

T.O.Pr.  
0007

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

**CAROLINA LARA JIMENEZ, Od.**

**COLEGIO UNIVERSITARIO COLOMBIANO  
COLEGIO ODONTOLÓGICO COLOMBIANO  
AREA DE EDUCACION AVANZADA  
PROGRAMA DE ESPECIALIZACION EN PROSTODONCIA, OCLUSION Y ARTICULACION  
TEMPOROMANDIBULAR  
SANTAFE DE BOGOTA D.C.,  
1998.**

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

**CAROLINA LARA JIMENEZ, Od.**

**Director**

**DR. JORGE HERNANDO ARANGO MEJIA**  
**Od. Especialista en Prostodoncia.**  
**Magister en Educación**

**Asesor Metodológico.**

**DRA. SORAYA MALKUN**  
**Od. Magister en Administración en salud.**

**COLEGIO UNIVERSITARIO COLOMBIANO**  
**COLEGIO ODONTOLÓGICO COLOMBIANO**  
**AREA DE EDUCACION AVANZADA**  
**PROGRAMA DE ESPECIALIZACION EN PROSTODONCIA, OCLUSION Y ARTICULACION**  
**TEMPOROMANDIBULAR**  
**SANTAFE DE BOGOTA D.C.,**  
**1998.**

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

**CAROLINA LARA JIMENEZ, Od.**

**Trabajo de grado presentado como requisito parcial para optar el Título de Especialista en  
Prostodoncia, Oclusión y ATM**

**Director**

**DR. JORGE HERNANDO ARANGO MEJIA  
Od. Especialista en Prostodoncia  
Magister en Educación.**

**Asesor Metodológico.**

**DRA. SORAYA MALKUN  
Od. Magister en Administración en salud.**



**COLEGIO UNIVERSITARIO COLOMBIANO  
COLEGIO ODONTOLÓGICO COLOMBIANO  
AREA DE EDUCACION AVANZADA  
PROGRAMA DE ESPECIALIZACION EN PROSTODONCIA, OCLUSION Y ARTICULACIÓN  
TEMPOROMANDIBULAR  
SANTAFE DE BOGOTA D.C.,  
1998.**

**A mi hermana Ana Lucía y a mis Padres, por su apoyo incondicional.**

**A Dios, por haber puesto en mi camino a personas que aunque ajenas a este trabajo, dieron lo mejor de sí para que culminara este proyecto.**

## **AGRADECIMIENTOS**

**Los autores expresan sus agradecimientos a:**

**Omar Rojas, Técnico Dental, Laboratorio Dental Magna, por haber realizado los colados de las muestras de Ti.**

**Danilo Silva, Ingeniero Civil, Ingeominas, por la ayuda prestada en las pruebas de esfuerzo.**

**Gloria Barrera, Bacterióloga, Corpoica, por su orientación en el manejo del microscopio electrónico.**

**Jorge Pardo, Od., Especialista en Prostodoncia y Prótesis Maxilofacial, por su valiosa orientación.**

**Miguel José Gallo Arbeláez, Od., Especialista en Prostodoncia, Oclusión y Articulación Temporomandibular, por su constante motivación.**

**Andrés Guzmán, Od., Especialista en Prostodoncia, por su colaboración y orientación.**

**Al cuerpo Docente del Colegio Odontológico Colombiano de Pre grado y Postgrado, por su apoyo incondicional.**

**José Luis Mariño, Od., Residente del programa de Especialización en Prostodoncia, Oclusión y Articulación Temporomandibular, por su ayuda incondicional.**

## CONTENIDO

	Pag.
INTRODUCCION	
1. CONTEXTO DE LA INVESTIGACION	4
1.1. DEFINICION DEL PROBLEMA	4
1.2. JUSTIFICACION	6
1.3. PROPOSITO	6
1.4. MARCO TEORICO	6
1.5. OBJETIVO GENERAL	38
1.5.1. HIPOTESIS NULA	39
1.5.2. HIPOTESIS ALTERNA	39
2. METODO	40
2.1. TIPO DE STUDIO	40
2.2. UNIDAD DE ANALISIS	40
2.3. DEFINICION DE VARIABLES	42
2.4. INSTRUMENTO	44
2.5. PROCEDIMIENTO	45
3. RESULTADOS	48
4. DISCUSION	58

<b>5. CONCLUSIONES</b>	<b>62</b>
<b>6. RECOMENDACIONES</b>	<b>63</b>
<b>7. ANEXOS</b>	<b>66</b>

## 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 protodoncia 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 alérgenos<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 pérdida 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 éstas aleaciones para restauraciones dentales. Por lo tanto, existe una necesidad de investigar nuevas alternativas de metal y aleaciones para utilizar en Prosthodoncia 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 America (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<sup>23</sup>.

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, 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, 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).

## **1. CONTEXTO DE LA INVESTIGACION**

### **1.1. DEFINICION DEL PROBLEMA.**

En la práctica Odontológica, se requiere fabricar prótesis dentales. El área encargada de ésta disciplina es la Prostodoncia. Para la realización de dichas prótesis es necesario confeccionar estructuras metálicas, las cuales se hacen en aleaciones de diversos metales. Estas aleaciones preferiblemente deben contener metales nobles, principalmente el Oro debido a su adaptación, facilidad de colado y resistencia a la corrosión; pero con el rápido incremento en el precio del oro hacia los años 70, algunos investigadores se vieron en la necesidad de buscar una alternativa que fuera de menor costo para el paciente, utilizando aleaciones con contenido de metales bajos como las compuestas de Níquel - Cromo que no contenían oro en su composición y que utilizando una técnica exigente podrían lograr unas excelentes características metalúrgicas y mecánicas. Sin embargo se han reportado problemas de biocompatibilidad, como reacciones alérgicas al Níquel, y el potencial carcinogénico del Berilio.

En la década de los años 80, las investigaciones se dirigieron hacia los Implantes de Oseointegración, utilizando el Titanio (Considerado como metal bajo) como el metal que presenta mejores características de biocompatibilidad.

Posteriormente, se investigó la capacidad de colar el Titanio (Ti) y sus aleaciones para ser utilizado en Prótesis Parcial Fija y Removible, considerando su bajo peso específico y su biocompatibilidad con los tejidos orales, dando como resultado una excelente adaptación en las estructuras metálicas. Sin embargo, el Ti ofrece una desventaja por su dificultad en el colado requiriendo una técnica muy exigente que cuando fracasa produce colados incompletos con porosidades internas o superficiales, además, existe dificultad en tener una buena adhesión a la porcelana por la excesiva capa de óxido que produce.

En la actualidad hay pocos estudios reportados que determinen una buena adhesión de la porcelana al Ti comercialmente puro (Ti cp).

La información existente es confusa cuando se refiere a los tratamientos de superficie necesarios para lograr una buena adhesión de la porcelana al Ti (cp).

## **1.2. JUSTIFICACION.**

Superando la dificultad de la adhesión de la porcelana al Ti cp necesaria para fines estéticos, se logrará ofrecer al paciente Odontológico, un tratamiento Prostodóntico con metales más biocompatibles y de menor costo.

## **1.3. PROPOSITO.**

El propósito del proyecto fue comparar diferentes tratamientos de superficie (ciclos de oxidación) del Ti (cp), para identificar cuales representan una mejor resistencia adhesiva .

## **1.4. MARCO TEORICO**

Los metales en general, son elementos químicos muy comunes que se hallan clasificados en la tabla periódica<sup>27</sup>. En un ambiente normal, son sólidos cristalinos con excepción del Mercurio (Hg) y el Hidrógeno (H<sub>2</sub>). De los 103 elementos agrupados en la tabla periódica, 80 pueden clasificarse como metales; estos elementos metálicos se agrupan en diversos tipos, como metales ligeros (Li, Be, Mg, Na, Ba, Ca, y K), metales pesados de alta fusión los cuales se clasifican a su vez en frágiles (Ti, V, Cr, Mn) y Dúctiles (Fe, Co, Ni, y Cu); dentro de los dúctiles, hay metales clasificados como nobles ( Au, Ru, Ag, Pd, Pt, Ir, Rh, Os); y dentro de

los metales pesados también existen metales de baja fusión ( Zn, Sn ). (Figura N.1)

Con el fin de optimizar las propiedades de los metales se realizan mezclas de dos o más elementos metálicos. La mezcla sólida de dos o más metales recibe el nombre de **Aleación**<sup>27</sup>. Las aleaciones dentales, según la clasificación establecida por la ADA (Academia Dental Americana) en 1984, se pueden dividir de acuerdo a su composición en aleaciones con alto contenido de Au, aleaciones con bajo contenido de Au, y aleaciones sin contenido de Oro<sup>27</sup>, o aleaciones de metales bajos. Se encuentra una clasificación de las aleaciones para uso odontológico de acuerdo a su función<sup>27</sup> en diseño de prótesis, se clasifican en: Tipo I (Blanda), Tipo II (Mediana), Tipo III (Dura), Tipo IV (Extradura) estas aleaciones son utilizadas para incrustaciones, coronas, y Prostodoncia parcial fija de tramos cortos. Existen las aleaciones metal - cerámica (Dura y Extradura), y aleaciones para prostodoncia parcial removible.

