

1 83931

00645

**USO DEL TITANIO PARA LA FABRICACION DE RESTAURACIONES
FIJAS EN PROSTODONCIA**

PRESENTADO POR :

CLAUDIA PATRICIA BUSTAMANTE MEJIA

BLANCA ADRIANA DIAZ SAENZ

DIANA ROCIO GARCIA PULECIO

ANDREA DEL PILAR LEON GONZALEZ

VIVIAN PATRICIA MARIN ELIZALDE

TUTOR :

DR. ANDRES FELIPE GUZMAN DURAN

PRESENTADO A :

DR. JORGE HERNANDO ARANGO MEJIA



COLEGIO ODONTOLÓGICO COLOMBIANO

OCTUBRE, 1997

SANTAFÉ DE BOGOTÁ, D.C.

AGRADECIMIENTO

Agradecemos de manera muy especial , a nuestro tutor , el Doctor Andrés Felipe Guzmán Durán , por su dedicación y paciencia para la elaboración de esta investigación.

Mil gracias por habernos brindado con tanto agrado sus conocimientos sobre el tema y guiado profundamente la investigación que hemos realizado.

DEDICATORIA

Queremos expresar nuestro reconocimiento y gratitud a nuestros padres, quienes paso a paso nos acompañaron y orientaron en este proceso de formación profesional.

Mil gracias a todos ellos, quienes nos brindan su apoyo incondicional ; sin ellos, no sería posible lograr nuestros objetivos.

TABLA DE CONTENIDO

1. INTRODUCCIÓN

2. OBJETIVOS

2.1. OBJETIVO GENERAL

2.2. OBJETIVOS ESPECIFICOS

3. GENERALIDADES DEL TITANIO

3.1. PROPIEDADES FÍSICAS

3.2. PROPIEDADES QUÍMICAS

3.3. ALEACIONES

4. BIOCOMPATIBILIDAD DEL TITANIO

5. RESISTENCIA DEL TITANIO A LA CORROSIÓN

6. CLASIFICACIÓN DE LAS RESTAURACIONES FIJAS FABRICADAS CON TITANIO

6.1. MAQUINADAS

6.2. COLADAS

7. TITANIO PARA RESTAURACIONES COLADAS TITANIO PARA RESTAURACIONES MAQUINADAS

8. SISTEMA PROCERA

9. UNIÓN DE LA PORCELANA AL TITANIO

10. EVALUACIÓN CLÍNICA Y DE LABORATORIO DE LAS
RESTAURACIONES FABRICADAS CON TITANIO.

11. CONCLUSIONES

12. BIBLIOGRAFÍA.

1. INTRODUCCIÓN

Las restauraciones fabricadas para ser usadas en la cavidad oral deben cumplir con requerimientos funcionales y estéticos.

Por lo tanto los materiales odontológicos deben resistir altas fuerzas concentradas en un medio ambiente propicio para la corrosión como en el medio oral.

Es decir, que los materiales usados en el área odontológica deben tener como una de sus principales características alta resistencia a la corrosión.

El titanio por sus excepcionales propiedades físicas como son : biocompatibilidad, resistencia a la corrosión, adecuado módulo de elástico, y baja densidad, está siendo utilizado para la fabricación de las restauraciones dentales y ha sido considerado el metal del futuro.

El titanio ha sido usado en : la industria aeroespacial, marina, ejes de artillería, componentes para bombas, válvulas , compresores, partes de automotores, cubiertas de barcos. En el campo médico también ha sido utilizado para la fabricación de aparatología cardiaca y a nivel odontológico en las áreas de implantología y prostodoncia.

El titanio brinda al paciente y al odontólogo la oportunidad de realizar un tratamiento con calidad ya que este material ofrece una excelente adaptabilidad clínica.

Adicionalmente , el titanio comparado con el Oro (Au) es un material de bajo costo debido a su gran abundancia en la naturaleza.

Sin embargo , el titanio presenta dificultades en su manejo industrial. Debido a su alto punto de fusión , produce una gran cantidad de óxido durante su manipulación a altas temperaturas.

Esto ha hecho que los primeros sistemas para fabricar restauraciones a base de titanio fueran de tipo maquinadas.

