-830., 1980.
6. McLean, J. W. : Physical and chemical Characteristics of Alloys Used for Ceramic Bonding. In : Yamada, H. N., de. Dental Porcelain: The State of the Art-1977. Los Angeles, CA, University of Southern California, School of Dentistry, 81, 1977.
7. McLean, J. W. The Science and Art of Dental Ceramics. Vol. I: The Nature of Dental Ceramics and Their Clinical Use. Chicago, Quintessence Publ. Co., Inc., 68-69, 1979.
8. McLean, J. W.: The Science of Dental Ceramics. Vol. II: Bridge Design and Laboratory Procedures in Dental Ceramics. Chicago, Quintessence Publ. Co., Inc., 190, 1980.
9. Kelly, J. P. And Rose, T. C.: Nonprecious Alloys for use in Fixed Prosthodontics: A Literature Review. J. Prosthet. Dent. 49,363-370, 1983.
10. Prystowsky, S. D., Allen, A. M., Smith, R. W., Nonomura, J. H., et al.: Allergic Contact Hipersensitivity to Niqkel, Neomycin, Ethylene Diamine, and Benzocain. Arch Dermatol. 115 :959-962, 1979.
11. Blanco- Dalmáu, L., Carrasquillo-Alberty, H., and Silva-Parra, J.: A Study of Nickel allergy. J. Prosthet. Dent. , 52,116-119, 1984.
12. Moffa, J. P.m, Ellison, J. E. And Hamilton, J. C.,: Incidence of Nickel Sensitivity in Dental Patients. (Abstract), J. Dent. Res., 62,1991 1983.
13. Stein, R. S.: Periodontal Dictates for Estetic Ceramo- Metals Crowns., J. am. Dent. Assoc., 63,93, 1987.
14. Lamster, I. B., Kalfus, D. I, Stergeiwald, P. J., and Chasnes, A. I.: Rapid loss of Alveolar Bone

- Associated with Nonprecious Crowns in Two Patients with Nickel Hypersensitivity., *J. Periodontology.*, 58,486, 1987.
15. Heuper, W. C.: Experimental Studies in Metal Carcinogenesis IVPulmonary Lesions in Guinea Pigs and Rats Exposed to Prolonged Inhalation of Powdered Metallic Nickel. *AMA Arch Pathol.*, 65,600-607, 1958.
  16. McDougal, A.: Malignant Tumor at Site of Bone Plating. *J. Bone. Surg.*, 38,709-713, 1956.
  17. Bidstrup, P. L., and Case, R. A. M.: Carcinoma of the Lung in Workmen in Brochromates Producing Industry in Great Britain. *Br. J. Ind. Med.*, 13,260-264, 1956.
  18. Doll, R.:Cancer of The Lung and Nose in Nickel Workers. *Br. J. Ind. Med.*, 15,217-223, 1958.
  19. Morgan, J. G.: Some Observations on the Incidence of Respiratory Cancer in Nickel Workers. *Br. J. Ind. Med.*, 15,224-234, 1958.
  20. Smith, D. E.: A review of Endosseous Implants for Partially Edentulous Patients. *Int. J. Prosthodont.*, 3: 17, 1990.
  21. Kassem, B.: Biocompatibility of Titanium Implants: Surface Science aspects. *J. Prosthet. Dent.* 49:832-837,1983.
  22. Kassem, B., and Lausmaa, J.: Aspect of Surface Physics on Titanium Implants. *Swed. Dent. J. Suppl.* 28:19-36,1985.
  23. Commercially Pure Titanium. Tanaka Dental Products Information, Chicago, 1988.
  24. Togaya, T., Suzuki, M., Tsutsumi, S., and Zida, K.: An Application of Pure Titanium to the Porcelain System. *Dent. Mat.* 2:210-219, 1983.
  25. Waterstrat, R. M.: Titanium Castings. In: Alternatives to Gold Alloys In Dentistry. U. S. Department of Health, Education and Welfare, 224-233, 1977.
  26. Adachi, M., Macckert, J. R., Parry, E. E., and Fairhurst, C. W.:Oxide Adherence and Porcelain Bonding to Titanium and Ti-6Al-4V Alloy. *J. Dent. Res.* 69:1230-1235, 1990.
  27. Philips, R. W.: Skinner's Science of Dental Materials. Eight Edition, W. B. Saunders. Co., Philadelphia, 298, 1982.
  28. McLean, J. W. The Science and Art of Dental Ceramics. Vol. I: The Nature of Dental Ceramics and Their Clinical Use. Chicago, Quintessence Publ. Co., Inc., 68-69, 1979.
  29. Branemark, P. I.: Osseointegration and its Experimental Background. *J. Prosthet. Dent.* 50: 399-410. 1983.
  30. Yamamoto. M., Metal Ceramics. Principles and Methods of Makoto Yamamoto. Quintessence 1985.
  31. Akagi. K., Okamoto. Y., Matsuna. T., Haribe. T., Properties of Test Metal Ceramic Titanium Alloys., *J. Prosthet. Dent.* 68. No 3. 1992.
  32. Derant y Hero., Bond Strenght of Porcelain on Cast versus Wrought Titanium. *Scand J. Dent Res.* 100; 3., 1992.
  33. Oshida Y., Hashem A., Titanium Porcelain Sistem. Part I. Oxidation Kinetics of Nitridet PureTitanium, Simulated To Porcelain Fiting Process., *Biomed Mater Eng: Vol 3. No 4.,1993.*
  34. Gilbert. J. L. Coveg. D. A., Lautenschlaguer E. P., Bond Characteristics of Porcelain Fused to Milled Titanium. *Dent Mater.* Vol 10. No. 2., 1994.
  35. Hanagua T., Kon M., Owkawa S., Asaoka K. Diffusion of Elements in Porcelain in to Titanium Oxide. *Dent Mater.* Vol. 13. No. 2., 1994.
  36. Pankg I. C., Gilbert J. L., Chai J. & Lautenschlaguer E. P. Bonding characteristics of Low - fusing Porcelain Bonded to Pure Titanium and Palladium Copper Alloy. *J. Prosth. Dent.* Vol 73. No. 1., 1995.
  37. Kimura H., Horng C., Okasaki M., Takahashi J., Oxidation effects on porcelain titanium interface reactions and bond strength. *Dent Mat J.* Vol 9: 91 -99. 1990