**FIGURA N. 1 Tabla Periódica Modificada**

Metales Ligeros		Metales Pesados										No Metálicos				Gases Inertes	
1 H												1 H	2 He				
3 Li	4 Be											5 B	6 C	7 N	8 O	9 F	10 Ne
		ALTA FUSION															
11 Na	12 Mg	FRAGILES					DUCTILES					13 Al	14 Si	15 P	16 S	17 Cl	18 A
19 K	20 Ca	21 Sc	22 Ti	23 V	24 Cr	25 Mn	26 Fe	27 Co	28 Ni	29 Cu	30 Zn	31 Ga	32 Ge	33 As	34 Se	35 Br	36 Kr
37 Rb	38 Sr	39 Y	40 Zr	41 Cb	42 Mo	43 Tc	44 Ru	45 Rh	46 Pd	47 Ag	48 Cd	49 In	50 Sn	51 Sb	52 Te	53 I	54 Xe
55 Cs	56 Ba	57-71	72 Hf	73 Ta	74 W	75 Re	76 Os	77 Ir	78 Pt	79 Au	80 Hg	81 Tl	82 Pb	83 Bi	84 Po	85 At	86 Rn
87 Fa	88 Ra	89-96 Radio activos	NOBLES										BAJA FUSION				

Tabla Periódica Modificada Phillips R. W., Skinner ., La Ciencia de los Materiales Dentales . Novena edición.<sup>27</sup>

Las **aleaciones de metal - cerámica**, deben tener la capacidad de adherirse a la porcelana dental y tener un coeficiente de contracción térmica por debajo de la porcelana. Estas aleaciones se clasifican en dos categorías generales; las aleaciones de metal noble, y las aleaciones de metal base (Tabla N. 1)<sup>27</sup>, en donde la adhesión de la porcelana la brindan los óxidos de la superficie del metal<sup>28</sup>.

**TABLA N. 1 CLASIFICACION DE LAS ALEACIONES CON CAPACIDAD DE ADHESION A LA PORCELANA**

Aleaciones de Metal Noble	Oro - Platino - Paladio Oro - Paladio - Plata Oro - Paladio Paladio - Plata Alto Contenido de Paladio
Aleaciones de Metal Base	Níquel - Cromo Cobalto - Cromo Otros (Ti)

Modificado de La Ciencia de los Materiales Dentales de Skinner.<sup>27</sup>

De hecho, en la actualidad no solo existen estas aleaciones , sino que en los últimos años se han estudiado nuevos sistemas metálicos, en donde se incluye el Ti y sus aleaciones como alternativa, en donde se eliminan o controlan las respuestas indeseadas de los metales no nobles, mejorando las propiedades físicas y bajando los costos.

### **TITANIO (Ti).**

El Ti, considerado como metal bajo, fue identificado en 1771 por Gregor en Inglaterra y en 1795 por Klaporth en Alemania. El Ti impuro fue preparado por Nilson y Petterson en 1887, pero el metal puro (99.5%) no fue extraído hasta 1919 por Hunter<sup>31</sup>.

En 1930, Kroll, desarrolló un proceso comercial en donde involucró la reducción de Tetracloro de Ti con Magnesio en una atmósfera de gas inerte. La aceptación del proceso reportado por Kroll por el Consejo Norteamericano de Minas (BOM), significó la aplicación industrial del Ti<sup>31</sup>.

Las propiedades físicas del Ti están enunciadas en la tabla N. 2

**TABLA N. 2 CONSTANTES FISICAS DEL TITANIO**

Punto de Fusión	1668 <sup>o</sup> C
Punto de Ebullición	3260 <sup>o</sup> C
Densidad	4.51 gr/cm <sup>3</sup>
CET (Coeficiente de expansión térmica)	0.085 <sup>o</sup> C * 10 <sup>-4</sup>
Resiliencia	1.09 * 10 <sup>-12</sup> Din/cm <sup>2</sup>
Fuerza de Cesión	450 Mpa (65.205 Psi)
Fuerza de Tensión	479 Mpa (69.465 Psi)
Dureza	170 Kg/mm <sup>2</sup>

Tomado y Adaptado de Metals HandBook<sup>33</sup>

Las propiedades físicas del Ti (Tabla N.2) comparadas con los metales comúnmente usados para aleaciones dentales (Tabla N. 3) están nombradas a continuación:

**TABLA 3. CONSTANTES FÍSICAS DE LOS PRINCIPALES ELEMENTOS QUE FORMAN ALEACIONES DENTALES.**

Elemento	Simbolo	Peso Atómico	Punto de Fusión (°C)	Punto de Ebullición (°C)	Coef de Expansión Térmica Lineal (°C * 10 <sup>-4</sup> )	Conductividad Térmica (Cal/cm <sup>2</sup> /seg/°C/cm)	Resiliencia (10 <sup>-12</sup> Din/cm <sup>2</sup> )	Densidad (gm/cc)
Cromo	Cr	52.00	1875.0	2665	7.19	0.062	0.160	2.54
Cobalto	Co	58.93	1495.0	2900	8.85	0.138	0.165	2.12
Cobre	Cu	63.54	1083.0	2595	8.96	0.165	0.940	1.13
Oro	Au	196.97	1063.0	2970	19.32	0.142	0.710	0.85
Niquel	Ni	58.71	1453.0	2730	8.90	0.133	0.220	2.12
Paladio	Pd	106.40	1552.0	2980	12.02	0.118	0.170	1.20
Plata	Ag	107.87	960.8	2216	10.49	0.197	1.000	0.78
Titanio	Ti	47.90	1668.0	3260	4.51	0.085	0.041	1.09

Constantes Físicas De Los Principales Elementos De Formación De Aleaciones Dentales<sup>33</sup>.

**Peso atómico:** El Ti tiene un peso atómico de 47.90. este está cerca al Cromo (52.00) y al Cobalto (58.93) el Ti tiene el menor peso atómico de los elementos nombrados.

**Punto de fusión:** Tiene una temperatura de fusión de 1668°C. El cromo es el único metal de formación de aleación dental principal que tiene un mayor punto de fusión (1875°C). Metales con temperaturas de fusión cercanas pero menores son: Pd (1552°C), Co (1495°C) y Ni ( 1453°C).

**Punto de ebullición:** El Ti tiene una temperatura de ebullición de 3260°C. El Pd es el único metal de formación de aleación dental principal con un mayor punto de ebullición (3980°C). Metales con temperaturas de ebullición cercanas pero menores son Au (2970°C) y Co (2900°C) .

**Densidad :** El Ti tiene una densidad de 4.51 gm/cm<sup>3</sup>. Esta es la menor densidad de la lista de los elementos en la tabla N.3. El Cr tiene la densidad más cercana (7.19 gm/cm<sup>3</sup>). La densidad del Ti es aproximadamente la mitad de la del Ni (8.90 gm/cc) y de la del Co (8.85 gm/cc).

**Coefficiente de expansión térmica:** El Ti tiene un coeficiente de expansión térmica lineal (CET) de 0.085 por grados centígrados x 10<sup>-4</sup>. El Cr tiene menor

CTE (0.062 por grados centígrados  $\times 10^{-4}$  mientras que otros metales registrados (tabla N. 3) presentan mayor CET.

**Conducción térmica:** El Ti tiene un coeficiente de conducción térmica (CTC) de 0.041 cal/cm<sup>2</sup>/seg°C/cm. Este es el menor CTC de los metales comúnmente usados para aleaciones dentales y el más cercano al esmalte (0.0022 cal/cm<sup>2</sup>/seg°C/cm) y dentina (0.0015 cal/cm<sup>2</sup>/seg°C/cm)<sup>27</sup>.

**Resiliencia:** la cantidad de energía absorbida por una estructura cuando esta es estresada sin exceder el límite proporcional (límite elástico)]. El Ti tiene un módulo de resiliencia (MR) de  $1.09 \times 10^{-12}$  dinas/cm<sup>2</sup>. La Plata ( $0.78 \times 10^{-12}$  dinas/cm<sup>2</sup>) y el Au ( $0.85 \times 10^{-12}$  dinas/cm<sup>2</sup>) tiene un menor MR mientras que otros metales registrados en la tabla N. 3 tienen un mayor MR.

**Fuerza de cesión:** La fuerza de cesión del Ti es de 450 Mpa (65.250 Psi), este valor es mayor que la aleación de Au tipo III tratada al calor (310 Mpa/69.600Psi), el Ti (cp) (99.6%) tiene una fuerza de cesión intermedia entre las aleaciones de Au tipo II y tipo IV.

**Fuerza de tensión** La fuerza de tensión del Ti es de 479 Mpa (69.455psi) esta fuerza es similar a la de la aleación de Au tipo III tratada al calor (510 Mpa/73.900 psi).

**Elongación:** El porcentaje de elongación (ductilidad) del Ti es de 12.5 el cual es muy similar a la aleación de Au tipo III tratada al calor (12-22).

**Dureza:** El número de dureza Vickers (VHN) del Ti es de 170 Kg/mm<sup>2</sup>, el cual es además, muy cercano a la aleación de Au tipo III tratada al calor (150-170 Kg/mm<sup>2</sup>) y obviamente mucho más baja a la del esmalte (260-300 Kg/mm<sup>2</sup>).

Las propiedades mecánicas de las aleaciones comúnmente usadas para Prosotodoncia removible comparadas con el Ti y el Ti-6Al-4V presentan una marcada diferencia de aquellas aleaciones de metal base.

Revisando las tablas 2 y 3 se puede concluir que el comportamiento mecánico del Ti (cp) simula a los metales nobles (aleaciones de Au tipo III) y difiere de las características mecánicas de las aleaciones de metales bases. Como siempre, debe ser entendido que la inclusión de elementos intersticiales (O, H y N), comprometerán seriamente las propiedades mecánicas. El Ti solo será dúctil si esta libre de O<sub>2</sub>, de esta forma se deben seguir los procedimientos propios de colado<sup>37</sup>.

La clasificación del Ti y sus aleaciones, está dada por la ASTM (Sociedad Americana de Pruebas y Materiales) de Estados Unidos la cual va de acuerdo al

contenido de los diferentes metales utilizados para las aleaciones y en estado puro a la cantidad de impurezas que contenga (Tabla N. 4).