La introducción de hornos que funcionaran con una cámara de argón ha hecho posible la fabricación de restauraciones de titanio con un proceso de colado.

Estos dos procesos han abierto un número indefinido de nuevas posibilidades en la terapia protodóntica en nuestros pacientes.

Es importante, sin embargo revisar la literatura concerniente al titanio para poder evaluar críticamente y objetivamente su uso a nivel más práctico en la odontología cotidiana Colombiana.

Brindar la oportunidad al profesional de conocer el titanio como material óptimo para la fabricación de restauraciones fijas en protodencia

2. OBJETIVOS

2.1. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

2.1.1. OBJETIVO GENERAL

Brindar la oportunidad al profesional, de conocer el titanio como material óptimo para la fabricación de restauraciones fijas en prostodoncia.

Comentar al resto del Comité sobre los profesionales para obtener las restauraciones óptimas.

2.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- * Reafianzar las propiedades físicas y químicas del titanio comprobando la adaptabilidad y biocompatibilidad en los tejidos orales.
- * Ofrecer una nueva alternativa a los pacientes para su rehabilitación oral.
- * Fomentar el uso del Titanio entre los profesionales para obtener las restauraciones óptimas.

3. GENERALIDADES

Desde la invención de la amalgama, ningún metal ha cambiado la odontología más que el titanio ; aunque se descubrió hace más de 200 años por Wilhelm Gregor ¹, un clérigo británico , las propiedades únicas del titanio permanecieron desconocidas casi un siglo y medio.

Tomó gran explosión de tecnología después de la segunda guerra mundial, las demandas de tecnología de la era del espacio y la prohibición del uso del titanio en contra de la corriente popular.

El titanio figura como el noveno en abundancia de los elementos encontrados sobre la superficie de la tierra, el metal consiguió su nombre por el químico alemán Martin Heinrich Klaproth en 1.795, correspondiendo a una ilusión de la mitología griega "Titanes" , la encarnación de la fuerza natural. ²

El titanio no existe naturalmente en estado puro más bien , se encuentra como un óxido en los minerales y en las arenas de Australia. Brasil, Canadá y estados Unidos.

A fin de obtener un material puro, en 1.925 Van Arkel y De Boer ¹ , desarrollaron la técnica de refinamiento por medio de el titanio tetraiodo , aunque el material se encontró para ser más dúctil en 1.930, cuando Kroll convirtió el titanio en tetracloruro por clorhídrico en presencia de carbón que usa el magnesio como un agente reductor en la atmósfera de argón , obteniendo el metal puro en forma de esponja.

Debido a la gran reactividad de los metales a altas temperaturas, Kroll, usó un horno de arco al vacío con la esponja sumergida en agua fría para enfriar el crisol.

En nuestros días el titanio es usado en la industria aeroespacial donde partes de gran dureza, liviano peso y resistencia a altas temperaturas de requieren en el campo de la química donde la alta resistencia a la corrosión es esencial, y debido a sus cualidades excepcionales , está siendo usado en implantes quirúrgicos.

La primera vez que el titanio puro fue comercial considerado para implantes dentales fue en 1.940, cuando fué implantado en animales de laboratorio , se encontró que era bien tolerado ³ después de esto comenzó a ser usado frecuentemente en otros campos clínicos, y los

reportes comenzaron a aparecer en literatura especializada en ortopedia y neurocirugía.

La dureza del titanio al combinarlo con otros materiales, lo introdujo a la ciencia médica, para las prótesis de cadera, dispositivos de fijación de fractura, y la fabricación de dispositivos bio-sumergibles como los marcapasos.⁴

El metal Titanio pasa por cuatro pasos principales durante el proceso de mineral metalífero hasta el producto final:

- * La reducción del mineral metalífero de Ti a una forma porosa del Ti llamada "esponja"
- * El fundimiento de la esponja para formar un "lingote".
- * Fabricación primaria en donde los lingotes son convertidos en productos generales de fábrica.
- * Una fabricación secundaria son las formas finales de éstos productos de fábrica.

En cada uno de estos pasos, las propiedades físicas y químicas del Titanio en forma final podrían ser afectados por cualquiera de varios factores, ó por una combinación de factores, los más importantes son:

- a. Una cantidad específica de elementos e impurezas de las aleaciones.
- b. El proceso de fundición usado para hacer lingotes
- c. El método para trabajos mecánicos de lingotes a productos de fábrica.
- d. El paso final empleado en trabajos, fabricaciones o tratamiento de calor.

Debido a que las propiedades del Titanio son influenciadas fácilmente, los procesos deben tener un gran control en las condiciones en que es llevado al mismo tiempo. Las características del Titanio hacen posible para las industrias del Titanio, servir un gran rango de aplicaciones con un número mínimo de grados y de aleaciones.

La variable térmica o el proceso mecánico, ó ambas, llevan a un rango de propiedades especiales que se pueden producir con el Titanio puro comercial, y con las aleaciones del Titanio.

El control de la materia prima es muy importante en la producción del Titanio y sus aleaciones, por que hay muchos elementos que en pequeñas cantidades pueden tener grandes efectos en las propiedades del metal en su toma final. La materia prima utilizada en la producción de Titanio es:

* Titanio en la forma de metal esponja

* Elementos de aleación.

* Fragmento de Titanio reutilizable.⁵ (*Properties of Titanium, 1990*)

3.1. PROPIEDADES FÍSICAS

INORGÁNICO

Es el primer miembro del Grupo IV B de la Tabla Periódica. Tiene 4 electrones de valencia, es el más estable en estado de valencia. Los estados de valencia bajos T (II) y T. (III) existe, pero estos se oxidan fácilmente a un estado tetravalente por el aire, agua u otros agentes oxidantes.

El Titanio puede expandir su grupo externo de electrones y puede formar un gran número de compuestos adicionales coordinando otras sustancias teniendo un átomo donante, eg, oxígeno o sulfato. La forma más comercial son el dióxido de Titanio. El Dióxido de Titanio es ampotérico, dando una serie de titanatos también como sales de T. (IV) , los cuales se hidrolizan fácilmente en una solución acuosa.

Sistema Titanio-Hidrógeno

La absorción de Hidrógeno por Titanio es un proceso reversible, procediendo rápidamente a temperaturas por encima de los 400 °C. Hasta un máximo de composición $TiH_{1.7}$ más de la absorción de Hidrógeno. A cada temperatura y composición del sólido, hay un equilibrio de la presión de Hidrógeno.

El hidróxido de Titanio es un polvo gris suave con apariencia metálica, contiene Ca 4 wt% Hidrógeno, es estable con el aire y tiene una densidad de 3.9 gr/cm³. Cuando es calentado a 600°C, se descompone y el Hidrógeno liberado es una fuente conveniente de Hidrógeno puro. Detalles experimentales le han dado uso al Titanio para purificar cilindros de Hidrógeno alterando la formación y descomposición del Hidruro de Titanio.

El Hidruro de Titanio ha sido utilizado como punto inicial para la

preparación de boruros de titanio, nitruros y silicas. El Hidrógeno desarrollado prevee una conveniente reducción de atmósfera.

Ha sido utilizado para formar sellos de vidrio o cerámica - a metal y, para producir revestimientos en cobre o en metales niquelados. Actúa como catalizador en la hidrogenación de ciertos compuestos orgánicos no saturados.

Sistema Titanio-Boro

Es un sólido gris, cristalino que no es atacado por ácidos clorhídricos o sulfúricos, pero se disuelven lentamente a temperaturas de ebullición. Se disuelven rápidamente con mezclas de ácido nítrico y peróxido de hidrógeno o ácido sulfúrico.

El diburato de titanio se puede combinar directamente metaltitanio o hidruro con boro a 2000°C.

Sistema Titanio-Carbón

Muy difícil de preparar TiC que esté libre de impurezas, eg, oxígeno e hidrógeno y otras variaciones en parámetro entre enlaces y valores de densidad.

Compuestos de Titanio (Inorgánico)

Sistema Titanio-Nitrógeno

El Titanio disuelve el nitrógeno hasta un contenido de < 20 a % Ti No.

23.