Desarrollando el arte y ciencia para el colado del Ti, se presentaron problemas tales como su alta temperatura de fusión, reacción reactiva con el revestimiento, fragilidad después del colado y viscosidad cambiante. El proceso de fusión es una adaptación de un proceso establecido para la fusión del lingote (proceso de arco al vacío de electrodos consumibles). Los esfuerzos en el desarrollo de los colados de Ti se enfocaron primariamente en el hallazgo de una técnica aceptable y económica para obtener la fusión del metal. Los primeros colados de Ti se realizaron en moldes de grafito en el B.O.M. La fuerza aérea de los Estados Unidos, a principios de 1960, desarrolló una técnica con moldes de grafito. Modificada en 1969, utilizando un adhesivo soluble al agua, el cual guió al uso inicial de los colados de Ti realizados por la industria aérea (1970).

**TABLA N. 4 CLASIFICACION DEL TITANIO Y SUS ALEACIONES**

Nombre	0.2%		N (Max)	C (Max)	H (Max)	Fe (Max)	O (Max)	Al	Sn	Zr	Mo	Otros
	Mpa	Kai										
ASTM Grado1	170	25	0.03	0.10	0.015	0.20	0.18					
ASTM Grado2	280	40	0.03	0.10	0.015	0.30	0.25					
ASTM Grado3	380	55	0.05	0.10	0.015	0.30	0.35					
ASTM Grado4	480	70	0.05	0.10	0.015	0.50	0.40					
ASTM Grado7	280	40	0.03	0.10	0.015	0.30	0.25					0.2Pd
Ti-6Al-4V (b)	830	120	0.05	0.10	0.125	0.30	0.20	6.0				4.0V
Ti-6Al-4V-ELi	760	110	0.05	0.08	0.125	0.25	0.13	6.0				4.0V
Ti-6Al-6V-2Sn (b)	970	140	0.04	0.05	0.015	1.0	0.20	6.0	2.0			0.75Cu, 6.0V
Ti-8Mn (b)	760	110	0.05	0.08	0.015	0.50	0.20	0				8.0Mn
Ti-7Al-4Mo(b)	970	140	0.05	0.10	0.013	0.30	0.20	7.0			4.0	
Ti-6Al-2Sn-4Zr-6Mo(c)	1100	160	0.04	0.04	0.0125	0.15	0.15	6.0	2.0	4.0	6.0	
Ti-5Al-2Sn-2Zr-4Mo-4Cr(a)(b)	1055	153	0.04	0.05	0.0125	0.30	0.13	5.0	2.0	2.0	4.0	4.0Cr
Ti-6Al-2Sn-2Zr-2Mo-2Cr(a)(b)	970	140	0.03	0.05	0.0125	0.25	0.14	5.7	2.0	2.0	2.0	2.0Cr, 0.25Si
Ti-10V-2Fe-3Al(a)(c)	1100	160	0.05	0.05	0.015	2.5	0.16	3.0				10.0V
Ti-3Al-2.5V(d)	520	75	0.015	0.05	0.015	0.30	0.12	3.0				2.5V

Clasificación del Ti y sus aleaciones según Sociedad Norteamericana de Pruebas y Materiales (ASTM)<sup>33</sup>.

También se desarrolló un revestimiento de precisión para colado con técnica de cera perdida a finales de 1960. Muchas compañías fabricaron sistemas de bombas no reactivas propias que incluían grafito pirolítico, guarniciones de Tungsteno y capas especiales de óxido<sup>34</sup>.

Los primeros colados comerciales de Ti fueron producidos para válvulas y bombas químicas (1960) y subsecuentemente los colados para la industria aeroespacial comenzaron una producción real. Para los finales de 1970 las ventas de colado de Ti mostraron un notable incremento. La ventaja de los colados de Ti comparado con el Ti forjado, es la economía, desde que el

requerimiento de una cantidad para producir una parte de Ti esta cerca a la cantidad para la forma final<sup>34</sup>. Por la falta de fluidez (gravedad baja especifica) del Ti fundido, se desarrollo el colado mediante el empleo de una potente centrífuga para inducir el metal fundido dentro del molde<sup>34</sup>. Con el uso de una presión isostática (HIP) los colados de Ti se pueden producir sin ningún trazo de porosidad. El proceso con HIP consiste en dos horas a 9000°C (1650°F) bajo una presión de Argón a 105 Mpa (15 psi).

Comercialmente, no hay aleaciones de Ti desarrolladas específicamente para aplicaciones coladas<sup>34</sup>.

**La biocompatibilidad del Ti** se ha comprobado en múltiples estudios<sup>21,22</sup>. Las propiedades químicas del Ti y las reacciones favorables con los tejidos del cuerpo están básicamente determinados por la capa de óxido que forma en la superficie y no por el metal en sí<sup>21,22</sup>.

El Ti es un metal que es pasivo en ambientes corrosivos<sup>22</sup>. La pasividad es el fenómeno en el cual algunos metales desarrollan una cobertura protectora por oxidación (cambio de color) de la superficie, las cuales protegen el metal de la corrosión. El Ti forma instantáneamente su capa de óxido de 10 Amstrong, con una exposición de un milisegundo al aire<sup>35</sup>, este óxido de Ti tiene alta resistencia a la corrosión y es impermeable a ácidos y cloros<sup>22</sup>.

El Ti (cp) (99%), forma muchos óxidos. Entre éstos están el  $\text{TiO}$ ,  $\text{TiO}_2$  y  $\text{Ti}_2\text{O}_3$ . El  $\text{TiO}_2$ , es el más estable y comúnmente formado bajo condiciones fisiológicas. El óxido de Ti se reformará instantáneamente si se remueve durante los procedimientos de pulido<sup>35</sup>.

Un estudio in vitro mostró que el Ti y sus aleaciones eran más resistentes a la corrosión al estar en contacto con fluidos simulados corporales que el acero inoxidable 316L, CrCoMo o CoNiMo. La aleación del Ti con Ni cambia significativamente las características de corrosión desfavorablemente.

## Colado del Ti (cp) y sus Aleaciones

El primer colado dental del Ti fue realizado en 1977 por Waterstrad y cols en el Instituto Nacional de Standard y Tecnología en Goethersburg, Maryland.<sup>25</sup>

El colado del Ti y sus aleaciones tiene requerimientos únicos que no son comunes para los colados de las otras aleaciones dentales<sup>1</sup>. El procedimiento de colar Ti ha tenido dificultad por los siguientes factores:

- Alta temperatura de fusión (1668°C).
- Alta reactividad en estado de fusión (reacciona con revestimiento y crisol cerámico).
- Alta afinidad por el Oxígeno y el Nitrógeno (formación de capa de óxido y porosidades en el metal dando como resultado un colado frágil).
- Calor bajo específico (rápida solidificación).
- Baja densidad.
- Falta de fluidez.

La fundición del Ti en una atmósfera con O<sub>2</sub>, da como resultado oxidación, y además una capa superficial llamada el caso alfa, el cual reduce la ductilidad y resistencia del colado<sup>1</sup>. Esta capa debe ser removida mediante máquinas o sustancias químicas en soluciones ácidas. Todos estos factores hacen al Ti muy

difícil de colar en máquinas de colado convencionales. Así, muchos sistemas de colado del Ti han sido desarrollados para vencer algunas de estas dificultades.

Fabricantes de Japón y Alemania han diseñado sus sistemas basados en principios usados en el colado industrial del Ti. Todos los sistemas utilizan un arco eléctrico de inducción para fundir el metal y una atmósfera de Argón para reducir la oxidación. Algunos emplean una centrífuga potente mientras que otros utilizan presión diferencial para vencer la baja densidad del Ti y forzarlo dentro del molde. Muchos investigadores<sup>1,2,25,38</sup> han estudiado la habilidad de estos sistemas para producir colados de Ti adecuados. Además varias investigaciones<sup>39,40,41,42,43</sup> han sido dirigidas, para probar y analizar los materiales de revestimiento para el colado del Ti. Otros han intentado desarrollar aleaciones de Ti alternativas<sup>25,44</sup>, con bajas temperaturas de fusión, propiedades físicas adecuadas y técnicas de colado más predecibles.

Investigadores escandinavos<sup>40</sup>, realizaron estudios sobre el efecto de la atmósfera de colado en la calidad de las coronas de Ti. Se utilizó un diseño especial hecho en una máquina de laboratorio (gas Argón, inducción, presión y vacío) realizando colados de Ti (cp) a diferentes niveles de presión de gas Argón y vacío. Las revisiones de la dureza, mostraron, que el nivel de presión al vacío menor a 1 torr (Torriceli, medida de presión), en la cámara de fusión y menor de

10 torr en la cámara de colado y presión de gas argón de 50 torr, fueron suficientes para producir satisfactoriamente coronas coladas de Ti.

Un nuevo dispositivo, el descontaminador Titán fue descrito<sup>40</sup>. Este logra una descontaminación (una atmósfera al vacío y de gas Helio), usando una máquina de colado centrifugal de arco eléctrico o una inducción de unidad de colado. Este estudio reportó que de los colados de Ti no contaminados entre estos coronas, puentes, estructuras de protodoncia parcial removible e implantes subperiósticos, fueron realizados satisfactoriamente usando este sistema.

### **Revestimiento.**

El material de revestimiento para el colado del Ti requiere una mención especial, ya que al fundirse el Ti, reacciona con muchos óxidos, con excepción del óxido de Circonio ( $ZrO_2$ ) y Óxido de Ca ( $CaO$ ).<sup>44</sup> Además, el revestimiento debe resistir una temperatura más alta que la temperatura de fusión del metal. De esta forma, la expansión térmica y ambiental del revestimiento debe compensar la contracción de solidificación del Ti y así no reaccionar con la alta reactividad del metal<sup>45</sup>.

Greener y Cols<sup>42</sup> reportaron que el revestimiento aglutinado por óxido de Mg comercial ( $MgO$ ), en un equipo eléctrico, de Argón y al vacío (Castamatic) dio como resultado, colados de Ti (cp), Ti-6Al-4V y Ti-15V), con buenas calidades de superficie, pero grandes concentraciones de porosidad interna.