Nitruro de Titanio

No es atacado por ácidos excepto por agua en ebullición , y se descompone con álcalis en ebullición con la evolución de amoniaco. Es estable al calor bajo vacío; cuando es calentado en una atmósfera de oxígeno y óxido nítrico, o dióxido de carbono, se oxida rápidamente.

Hidrógeno, Nitrógeno y Monóxido de carbono no reacciona con el.

El amoniaco ha sido utilizado como fuente de nitrógeno bajo las siguientes condiciones:

1. Reacción de Dióxido de titanio con amoniaco a 1100-1500 °C.
2. Reacción del Tetracloruro de titanio con amoniaco a 1400°C.
3. Reacción de Hídrido de titanio con amoniaco a 1000° x 100 H.
4. Calentamiento de Dióxido de titanio finamente dividido con hidruro de calcio para formar titanio nitrógeno ó amoniaco. Es admitido en la zona de reacción caliente con titanio, formando nitruro de titanio.

El Nitruro de titanio es un polvo, café amarillento que después de procesado puede ser pulido a un espejo a marillo oro.

Nitrato de Titanio

La reacción prolongada de dióxido nitrógeno líquido en el tetracloruro de titanio a menos de 60 °-a menos de 20 °C. Produce un compuesto

intermedio $2\text{TiCl}_4 \cdot 3\text{N}_2\text{O}_4$; el cual se descompone en la presencia de dióxido de nitrógeno en exceso para formar cloruro nitrosil y nitrato de titanio. El nitrato de titanio es un polvo, amarillo claro estable en un tubo sellado a temperatura ambiente, es menos sensitivo a la humedad que el tetracloruro de titanio y no se evapora en el aire.

Pentóxido de Titanio

También se puede hacer calentando el metal de titanio, con dióxido de titanio o por reducción del dióxido de titanio con hidrógeno o con monóxido de carbón. Es un sólido, azul negrusco con un brillo metálico. La formación de una película de óxido en la superficie de metal de titanio es importante por cuanto mejora la habilidad del metal para resistir la corrosión.

Dióxido de titanio

Ocurre naturalmente en tres formas cristalinas:

Anatase, brookite o rutilo.

Aunque la anatase y rutilo son hexagonales, no son isomorfas.⁶ (**Clinical up study of ceramic, 1990**)

Las propiedades del moldeo fueron mucho mejores usando magnesio, que silicio doble sulfato.

El titanio es considerado por tener las siguientes ventajas sobre otras aleaciones para moldes dentales :

- * La gravedad específica es mas o menos la mitad de la del Níquel y Cobalto.

- * Las propiedades mecánicas del titanio puro son casi iguales a las aleaciones de oro.

Hay dos formas para moldear el titanio puro y sus aleaciones:

- * Utilizando la técnica convencional de moldeo dental, que se hace moldeando y formando aleaciones, así como bajando el punto de fusión de titanio.

- * Usando un material para morder, resistente a altísimas temperaturas.⁷

(Kazvo, IDA. 1982.)

3.2. PROPIEDADES QUÍMICAS

Información Termoquímica

La información relacionada a cambios de estado en compuestos de titanio del sistema titanio Boro, de estas el único diborato TiB_2 , es bien conocido. Tiene una estructura cristal hexagonal con parámetros $a = 0.3028\text{nm}$ y $c = 0.3228$ y las siguientes propiedades: densidad = 4.52 g/cm^3 ; dureza (gv) 9 en escala Mohs y 33.3 GPa ($3.400\text{ kg. F / mm}^2$), HV, mp 2920 c , conductividad eléctrica = 28.4 cm a 20° C y se convierte en superconductor a 1.26 k .

En el sistema Titanio-Carbón

El carburo de titanio tiene una estructura FCC(Cúbica de cara centrada) similar a la del $NaCl$ con un parámetro entrelazado de 0.4328 nm y una densidad de 4.939 g/cm^3 .

El sistema titanio-carbón tiene un amplio rango de composición. La estructura del FCC es estable desde TiC_{10} a $TiC_{0.47}$; con una reducción

en el contenido de carbón el parámetro de entrelace y la densidad se reducen de TiCO 0.47 a TiC 0.08, la fase alfa beta TiC son observadas y por debajo del Ti 0.08 unicamente titanio alfa está presente.

El TiC es luego separado del material acuoso por evaporación. Aproximadamente 72% del titanio se recupera como producto purificado: análisis 63.0 wt % Ti y 23.2 wt%C.

El cloruro de titanio es uno de los cloruros puros más duros conocidos (9-10 Mohs). La dureza del diamante piramidal es de Ca 31.4 Gpa (3.200 kg/mm²), pero su dureza es influenciada por la presencia de oxígeno lo cual causa quebramiento , por lo que los datos registrados no concuerdan pero siguen siendo muy altos.

Sistema titanio-Nitrógeno

Este sistema ha sido estudiado. El titanio disuelve el nitrógeno hasta un contenido de <20 a % (Ti No.23). La fase cúbica del nitrato de titanio existe en una gran cantidad de composiciones iniciando a Ti No. 42 (30% de N).

Nitruro de Titanio: el nitruro de titanio se funde a 2950°C, pero hay alguna evidencia de descomposición a esta temperatura. Es un mejor conductor de electricidad que el metal de titanio, resistividad es de $21.7 \times 10^{-6} \text{ cm}$ a 20°C y aumenta a $340 \times 10^{-6} \text{ cm}$ a 2.930°C. Se convierte superconductor a 1.2-1.6k; capas delgadas depositadas en sílica muestran semiconductividad.

El espacio de entrelazado a y densidad varían con la composición

	a, nm	densidad, g/cm^3
Ti No.42	0.421	4.870
Ti No.1.0	0.4235	5.213

* La dureza es calificada a 8-9 en la escala de Mohs y la dureza del diamante piramidal es de 16.7g pa (1.700 kgf/ mm²).

Sistema titanio-Oxígeno

A medida que los contenidos de oxígeno incrementan, la transición de temperatura de alfa y beta se incrementa. A 900-950°C una nueva fase

se forma entre el titanio alfa y el TiO_2 y es tetragonal $C_a = 0.533\text{nm}$, $C = 0.6645\text{ nmg/a}=1.247$.

El titanio sesquióxido, Ti_2O_3 , existe a 59.4-60.8% de Oxígeno y tiene una estructura corindon ($a = 0.5155\text{ nm}$, $C = 1,361\text{ nm}$, $C/a = 2,64$).

La estructura del rutilo es estable a 66,5-66,7% de Oxígeno ,ie, de TiO_2 .008 y tiene una estructura tetragonal con parámetros $a = 0,4584\text{ nm}$, $C = 0,2953\text{ nm}$ y $C/a = C.6442$.

El ácido metatitánico puede no ser precipitado y, en presencia de electrolitos ácidos, una solución coloidal en concentraciones tan altas como 600 g/l son posibles. La vellosidad de un dióxido de titanio hidratado tal como la suspensión coloidal es una etapa importante en la fabricación de pigmentos de dióxido de titanio.

En vista de su facilidad de intercambiarse con otros compuestos, el dióxido de titanio es utilizado como medio de intercambiode Ion.

La formación de anatase a rutilo es acompañada por la evolución de ca 12,6 kJ/mohl (3,01 kcal /mohl).⁸ (**Titanium Compounds, 1989**)

La capa química de dióxido de titanio es responsable del comportamiento biológico del titanio en un organismo y tiene poca capacidad de corroerse.

La alta reacción química ha prevenido el uso de titanio como un material de restauración dental.

Estas reacciones llevan a la disminución de las propiedades del material y forma en la parte de afuera de la pieza una zona de reacción llamada caso alfa, ésta zona es áspera e incompatible con aleación en cerámica, es químicamente inestable. Las propiedades del material son muy pobres, por esta razón deben ser removidas ⁹ **(Clinial up study of ceramic, 1990)**.