Greener y Cols<sup>42</sup> desarrollaron un procedimiento de doble capa sobre un revestimiento aglutinado por Fosfato convencional (Hi-Temp o Thermovest) a una temperatura de evaporación de 850°C. La técnica de doble capa utilizó una primera cobertura de Óxido de Circonio ( $ZrO_2$ ) con un adhesivo de acetato de Zr y una segunda fase de cobertura de  $TiO_2$  y un adhesivo de acetato de Zr con un apoyo de revestimiento aglutinado por Fosfato. Se obtuvieron colados de Ti libres de porosidades internas.

WaterStrad, y Colaboradores<sup>46</sup>, reportaron, ductilidad y ausencia de porosidad en los colados de Ti obtenidas con un revestimiento aglutinados por Fosfato, tipo  $SiO_2$  (Rema E, Dentaurum, Inc., Newton Pa). Greener y Cols<sup>42</sup> investigaron este revestimiento. Se realizaron patrones en cera y se revistieron con una mezcla de polvo Rema E y una solución de Sílica coloidal, utilizando una relación de polvo-líquido de 0:13.

Los moldes fueron calentados a 800 °C, de una a cuatro horas a 800°C y enfriados de 25-350 °C. El Ti (cp) (99.9%) fue colado por dos diferentes máquinas de colados: fundido en arco eléctrico con gas argón colando con presión diferencial, (Castamatic, Iwuatani & Co., Osaka Japón) y fundición en arco eléctrico con gas argón con fuerza centrífuga (Ohara, Ohara & Co., Osaka, Japón). La microdureza (Knoop) de los colados bajo varias condiciones de colados fueron evaluadas. El incremento de la dureza mostrado por los colados

Ohara fue grande por la inclusión de  $O_2$  bajo estas condiciones de colados. La adaptación de los colados también fue medida, en donde la desadaptación mayor fue cerca a los 100 micrones. 5 colados fueron realizados para cada condición y algunos de los colados, fueron imperfectos en muchos grupos<sup>45</sup>.

Muller y Cols<sup>43</sup>, evaluaron los colados de Ti y sus aleaciones usando un revestimiento aglutinados por fosfato, sílica y magnesio. La fuerza compresiva del material de revestimiento fue medida. La resistencia del revestimiento de Mg fue considerablemente más alta que la del Fosfato. La proporción de expansión térmica también fue medida. A una temperatura de colado de  $800^{\circ}C$ , la expansión térmica del revestimiento de Mg fue más baja que la del revestimiento de fosfato.

El uso del material de cobertura de Mg, combinado con el revestimiento aglutinado por fosfato sílica, tiene un mínimo efecto de las propiedades físicas de los colados de Ti.

Dos sistemas Japoneses de colado de Ti, han desarrollado su propio revestimiento para restauraciones fijas. El sistema de colado Ohara, utiliza un sistema de revestimiento de Aluminio y sílica (Al-Si ) (Titanium-vest, Ohara Co., Osaka Japón). El sistema de colado Cyclarc utiliza revestimiento de aluminio y magnesio (Al-Mg) sin sílica (Titavest CB, J Morita Co., Osaka Japan), este es calentado a una temperatura de  $900^{\circ}C$  y colado a una temperatura de  $600-700^{\circ}C$ <sup>45</sup>.

## **PORCELANAS**

El término más correcto es cerámicas dentales, que se deriva del griego "Keramikos" lo cual significa derivado de la tierra.

Las porcelanas dentales se utilizan en dientes para frentes estéticos para coronas individuales, prostodoncia parcial fija y removible <sup>47,48</sup>

### **Composición**

La composición de las porcelanas dentales está dada por la unión del Feldespato, Caolín y Sílice ( $\text{SiO}_2$ ), que se presenta en forma cristalina como cuarzo o como vidrio amorfo llamado Sílice fundido. Este último es un material con punto de fusión muy alto, de manera que no es posible fundirlo ni en un horno para platino. La alta temperatura de fusión de este tipo de sílice se debe a la red tridimensional de uniones covalentes entre los tetraedros del sílice.

Existen Modificadores de vidrio en los cuales algunas entre los tetraedros de sílice se rompen al añadirse iones metálicos como Sodio, Potasio o Calcio, por lo regular como carbonatos. Estos iones se asocian a los átomos de  $\text{O}_2$  en las esquinas de los tetraedros e interrumpen las uniones de Oxígeno - Sílice. En consecuencia las redes tridimensionales de Sílice contienen muchas cadenas lineales de tetraedro, capaces de moverse con mayor facilidad a temperaturas

más bajas que los átomos fijos en una estructura tridimensional de tetraedro de Sílice. A esta mayor facilidad de movimiento se debe el aumento de fluidez (disminución de viscosidad) y la disminución de temperatura de ablandamiento que le confieren los modificadores del vidrio<sup>7</sup>.

Los modificadores de vidrio también son utilizados para producir porcelanas dentales con diferentes temperaturas de cocción. Dependiendo de su grado de fusión estos materiales se pueden clasificar en:

Alta fusión      1290 a 1370 °C.

Media fusión    1095 a 1260 °C.

Baja fusión      870 a 1065 °C.

Es posible hacer porcelanas con temperaturas de cocción más bajas, pero su durabilidad clínica no es tan buena<sup>28</sup>; El material con que se aplica el glaseado contiene más modificadores de vidrio y, por lo tanto, una temperatura de cocción más baja; no obstante, la proporción mayor de modificadores reduce la resistencia a la filtración de líquidos bucales<sup>7,49</sup>.

El Feldespato de la Porcelana Dental es un elemento que se presenta en la naturaleza como un mineral compuesto de potasio ( $K_2O$ ), alúmina ( $Al_2O_3$ ) y sílice ( $SiO_2$ ). Se utiliza en la preparación de casi todas las porcelanas dentales que se

diseñan para coronas metalo cerámicas y muchos otros vidrios y cerámicas dentales. Cuando se mezcla el feldespato con algunos óxidos metálicos y se hace cocción a alta temperatura, forma una clase de vidrio capaz de ablandarse y fluir a las temperaturas de cocción de la porcelana. El ablandamiento de esta fase durante el procedimiento permite que las partículas de polvo se fusionen. El proceso por el cual se lleva a cabo se denomina *sinterización*, término que se refiere a la fusión de partículas a alta temperatura sin fundirse por completo.

A la porcelana dental se puede introducir iones metálicos como el óxido Bórico ( $B_2O_3$ ) para disminuir la viscosidad y temperatura de ablandamiento<sup>7,49</sup>; la alúmina ( $Al_2O_3$ ), la cual tiene una función complicada en la formación del vidrio. Esta no puede ser considerada como un vidrio real que se forma así mismo; debido a la proporción que hay entre las dimensiones del ión y del oxígeno con las del Aluminio. Además se agregan óxidos de pigmentación a la porcelana dental para obtener matices variados.

### **Conducta mecánica y propiedades físicas.**

Es posible predecir la resistencia de una sustancia a partir de las resistencias de las uniones entre los átomos en el material<sup>7,49</sup>.

La conducta frágil de las cerámicas y su resistencia baja a la tracción, en comparación con las que se predicen de las uniones entre átomos, se entiende al considerar la concentración de tensión alrededor de los defectos superficiales. A diferencia de los metales las cerámicas no tienen un mecanismo para soportar la tensión sin que ocurra la fractura, por lo tanto, las hendiduras se propagan por el metal en promedios bajos de niveles de tensión. En consecuencia las cerámicas y el vidrio tienen resistencia a la tracción mucho más bajas que a la compresión<sup>49</sup>.

Existen métodos para fortalecer la porcelana dental, en donde se han hecho esfuerzos para que las propiedades que se requieren en las cerámicas, como buenas cualidades estéticas, alta resistencia a la compresión, durabilidad química y biocompatibilidad, superen sus deficiencias principales, como fragilidad, baja resistencia a las fuerzas tensionales y baja resistencia a la tracción. Los métodos empleados para corregir los defectos se dividen en dos categorías generales: Métodos para favorecer los materiales frágiles como la porcelana dental y los que diseñan componentes para reducir al mínimo la concentración de tensión y tensiones por tracción. Es interesante notar que al quitar estos defectos superficiales y reducirlos de tamaño y número, aumenta en gran medida la resistencia. Aislar y reducir estas irregularidades es una de las razones del glaseado de la porcelana dental. Otro método para fortalecer los materiales frágiles se hace con la introducción de cargas compresivas residuales en la superficie de un material o con la interrupción de la prolongación de las ranuras

en el material. Enseguida se explican estas dos estrategias para fortalecer los materiales frágiles, así como los métodos específicos<sup>7</sup>.

Un método de uso frecuente para fortalecer porcelanas, es la introducción de fuerzas compresivas residuales en la superficie del objeto. Esto se obtiene con solo invalidar primero estas cargas residuales al aplicar la fuerza, antes de crear cualquier carga por tracción en el objeto. La técnica del intercambio iónico es una de las más complejas y efectivas para introducir tensiones residuales de compresión en las superficies de las cerámicas. La técnica del templado térmico es el método usado más frecuentemente. En este se crean tensiones compresivas superficiales y residuales con un enfriamiento rápido (templado) en la superficie del objeto, mientras esté caliente y en estado blando (fundido). El tirón del centro fundido en solidificación, al "tratar" de contraerse crea tensiones de compresión residual en la capa externa<sup>7,49</sup>.

El templado térmico se utiliza para fortalecer el vidrio utilizado en ventanillas y parabrisas de automóviles, puertas corredizas y visores acuáticos.