3.3 ALEACIONES

El titanio tiene un número de ventajas, tales como liviano peso, buena resistencia a la corrosión, óptima biocompatibilidad, alta resistencia a la fractura.¹⁰

Por esto en las dos décadas pasadas las diferentes formas de metal de titanio fueron ampliamente usadas en la odontología incluyendo los alambres utilizados en ortodoncia de nitinol (Ti-Ni)¹¹, con un efecto de memoria.¹²

En un esfuerzo por reducir los problemas encontrados al colar titanio puro, las aleaciones se han visto como solución por los siguientes mecanismos hipotético :

- A). Reduce el punto de fundido del titanio puro.
- B). La reactividad del titanio puro puede ser disminuída adicionando metales más afines al oxígeno.¹³

Moore y Oshida¹⁴, clasifican el titanio en cuatro grandes grupos :

1). Tipo alfa.

De paquetes cerrados hexagonales.

2). Tipo alfa cercano.

3). Tipo alfa + beta

4). Tipo beta de cuerpo cúbico centrado donde la fase alfa es estable bajo 882 grados centígrados y la fase beta es estable sobre esta temperatura.

Las propiedades mecánicas de la parte alfa son parecidas a las de las aleaciones tipo 3 y tipo 4 de oro. Esto significa que el control de temperatura después del colado es importante y debe ser incluido en un proceso completo de colado.

Akagi et al¹⁵ comparó las propiedades físicas de 4 pruebas de aleación de titanio , una aleación Ti 6 Al4 V, una aleación comercial disponible de oro -platino-paladio, una aleación de metal base y titanio puro comercialmente.

La dureza Vickers de todas las aleaciones de titanio fue de 3 a 4 veces mayor que las de oro- platino- paladio y que el titanio comercialmente puro. La resistencia a la tensión de las aleaciones de titanio fue más de cinco veces y más de 1.5 veces mayor que la de oro- platino- paladio y la de metal base respectivamente.

El coeficiente de expansión térmica del titanio comercialmente puro fue menor comparado con el resto de aleaciones.

La cantidad de capa de superficie de óxido después de pulir los diferentes materiales mostraron altos niveles de óxido en loa

especímenes de titanio comercialmente puro comparado con el resto de materiales probados.

En estudios similares otros autores ^{13,16} han incluido, probado y recomendado el uso de diferentes aleaciones de Titanio para uso dental tales como Pd- Ti, Ti-20 Cu, Ti- 15V.

Fundimiento dental de la aleación superelástica del níquel titanio.

El desarrollo de nuevos biomateriales, aumenta las opciones y lleva al desarrollo de nuevos artefactos con aplicaciones únicas.

Las aleaciones de níquel titanio se diferencian de las aleaciones convencionales en la manera en que corresponde al estrés, cuando estas aleaciones nitinol son deformadas plásticamente a una temperatura

ambiente calentadas de vez en cuando ellos espontáneamente se devuelven a sus formas y dimensiones originales, si la deformación original no excede a una tensión de 6%, esto es llamado el efecto memoria forma. Esta asociada con una transformación reversible de termoelasticidad en la fase parental.

El rango de la temperatura de la transformación reversible RTTR depende en el contenido de titanio.

Las aleaciones níquel titanio con un RTTR por debajo de la temperatura ambiente exhibe superelasticidad.

Sin embargo, en las aplicaciones de broches es tanta la presión a la cual se somete el broche, que puede deformarse.

Es difícil formar aleaciones níquel titanio por las técnicas dentales convencionales, de fundición por las reacciones de oxígeno en la atmósfera y por las invenciones. ¹⁷**(Takahashi,1985)**

Las aleaciones hechas con Oro son restauraciones que tiene un alto grado de resistencia a la corrosión.

El Titanio y sus aleaciones han sido recientemente encontrados como valiosas para aplicaciones de implantología dental.

En estudios recientes la liberación de elementos específicos originados de la corrosión de las aleaciones de oro y titanio puro dentro de la saliva artificial ha sido estudiada para el uso de técnicas radioactivas ¹⁸**(Corrosion of gold and titanium in artificial salival, 1989).**

El titanio puro y sus aleaciones son moldeadas en moldes de silicio con revestimiento de magnesio.

El titanio es considerado por tener la siguiente ventaja:

- * La propiedad mecánica del titanio puro es casi igual que la de las aleaciones de oro.

Hay dos formas de moldear el titanio puro y sus aleaciones:

- * Técnica convencional de moldeo dental, bajando el punto de función del titanio.

- * Usando un material para molde, resistente a altas temperaturas (silicio-magnesio).

- * Nueva máquina para moldeo conforme al moldeo del titanio (Cast Matic).¹⁸ **(Kazvo, IDA. 1982)**

4. BIOCOMPATIBILIDAD DEL TITANIO

Debido a su poco peso y alta resistencia en razón al peso, módulo de elasticidad bajo, y a su excelente resistencia a la corrosión, el Titanio y algunas de sus aleaciones han sido materiales importantes para la industria, ahora con las ventajas adicionales de una biocompatibilidad excelente, posibilidad de soldadura local, y fácil moldeado y acabado, mediante un número de procesos mecánicos y electroquímicos, éstos materiales son utilizados en procedimientos dentales como los implantes y restauraciones coladas.

El titanio se ha descrito como un material muy biocompatible y esta propiedad está relacionada con la capa de óxido que lo hace reactivo a aire o agua, rápidamente se forman capas de esta óxido de 3 a 5 nanómetros de grosor.¹

Estos óxidos impiden ampliamente los cambios de electrones y por lo tanto una corriente de iones al tejido.¹

Su módulo de elasticidad es el más cercano al del hueso(10 veces más alto) comparado con otros materiales , lo que conduce a una mejor distribución de la tensión en la interfase titanio- hueso. ¹⁻¹⁹

El titanio ha sido aceptado en el área de prostodoncia debido a sus propiedades óptimas : Biocompatibilidad,tendencia neutra , conductibilidad térmica más cercana a la del esmalte comparada con otras aleaciones dentales, radiolucidez permitiendo la detección de caries.²⁰

Los implantes de titanio proveen soporte para las coronas y puentes, y han sido desarrollados en los últimos 20 años; la técnica quirúrgica, diseños, y acabados de implantes y antibióticos son factores significativos. Otra de sus ventajas es que no tienen que ponerse en servicio de inmediato. ²¹**(International Dental Journal, 1993)**

La resistencia corrosiva en metales ácidos y básicos es relativamente alta, dado a la formación de un ambiente delgado y fuerte, de una capa protectora de óxido de titanio. Adicionalmente el Titanio y algunas de sus aleaciones son reconocidas por ser biocompatibles y cumplen las especificaciones de biocompatibilidad ASTM. ²² **(Moser JB, 1985)**

Las propiedades físico químicas de la zona de interfase entre implantes inorgánicos y tejidos constituyen una mayor área de investigación. Se han realizado varias investigaciones de implantes en humanos y se han hecho varias observaciones clínicas acerca de la biocompatibilidad de los materiales usados.

Casi todas las interacciones entre los implantes y su anfitrión originan desde un corto alcance fuerzas físicoquímicas. Para que no haya un fracaso en implante , se debe haber conocido completamente la superficie del implante, un hecho importante es que la superficie del implante consiste de un dióxido de titanio relativamente grueso; las propiedades y las interfases químicas no son determinadas por el metal sino por el óxido.

Los factores contribuyentes a los resultados exitosos con el material del implante titanio puro, puede ser una combinación de lo químico , dielectricidad constante del óxido y otras propiedades específicas del óxido.²³ **(Kasemo, B., Ph. D)**

5. RESISTENCIA A LA CORROSIÓN DEL TITANIO

El titanio: material altamente inerte y biocompatible.

En la exposición a oxígeno, hace que una capa pasiva de óxido sea formado, inmediatamente en la superficie del metal .

El titanio no corroe cuando se une a tejidos vivos.

Cuando el titanio, está en presencia de otros metales, produce una corriente corrosiva, y cambios en Ph.

Clínicamente un implante de titanio es usado como un simple remplazo de diente, pero éste no produce reacciones electroquímicas²⁴ **(L.C Convington and N.G Feige, 1971)**

Corrosión Intraoral

Su película oxidativa puede ser afectada por uso excesivo de los agentes preventivos más comunes en la odontología, como son: limpieza profiláctica y aplicaciones tópicas de flúor; el cepillo profiláctico puede corroer el titanio puro con sus movimientos proximales rotatorios²⁵ **(Thompson,1989) (Kasemo, B. 1986).**

Si los implantes de titanio son contaminados con flúor sódico tres partes por millón, al ponerse en autoclave, se formará una superficie empañada y descolorida. ²⁶(**Ravnholt Gert, 1988**).