### **Adhesión de la porcelana al metal.**

Un requisito principal para el éxito de una restauración, es el desarrollo de una unión durable entre porcelana y aleación. Una de las formas para unir la

porcelana al metal es la introducción de tensiones de deformación en el sistema bimaterial durante los procesos de cocción. Una distribución desfavorable de tensión durante el proceso de enfriado provoca ruptura, fractura o incluso astillamiento de la porcelana. Así, para obtener una excelente restauración de metal porcelana, se requiere una fuerte unión de interfase y compatibilidad térmica.

Otro factor importante para la unión de la porcelana al metal está dado por la adhesión química de los dos componentes. La adhesión química es la resultante de compartir electrones para producir una fuerza de unión. El equilibrio de la fuerza de unión es logrado cuando la fase de vidrio es saturada de óxidos de hierro. El mayor componente del vidrio es el dióxido de Silicio, que forma una estructura de Sílice tetraédrica, en la cual los átomos de Sílice están localizados en el centro y rodeados por átomos de Oxígeno. Esta estructura tetraédrica sobrepasa y se une una a la otra tridimensionalmente por medio de átomos de Oxígeno creando una estructura en forma de malla.

Sí el óxido de hierro se disuelve en el vidrio fundido toma parte en la formación de la maya como un óxido accesorio. La energía interna de la porcelana fusionada depende de la cantidad de oxígeno existente, facilitando la unión del metal al vidrio. Sí el Oxido de Hierro se disuelve dentro de la cadena de vidrio en la interfase como un óxido accesorio se produce una fase con más energía interna

incrementando los radicales libres orientándolos hacia la base metálica y estableciendo una unión química entre el Hierro y el vidrio.

Se cree que la unión química fuerte se obtiene cuando hay una estructura continua de electrones en la interfase metal/vidrio, de esta forma el opaco debe tener la misma composición de óxidos que los formados en la superficie del metal dando una fuerte unión para la sinterización de estos óxidos.

Las teorías de la unión de la porcelana al metal se agrupan en dos temas: 1) Traba mecánica entre porcelana y metal, 2) Unión química entre la interfase porcelana - metal. En la actualidad, se estima que a la unión química se debe la adherencia porcelana - metal. Existen pruebas que en algunos sistemas la traba mecánica proporciona la unión principal. La conducta de oxidación de estas aleaciones, determina su potencial adhesivo con la porcelana. Algunos investigadores en la naturaleza de la inserción entre porcelana y metal indican que las aleaciones que forman óxidos adherentes durante el ciclo de degasificación también forman una buena unión con la porcelana, mientras que las que tienen óxidos adherentes forman uniones deficientes. Algunas aleaciones Pd – Ag no producen óxido externo, pero tienen una oxidación interna: En este caso se necesita la unión mecánica<sup>49</sup>.

Inicialmente el proceso para disminuir las burbujas en la interfase se conocía con el término de degasificación, pero la resultante era la formación de la capa de óxido, responsable de la unión química de la porcelana al metal.

El espesor de la capa de óxido varía dependiendo del tipo de aleación, la temperatura y la duración del calentamiento en el horno cuya consecuencia es la resistencia adhesiva de los dos materiales. Por éstas razones la temperatura óptima y el tiempo de calentamiento es individual para cada aleación y debe ser descrito por la casa comercial.

Se ha reportado que la capa de óxido formada en la superficie de una aleación noble es delgada, lo que explica la facilidad de exfoliación o fractura. Las capas de óxido de los metales bajos es gruesa y asegura una mayor fuerza adhesiva entre los dos materiales<sup>49</sup>.

Por lo general la exfoliación o fractura de la porcelana puede ocurrir en la mitad de la capa de óxido o en la interfase metal - porcelana.

La oxidación facilita la humectación del opaco disminuyendo considerablemente la formación de burbujas en su interfase. De todas maneras la capa de óxido por naturaleza es frágil y puede ser removida fácilmente por la vibración durante el

proceso de descontaminación en ultrasonido, sin embargo es muy difícil removerla con soluciones utilizadas para este fin<sup>7</sup>.

Un excesivo calentamiento puede producir exceso de capa de óxido y puede interferir en la adhesión química por una falla cohesiva en la misma capa.

Cuando se habla de Unión por electrodeposición, la química de la superficie se utiliza en la unión cerámica de metales por electrodeposición de cubiertas metálicas y aleaciones, con sólo calentarla y formar óxidos metálicos apropiados. La disposición de una capa de oro puro en un metal vaciado, seguida de una deposición exagerada de estaño mejora la humectación de la porcelana en el metal y reduce la porosidad en la interfase metal - porcelana. Además, la capa electrodepositada actúa como barrera entre el vaciado metálico y la porcelana para evitar la penetración de iones del metal en los límites normales de la maduración de la porcelana<sup>49</sup>.

Para mejorar la adhesión de la porcelana al metal se crearon los acondicionadores de metal que son agentes de tratamiento de superficie para las aleaciones metal-porcelana, la mayoría de estos agentes consisten básicamente en materiales orgánicos en el cual el Oro coloidal es dispersado. El acondicionador es aplicado sobre la superficie del metal con un pincel, después se lleva a un proceso de secado y biscochado elevando la temperatura como

indica la casa fabricante. Los acondicionadores se dividen en dos categorías, Acondicionadores fasiales y agentes de unión.

Los llamados Fasiales son de color oro y favorecen la vitalidad de la porcelana en comparación con los colores oscuros normales que requieren capas muy gruesas de opacador para mimetizar el color. Como se controla la superficie activada del dorado, del café rojizo al gris, se dispone una dimensión adicional para controlar el color de la porcelana<sup>49</sup>.

Las pruebas realizados por Yamamoto , muestran que la capa de metal que se deposita actúa como una zona neutral para absorber las tensiones que causan las diferencias en los coeficientes de expansión térmica entre el vaciado metálico y la porcelana durante el periodo de enfriamiento. Además de la emisión normal de radiación infraroja que producen muchos metales al calentarse, la alta reflexión de las capas de Au depositado, influye y reduce la maduración del ciclo tiempo - temperatura de la porcelana<sup>49</sup>.

Los agentes de unión, adicionan irregularidades a la superficie del metal para establecer la retención mecánica de la porcelana, con tres objetivos principales, entre estos:

1. Formación de una capa de óxido homogénea de elementos necesarios para la unión de la porcelana al metal.
2. Previene la formación de burbujas en la interfase metal-porcelana.
3. Ajusta el color de la superficie del metal para reproducir sombras del diente normal.

Los mayores componentes de los acondicionadores son el Oro y el Platino que presentan afinidad con la porcelana disminuyendo el ángulo de contacto al vidrio por lo que se puede esperar que mejoren la humectación de la superficie del metal con la porcelana. También se dispone de varios agentes patentados que tienen el propósito de aplicarse a la superficie metálica antes de condensar la capa de porcelana opaca. Estos se aplican como un líquido ligero a la superficie metálica, y se hace la cocción de manera similar al procedimiento de la porcelana opaca.

La función de estos agentes es doble: mejoran la unión metal cerámica al limitar la fijación de óxido en la superficie de metal base durante la cocción, y mejoran la estética porque ayudan a bloquear el color del óxido metálico oscuro<sup>7,49</sup>.

Los tipos de fallas que se pueden producir en la unión metal- porcelana están reportados por McLean desde 1979, en donde enuncia las diferentes fracturas en las interfases.

1. Metal-porcelana.:La fractura interfásial ocurre dando una superficie limpia del metal. Esta falla por lo general ocurre cuando no hay suficiente capa de óxido o cuando se ha contaminado el metal.
2. Metal-óxido-porcelana: Esta falla se puede presentar en la superficie óxido-metal cuando está firmemente insertada al metal y se desprende la porcelana. Es muy común en los sistemas de aleaciones de metales bases.
3. Metal-metal óxido: Es la fractura en la cual el óxido es desprendido del metal y se encuentra muy bien insertado a la porcelana, este tipo de fallas es muy común en las aleaciones bases cuando hay una superproducción de óxidos de Ni y Cr.
4. Metal óxido-óxido porcelana: Esta falla se presenta cuando hay fractura en la capa de óxido quedando parte del óxido en la porcelana y otra en el metal. Es una falla que ocurre muy poco ya que causa un efecto de sandwich entre el metal y la porcelana.
5. Falla cohesiva en el metal: Ocurre en muy pocos casos, en donde se fractura la estructura metálica.
6. Falla cohesiva en la porcelana: Este es el caso de óptima fractura en la cual la falla tensional ocurre en la porcelana, en este caso la resistencia adhesiva excede la resistencia de la porcelana.

La porcelana experimental para aplicar al de Ti ha sido estudiada<sup>24</sup>. La porcelana es calentada a temperaturas de 775 a 825 °C. Estas porcelanas se han comparado con el opaco de la porcelana Vita calentada al vacío a 940 °C.

La compatibilidad del Ti (cp) en el sistema metal-porcelana ha sido investigada<sup>25</sup>. El coeficiente de expansión térmica (CET) fue de  $0.41 \times 10^{-6}$  (100-400°C) el cual fue considerablemente más bajo que las aleaciones convencionales para restauraciones metal-cerámicas. Una porcelana experimental (Nissin Dental products Inc., Japón) fue preparada con un CTE de  $8.5 - 809 \times 10^{-6}$ . La fuerza de adhesión al Ti (cp) de la porcelana experimental fue más de 160 Kg/cm<sup>2</sup> la cual fue similar a la fuerza de adhesión entre las aleaciones convencionales y porcelana "VITA". El Ti (cp) presentó una propiedad mecánica intermedia entre el oro y las aleaciones de Ni-Cr y una resistencia más alta a la cesión que ambas aleaciones. La oxidación de la superficie del metal, fue inferior a 800°C, aumentando al acercarse a los 900°C. De esta forma la temperatura de calentamiento debe ser tomada tan baja como sea posible para maximizar la fuerza de adhesión.

La adhesión de una porcelana experimental de baja fusión para Ti y Ti-6Al-4V fue evaluada<sup>26</sup>. La fuerza de adherencia del óxido para Ti (cp) y Ti-6Al-4V a 750°C y 1000°C fue medida en tensión. El efecto de mayor oxidación que ocurre durante la cocción de la porcelana donde fue evaluada, simulando cocciones de porcelanas

sin aplicación de ésta. Utilizando un microscopio de barrido (SEM) se encontró que la porcelana se desprendía del substrato del metal. La adherencia del óxido de los especímenes oxidados a 750°C fue buena, pero estos se oxidaron a 1000°C y exhibieron adherencia al óxido significativamente menor. Los tratamientos de oxidación a 750°C producen películas de óxido muy pequeñas para ser visualizadas en el SEM, mientras que los tratamientos de oxidación a 1000°C producen películas de aproximadamente 1 micrón de grueso. Es importante anotar, que los especímenes de Ti en este estudio fueron fabricados y no colados. Este factor cambió las características de superficie (capa de óxido y pulido).

En el mercado existe una porcelana diseñada por la casa comercial Tanaka Dental Products (Titan-Bond) la cual puede ser procesada sobre el Ti. Esta utiliza retención mecánica primaria más que la formulación de un adhesivo químico. Se debe adicionar pequeñas perlas y retenciones a la estructura metálica como se recomienda generalmente para coronas con resinas acrílicas.

El Ti (cp) forma una capa de óxido gruesa no adherente, el agente de unión cerámico debe ser calentado rápidamente bajo vacío para minimizar la oxidación. Adicionalmente se deben realizar investigaciones para estudiar la efectividad del adhesivo de la porcelana al Ti (cp) y a las aleaciones de Ti.

Pocos estudios, se han realizado para comprobar la adecuada adhesión de la porcelana al Ti. Akagi y cols<sup>50</sup>, en 1992 publicaron un artículo en donde se demostró que una aleación de Ti cuyos componentes son Ti, Níquel, Paladio, y estaño, demostraron una favorable adhesión a la porcelana, gracias al alto contenido de Níquel.

Derant y Hero<sup>51</sup> en el mismo año, calcularon la carga de fractura en cuatro puntos aplicando dos tipos de porcelana; Ohara (J. Morita Osaka. Japan) y Duceratin (Degussa) en donde no se encontraron diferencias en la resistencia de adhesión entre las dos porcelanas, aunque si hubo diferencias significativas en las muestras tratadas con adhesivo de oro.

Oshida y Hashem<sup>52</sup>, afirmaron en el año de 1993 que la superficie del Ti presenta una gran reactividad con el O<sub>2</sub> a altas temperaturas, formando una gruesa capa de TiO<sub>2</sub> la cual dificulta la adhesión de la porcelana como se ha expuesto anteriormente. Ellos concluyeron, que exponiendo la superficie del Ti a una denitridación, se puede controlar la gruesa capa de oxido dando una adhesión satisfactoria con la porcelana.

Gilbert y cols<sup>53</sup>, evaluaron la efectividad de los agentes de adhesión de la porcelana de baja fusión al Ti maquinado, comparandolo con una aleación con alto contenido de Paladio, y con un grupo al cual no se le aplicó agente de

adhesión, en donde se comprobó que cuando se utilizaba un agente adhesivo, la adhesión de la porcelana era similar al grupo de alto contenido de Paladio. Se encontró una baja adhesión cuando no se utilizaba un agente adhesivo.

En la Universidad de Tokushima (Japón) Hanagua y Cols<sup>54</sup> investigaron la difusión de elementos de porcelanas comerciales sobre el Ti durante el calentamiento, formándose una fina capa de Oxido en el Ti; en donde se encontró Potasio, Sodio y Bario, formando este complejo de Oxido; la difusión de estos elementos, puede interferir en la adhesión de la porcelana al Ti.

En estudios realizados en el Hospital de Veteranos de Taichung (Taiwan)<sup>55</sup>, sobre las características de adhesión de la porcelana de baja fusión al Ti puro colado comparado con aleaciones de Paladio, se demostró una diferencia estadísticamente significativa entre las dos aleaciones después de exponerse a varias cocciones concluyendo que existía una mejor adhesión de la porcelana al Paladio, que al Ti.

## **1.5. OBJETIVOS**

### **1.5.1 OBJETIVO GENERAL**

El objetivo general de esta investigación es establecer el grado de adhesión de un sistema de porcelana al Ti Cp utilizando adhesivo y sin él.

### **1.5.2. HIPOTESIS NULA.**

Todos los ciclos de oxidación presentan el mismo grado de adhesión de la porcelana al Ti cp, con y sin adhesivo.

### **1.5.3. HIPOTESIS ALTERNA.**

Al menos un tratamiento de superficie difiere en el grado de adhesión de acuerdo al ciclo de oxidación y su tratamiento con o sin adhesivo.

## **2. METODO**

### **2.1 TIPO DE ESTUDIO**

Este es un estudio de laboratorio .

### **2.2. UNIDAD DE ANALISIS**

Las diferentes estructuras de Ti (cp) colados, en especímenes rectangulares de 1 cm por 1 cm por 2 mm de espesor los cuales se seleccionaron con base a los criterios de inclusión.

Para la colocación de la porcelana se tuvo en cuenta los esquemas de sinterización recomendados por la casa comercial Noritake Ti 22 (tabla N.5) y posteriormente las 120 láminas de Ti (cp) se dividieron en los siguientes grupos de acuerdo a los diferentes tratamientos de superficie (Tabla N. 6a -6b), utilizando por cada grupo 60 láminas dividiendo cada grupo e 6 tratamientos diferentes de superficie.

**TABLA N. 5 Esquema de Bizcochado de la porcelana Noritake Ti22**

	Tratamiento de oxidación*	Adhesivo de porcelana	Opaco de porcelana	Cuerpo de porcelana
Tiempo de secado	3 min	5 min	5 min	5 min
Temperatura mínima	300°C	500°C	500°C	500°C
Vacio	300°C	500°C	500°C	500°C
Elevación de T°	50°C/min	50°C/min	50°C/min	40°C/min
Nivel de vacio	74cm/Hg	72cm/Hg	72cm/Hg	72cm/Hg
Eliminación de vacio	300°C	790°C	760°C	750°C
Tiempo de espera	3 min	—	—	—
Temperatura máxima	500°C	800°C	780°C	760°C

**Esquema de Bizcochado de la porcelana Noritake Ti22**

\*Temperaturas y Tiempos dados para cada grupo de muestras (Pag . 30)

**TABLA N. 6a División del grupo A de investigación**

		Temperatura grados C	Tiempo en minutos.
GRUPO A Con adhesivo	Grupo A1a	300-600°C	3 min.
	Grupo A1b	300-600°C	4 min.
	Grupo A2a	400-700°C	3 min.
	Grupo A2b	400-700°C	4 min.
	Grupo A3a	500-800°C	3 min.
	Grupo A3b	500-800°C	4 min.

GRUPO A: Colocación de adhesivo patentado por Noritake Ti22

**TABLA N. 6b División del grupo B de investigación**

		Temperatura grados C	Tiempo en minutos.
GRUPO B Sin adhesivo	Grupo B1a	300-600°C	3 min.
	Grupo B1b	300-600°C	4 min.
	Grupo B2a	400-700°C	3 min.
	Grupo B2b	400-700°C	4 min.
	Grupo B3a	500-800°C	3 min.
	Grupo B3b	500-800°C	4 min.

GRUPO B: Colocación directa de opacador sin adhesivo.

## 2.3. DEFINICION DE VARIABLES

### 2.3.1. Variables dependientes

**Grado de Adhesión de la porcelana al metal:**

**Definición conceptual:**

La adhesión es considerada como la unión química por atracción de dos moléculas diferentes.

**Definición operacional:**

La adhesión de la porcelana a la aleación esta dada por cuatro mecanismos como son:

Unión de la porcelana al metal por medio de la capa de óxido inherente al metal, unión química por medio de fuerzas de Vander Vals, diferencia en los coeficientes de expansión térmica y retención mecánica (dada por el arenado con óxido de Aluminio). Los tres primeros mecanismos se encuentran relacionados con las temperaturas y tiempos a las que son sometidas las aleaciones.

**Definición real.**

La adhesión se puede demostrar mediante pruebas de laboratorio estableciendo la fuerza que puede recibir los materiales antes de desprenderse. Los tipos de fuerzas pueden ser tensionales, compresivos o tangenciales, utilizando instrumentos que midan la carga recibida

**2.3.2. Variables independientes.**

Se tomaron en cuenta dos variables que pueden influir en la adhesión de la porcelana al metal. La temperatura a la que puede exponerse un metal en el horno esta relacionada con la cantidad de óxido que pueda generar el metal para poder adherirse a la porcelana. El tiempo al que sea expuesto a una

temperatura determinada aumenta o disminuye la capa de óxido generada en el metal

### 2.3.3. Variables intervinientes.

#### 1. Adhesivo

##### Definición conceptual:

Es la película o material que se aplica al metal para mejorar la adhesión y ayudar a la humectación de un material sobre otro.

### 2.4. INSTRUMENTO

El instrumento para la recolección de datos se utilizó para cada grupo con sus correspondientes réplicas. (Tabla N. 5. Ejemplo de instrumento utilizado para la recolección de datos en el momento de la aplicación de la fuerza).

GRUPOA1a	CAPACIDAD DE ADHESION	
	Kg/cm2	Mpa
A1a1		
A1a2		
A1a3		
A1a4		
A1a5		
A1a6		
A1a7		
A1a8		
A1a9		

TABLA N. 5. INSTRUMENTO PARA RECOLECCION DE MUESTRAS

## 2.5. PROCEDIMIENTO

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 utilizó una piedra por cada muestra realizado con motor eléctrico de 35000 revoluciones por minuto.

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.

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

\*\* Rematian, Dentaaurum Inc. USA

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

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\*.

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.

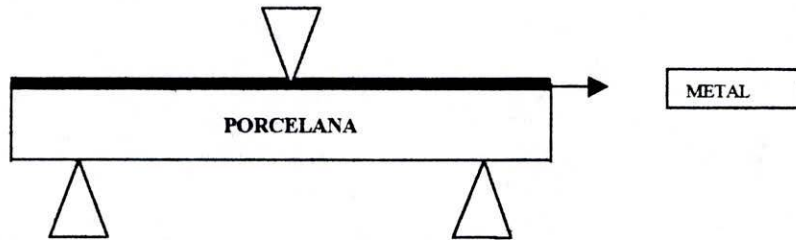
Se utilizó un horno programable Para porcelana Dentomat II\*\* para la sinterización de la porcelana siguiendo los tratamientos de superficie descritos en la unidad de análisis (2.2).

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

\* Noritake Ti22, Noritake Co. Nagoya Japón)

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

**DIAGRAMA N.2. Esquema de prueba de tres puntos ISO 6872**



## **2.6. 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.

### 3. RESULTADOS

Las pruebas estadísticas se realizaron en 120 láminas que cumplieron los criterios de inclusión .

Del análisis de los resultados con el método estadístico SAS (Tablas 6 a 18) del grupo A1a (láminas con adhesivo con un ciclo de oxidación de 300 a 600°C por 3 minutos), se obtuvo un promedio de 51.16 Kg/cm<sup>2</sup> con una Ds (desviación estandar) de 11.48, el número de replicas para este grupo fue 10 según criterios de inclusión. Ala mayor resistencia adhesiva (Anexo N. 13 ) del grupo se le realizó evaluación al microscopio electrónico de barrido observando espacios no continuos entre el metal – adhesivo y porcelana. El grupo A1b (Grupo con adhesivo, ciclo de oxidación de 300 a 600°C por 4 minutos) fue de 10 muestras según criterios de inclusión presentando un promedio de 46.08 Kg/cm<sup>2</sup> (DS= 10.72), la valoración de la muestra más alta en resistencia adhesiva al microscopio electrónico demostró que existían algunas zonas en donde se observaban espacios entre metal – adhesivo y porcelana de manera continua en algunas zonas.

El grupo A2a ( láminas con adhesivo , con ciclo de oxidación de 400 a 700°C por 3 minutos) obtuvieron un promedio 41.61 Kg/cm<sup>2</sup> (DS= 13.83, N= 10) mientras

que el grupo A2b (Grupo con adhesivo con un ciclo de oxidación de 400 a 700°C por 4 minutos) obtuvo un promedio de 55.36 Kg/cm<sup>2</sup> (DS 16.52 N= 10), observándose microscópicamente similitudes en cuanto no se encuentran zonas de espacios entre el metal – adhesivo – porcelana.

En el grupo A3a (tratamiento con adhesivo con ciclo de oxidación de 500 a 800°C) el promedio de resistencia adhesiva fue de 42.55 (DS=4.37 N=10), evidenciando al SEM porosidades no continuas entre el metal – adhesivo – porcelana. Para el grupo A3b (láminas con adhesivo con ciclo de oxidación entre 500 a 800°C por 4 minutos) el promedio fue de 48.30 (DS = 12.93 N= 10) observando en el SEM porosidades entre el metal – adhesivo – porcelana.

En el grupo B1a (láminas de Ti cp, sin adhesivo, con ciclo de oxidación entre 300 y 600°C por 3 minutos) el promedio fue de 41.69 (DS=15.86 N= 10), al SEM no se observan porosidades en la interfase metal – porcelana. El grupo B1b (láminas sin adhesivo con ciclo de oxidación entre 300 a 600°C por 4 minutos) obtuvo un promedio de 33.61 (DS= 9.57 N=10) al observar la lámina que mayor resistencia adhesiva obtuvo al Sem se observó porosidad en la interfase metal – porcelana.

El promedio en el grupo B2a (grupo con adhesivo con ciclo de oxidación de 400 a 700°C) fue de 33.24 (DS= 8.93 N=10) al Sem se observa un espacio en la interfase metal – porcelana con zonas aún de adhesión. El promedio en el grupo

B2b (grupo sin adhesivo con ciclo de oxidación de 400 a 700°C) fue de 27.52 (DS= 8.75 N=10) al Sem se observa un espacio en la interfase metal – porcelana con zonas aún de adhesión.

El promedio en el grupo B3a (grupo con adhesivo con ciclo de oxidación de 500 a 800°C) fue de 42.10 (DS= 12.08 N=10) al Sem se observa un espacio en la interfase metal – porcelana con zonas aún de adhesión, pero con fallas cohesivas en algunos sitios entre las capas de porcelana. El promedio en el grupo B3b (grupo sin adhesivo con ciclo de oxidación de 500 a 800°C) fue de 34.48 (DS= 8.40 N=10) al Sem se observa un espacio en la interfase metal – porcelana con zonas aún de adhesión, pero con fallas cohesivas en algunos sitios entre las capas de porcelana.

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 (Anexo N. 13)

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/cm2 . 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 estandar.

**Resultados obtenidos para el grupo A y sus réplicas (Tabla N.7)**

GRUPO	Kg/cm2	Mpa
A1a1	53.60	5.25
A1a2	47.20	4.62
A1a3	54.00	5.29
A1a4	40.00	3.92
A1a5	76.67	7.51
A1a6	46.67	4.57
A1a7	44.58	4.37
A1a8	39.50	3.87
A1a9	58.30	5.71
A1a10	51.60	5.06

TABLA N.7. Grupo A1a Con adhesivo degasificación 300 a 600° por 3 minutos

**Resultados obtenidos para el grupo A1b y sus réplicas (Tabla N.8)**

	Kg/cm2	Mpa
A1b1	41.43	4.06
A1b2	46.79	4.58
A1b3	57.78	5.66
A1b4	34.52	3.38
A1b5	48.53	4.75
A1b6	58.20	5.70
A1b7	58.10	5.69
A1b8	28.75	2.81
A1b9	40.63	3.98
A1b10	58.10	5.69

**TABLA N. 8. Grupo A1b Con adhesivo, degasificación 300° a 600°C por 4 minutos**

**Resultados obtenidos para el grupo A2a y sus réplicas (Tabla N.9)**

	Kg/cm2	Mpa
A2a1	59.44	5.82
A2a2	27.50	2.69
A2a3	35.67	3.49
A2a4	21.67	2.12
A2a5	56.67	5.55
A2a6	51.60	5.06
A2a7	47.14	4.62
A2a8	27.70	2.71
A2a9	47.14	4.62
A2a10	58.20	5.70

**TABLA N. 9. Grupo A2a Con adhesivo, degasificación 400° a 700°C por 3 minutos**

**Resultados obtenidos para el grupo A2b y sus réplicas (Tabla N.10)**

	Kg/cm2	Mpa
A2b1	60.00	5.88
A2b2	42.40	4.15
A2b3	36.15	3.54
A2b4	67.40	6.60
A2b5	56.30	5.52
A2b6	27.50	2.69
A2b7	53.85	5.28
A2b8	54.22	5.31
A2b9	82.50	8.09
A2b10	67.40	6.60

**TABLA N. 10. Grupo A2b Con adhesivo, degasificación 400° a 700°C por 4 minutos**

**Resultados obtenidos para el grupo A3A y sus réplicas (Tabla N.11)**

	Kg/cm2	Mpa
A3a1	45.00	4.41
A3a2	47.50	4.65
A3a3	49.00	4.80
A3a4	42.40	4.15
A3a5	42.50	4.16
A3a6	37.40	3.66
A3a7	35.50	3.48
A3a8	40.50	3.97
A3a9	43.20	4.23
A3a10	42.40	4.15

**TABLA N. 11. Grupo A3a Con adhesivo, degasificación 500° a 800°C por 3 minutos**

**Resultados obtenidos para el grupo A3b y sus réplicas (Tabla N.12)**

	Kg/cm2	Mpa
A3b1	30.20	2.96
A3b2	41.00	4.02
A3b3	48.80	4.78
A3b4	60.50	5.93
A3b5	53.12	5.20
A3b6	41.25	4.04
A3b7	72.10	7.07
A3b8	52.00	5.09
A3b9	35.80	3.61
A3b10	58.75	5.76

**TABLA N. 12. Grupo A3b Con adhesivo, degasificación 500° a 800°C por 4 minutos**

**Resultados obtenidos para el grupo B1a y sus réplicas (Tabla N.13)**

	Kg/cm2	Mpa
B1a1	38.70	3.79
B1a2	41.25	4.04
B1a3	28.20	2.76
B1a4	57.60	5.64
B1a5	41.00	4.02
B1a6	40.00	3.92
B1a7	25.20	2.47
B1a8	58.75	5.76
B1a9	34.52	3.38
B1a10	35.67	3.49

**TABLA N. 13. Grupo B1a Sin adhesivo, degasificación 300° a 600°C por 3 minutos**

**Resultados obtenidos para el grupo B1b y sus réplicas (Tabla N.14)**

	Kg/cm2	Mpa
B1b1	20.32	1.99
B1b2	29.30	2.87
B1b3	41.43	4.06
B1b4	40.63	3.98
B1b5	45.89	4.50
B1b6	34.45	3.37
B1b7	27.50	2.69
B1b8	38.12	3.73
B1b9	34.45	3.37
B1b10	37.40	3.66

**TABLA N. 14. Grupo B1b Sin adhesivo, degasificación 300° a 600°C por 4 minutos**

**Resultados obtenidos para el grupo B2a y sus réplicas (Tabla N.15)**

	Kg/cm2	Mpa
B2a1	34.45	3.37
B2a2	24.25	2.37
B2a3	26.62	2.61
B2a4	36.15	3.54
B2a5	27.82	2.72
B2a6	48.10	4.71
B2a7	27.50	2.69
B2a8	37.90	3.71
B2a9	34.75	3.40
B2a10	37.40	3.66

**TABLA N. 15. Grupo B2a Sin adhesivo, degasificación 400° a 700°C por 3 minutos**

**Resultados obtenidos para el grupo B2B y sus réplicas (Tabla N.16)**

	Kg/cm2	Mpa
B2b1	26.67	2.61
B2b2	25.41	2.05
B2b3	27.40	2.68
B2b4	36.67	3.59
B2b5	22.67	2.22
B2b6	12.80	1.25
B2b7	26.67	2.61
B2b8	41.88	4.10
B2b9	24.25	2.37
B2b10	27.82	2.72

**TABLA N. 16. Grupo B2b Sin adhesivo, degasificación 400° a 700°C por 4 minutos**

**Resultados obtenidos para el grupo B2a y sus réplicas (Tabla N.17)**

	Kg/cm2	Mpa
B3a1	45.71	4.48
B3a2	54.17	5.31
B3a3	42.40	4.15
B3a4	37.40	3.66
B3a5	25.42	2.49
B3a6	35.50	3.48
B3a7	43.13	4.22
B3a8	30.20	2.96
B3a9	41.25	4.04
B3a10	48.80	4.78

**TABLA N. 17. Grupo B3a Sin adhesivo, degasificación 500° a 800°C por 3 minutos**

**Resultados obtenidos para el grupo B3b y sus réplicas (Tabla N.18)**

	Kg/cm2	Mpa
B3b1	40.42	3.96
B3b2	28.54	2.79
B3b3	38.70	3.79
B3b4	25.20	2.47
B3b5	35.80	3.61
B3b6	41.25	4.04
B3b7	28.20	2.76
B3b8	25.20	2.47
B3b9	48.80	4.78
B3b10	41.25	4.04

**TABLA N. 18. Grupo B3b Sin adhesivo, degasificación 500° a 800°C por 4 minutos**

#### **4. DISCUSION.**

Las pruebas más utilizadas para determinar el grado de adhesión de dos materiales son las pruebas de esfuerzo. Estas sirven para determinar si la interfase, en este caso metal pocelana, falla. Las fuerzas ejercidas pueden ser de tres tipos; estas son: de compresión, tensión o torsionales. A través de la revisión de diferentes reportes, 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 existía diferencias estadísticamente significativas 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 donde a las muestras no se les colocó 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 que manejó la misma temperatura y tiempo de oxidación sin adhesivo.

Comparando los resultados con otros estudios de adhesión de la porcelana a diferentes aleaciones (Tabla N.19), en 1979 McLean realizó 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. Sin embargo no se pueden extrapolar estos resultados con la investigación actual por no tener la misma prueba de adhesión, ya que en la prueba de los cuatro puntos la fuerza no es puntual sino de superficie.

En investigaciones realizadas por Yamamoto 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 (Tabla N. 20), Derant y Hero 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 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. Pang y Colaboradores realizaron pruebas de tres puntos en Ti colado y torneado utilizando porcelana Duceratin obteniendo resultados promedios que variaban de 43.81 a 39.56 Kg/cm<sup>2</sup> siendo valores inferiores a los encontrados en esta investigación.

AUTOR	ALEACION	PORCELANA	RESISTENCIA ADHESIVA Kg/Cm <sup>2</sup>	PRUEBA
Mc Lean, 1979	Alto contenido de Au	Vita, VMK – 68	150	4 puntos
Yamamoto, 1984	Alto contenido de Pd	Vita, VMK – 68	180	Digital
Weiss, 1977	Metales bases Ni – Cr	Vita, VMK – 68	160	3 puntos

**TABLA N. 19. COMPARACION DE ADHESION DE LA PORCELANA CON ALEACIONES CONVENCIONALES.**

AUTOR	ALEACION	PORCELANA	RESISTENCIA ADHESIVA Kg/Cm <sup>2</sup>	PRUEBA
Derant – Hero, 1992	Ticp sin adhesivo	Duceratin O'hara	140	4 puntos
	Ticp con adhesivo		160	
Pang, 1995	Ticp colado	Duceratin O'hara	43.81	3 puntos
	Ticp torneado		39.56	
Arango – Lara, 1998	Ticp A2v	Noritake	53.36	3 puntos
	Ticp A1v		51.16	

**TABLA N. 20. COMPARACION DE ESTUDIOS DE ADHESION AL TICP.**

## 5. 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.
- Debe señalarse que el grupo que mayor resistencia adhesiva presentó (A2b) no siguió las recomendaciones de la casa fabricante de la porcelana utilizada en este estudio (NoritaKe Ti 22).

## 6. RECOMENDACIONES

Después de realizar el trabajo de investigación se presentan a consideración las siguientes recomendaciones:

- Profundizar en el estudio del SEM sobre la causalidad de las fallas y el comportamiento (espesor ideal) de la capa de óxido del Ti.
- Considerar la influencia favorable de los agentes acondicionadores aplicados a la superficie del Ti cp.
- Continuar adelantando estudios orientados a identificar de manera más precisa la problemática adhesiva de la porcelana al Ti cp.
- Proponer la estandarización de pruebas diseñadas para estudios de adhesión de la porcelana al metal.

## 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 Designe 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- Dalmau, 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 Sensivity 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 Hiersensitivity., 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 Edentolous Patients. Int. J. Prosthodont., 3: 17, 1990.
21. Kassemo, B.: Biocompatibility of Titanium Implants: Surface Science aspects. J. Prosthet. Dent. 49:832-837,1983.
22. Kassemo, 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 Aplication 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 Wlfare, 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. Adel.
31. Kirk - Othmer: Encyclopedia of Chemical Technology. Third Edition, Vol.23, John Wiley & Sons, New York, 98 - 130.

32. Parr, G. R.: Titanium: The Mystery metal of Implant Dentistry Dental Material Aspects. *J. Prosthet. Dent.* 54: 410-414, 1985.
33. Metals Handbook. Ninth Edition, Vol. 3. Properties and Selection: Stainless Steels, Tool Materials and Special-Purpose Metals. American Society for Metals, Metals Park, Ohio, 1980.
34. Newman, J. R.: Titanium Castings. In: Metals Handbook Ninth Edition, Vol.3. American Society of Metals, Metal Park, Ohio, 407-412, 1980.
35. Metals Handbook Ninth Edition. Vol. 3. Titanium Welding. American Society of Metals. Metal Park, Ohio, 1980.
36. Karen, S., and Fraker, A.: Anodic Polarization Behavior of Ti-Ni and Ti6Al-4V in Simulated Physiological Solutions. *J. Dent. Res.* 59:1590-1596, 1980.
37. Bruce, D., Evje, D., and Melsom, S.: Corrosion of Gold Alloys and Titanium in Artificial Saliva. *Scand. J. Dent. Res.* 90:168-171, 1982.
38. Craig, R. G.: Restorative Dental Materials. Base Metal Alloys. The C. V. Mosby Co., Baltimore, 411, 1989.
39. Hamanaka, I., Doi, H., Yoneyama, T. And Okuno, O.: Dental Castings of Titanium and Ni-Ti Alloys by a New Casting Machine., *J. Dent. Res.* 68:1529-1533, 1989.
40. Sunnerkrantz, P. A., Syverud, M., and Hero, H.: Effect of Casting Atmosphere on The Quality of Ti Crowns. *Scand. J. Dent. Res.* 98:268-272, 1990.
41. Hruska, A.: A novel Method for Vacuum Casting Titanium. *Int. J. Prosthodont.* 3:142-145, 1990.
42. Taira, M., Moser, J. b., and Greener, E. H.: Face Coats for Dental Casting of Titanium alloys. *J. Dent. Res.*, IADR/AADR Abstract No 1282, 1985.
43. Mueller, H. J., Giuseppetti, A. A., and Waterstrat, R. M.: Phosphate- Bonded Investment Materials for Titanium Casting. *J. Dent. Res.*, IADR/AADR Abstract 2072, 1990.
44. Operations Instructions Manual No. 4. Cyclarc Casting System (Titanium Crowns and Bridges) ; Titavest, CB Investment, J. Morita Co., Osaka Japan, 1990.
45. Effect of Mold Temperature on the Mechanical Properties of Titanium Castings. Department of Research and Development at J. Morita Corporation, Osaka, Japan, 1989.
46. Waterstrat, R. M., Rupp, N. W., and Franklin, O.: Production of a Cast Titanium Base Partial Denture. *J. Dent. Res.* IADR/AADR Abstract No. 717, 1990.
47. Malone, Koth., Teoría y Practica en Prostodoncia Fija. Tylman's.
48. Rosenstiel.
49. Yamamoto. M., Metal Ceramics. Principles and Methods of Makoto Yamamoto. Quintessence 1985.
50. Akagi. K., Okamoto. Y., Matsuana. T., Haribe. T., Properties of Test Metal Ceramic Titanium Alloys., *J. Prosthet. Dent.* 68. No 3. 1992.
51. Derant y Hero., Bond Strength of Porcelain on Cast versus Wrought Titanium. *Scand J. Dent Res.* 100; 3., 1992.
52. Oshida Y., Hashem A., Titanium Porcelain Sistem. Part I. Oxidation Kinetics of Nitridet Pure Titanium, Simulated To Porcelain Fiting Process., *Biomed Mater Eng: Vol 3. No 4., 1993.*
53. Gilbert. J. L. Coveg. D. A., Lautenschlaguer E. P., Bond Characteristics of Porcelain Fused to Milled Titanium. *Dent Mater.* Vol 10. No. 2., 1994.
54. Hanagua T., Kon M., Owkawa S., Asaoka K. Diffusion of Elements in Porcelain in to Titanium Oxide. *Dent Mater.* Vol. 13. No. 2., 1994.
55. 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.
56. 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