La pequeña capa de óxido que se forma en la superficie del titanio es muy protectora, cuando el titanio no es resistente a la corrosión es porque ésta capa no cumple con dicha función, su estabilidad e integridad se pueden mejorar añadiendo inhibidores como el ácido nítrico, sales de hierro, níquel, cobre y cromo, además del agua²⁷ (**D.W. Stough, 1988**. .
D. Schain, 1964)

Corrosión Galvánica

Uniendo el titanio a metales no similares usualmente no acelera la corrosión excepto en ambientes reductores donde el titanio se vuelve pasivo.²⁸ (**M. Stern, 1959**. **Cotton J.B., 1967**).

Cuando se une con el hidrógeno, y no causa problemas excepto en altas temperaturas.

Haciendo aleaciones con elementos que reduzcan la capacidad anódica puede mejorar la resistencia de la corrosión, ésto se puede lograr con elementos aleátonos como: el ácido clorhídrico y ácido sulfúrico.

Grietas de Corrosión

El titanio es sujeto de corrosión en soluciones de sal muerta conteniendo oxígeno, porque ésta en la grieta se consume más rápido de lo que puede fundirse en la solución gruesa ²⁹(**Griess, J.C., 1968**).

Ruptura por Corrosión

Se ha demostrado en soluciones secas y calientes, como el cloruro de sodio, metano, ácido clorhídrico, solventes de cloruro, tetraóxido, mercurio y agua de mar. ³⁰ (**Institute rich land, 1970**).

Las aleaciones de oro es un material bien establecido en las restauraciones dentales y tiene un grado alto de resistencia a la corrosión.

El titanio y sus aleaciones han sido recientemente encontrados como valiosos para aplicaciones en implantología dental.

La corrosión de éstos materiales, ha sido estudiado por métodos electroquímicos, mientras que parece haber información pertinente sobre la descripción específica de productos corrosivos, usando los métodos electroquímicos, la liberación de una sustancia en particular como biomateria, no es registrada.

La liberación de partículas en la superficie se ha visto en las amalgamas al principio de la corrosión. La corrosión se ha detectado en las cirugías con implantes de titanio.

6. CLASIFICACIÓN DE LAS RESTAURACIONES FIJAS FABRICADAS CON TITANIO

6.1. MAQUINADAS

El maquinado por descarga eléctrica (MDE) fue definido por Van Roekel en 1.992 ³¹ como un proceso de remoción de material que usa una serie de chispas para gastar material desde una pieza bruta en un medio líquido bajo condiciones cuidadosamente controladas. El medio líquido, normalmente un aceite liviano llamado el fluido eléctrico, funciona como un aislador, un conductor y un refrigerante, despeja las partículas generadas por la chispas . Aunque ha sido usado en el campo industrial desde la segunda guerra mundial fue originalmente abogado por rebelión en 1.982 ³² quien lo introdujo a la odontología como una solución para la fabricación del titanio.

Entre las ventajas de este sistema ³³:

- A). Ninguna operación de presión.
- B). No hay efectos de calor sobre las piezas.
- C). Mínima aspereza de superficie.
- D). Puede usarse con variedad de metales.
- E). Su operación es automática.

Desde principios de siglo el moldeo por medio de la técnica de cera ha sido el método dominante cuando se fabrican coronas metálicas en odontología.

En el campo industrial varios métodos han sido desarrollados para incrementar la presión cuando se unen con metales.

Uno de éstos métodos es la *electroerosión*, la cual fué introducida hace más de treinta años.

La erosión con chispa ha sido aplicada en odontología para la fabricación de P.P.F. y P.R.R.³⁴(**Rubeling S.,1982**), para incrustaciones o coronas³⁵(**Stachniss V.,1984**).

Sin embargo el método de erosión de chispa utilizado como lo citan los documentos antes mencionados usan procedimientos técnicos que contienen errores con los métodos convencionales e introducen otros.

Andersson y Andersson³⁸(**Andersson M.,1987**) ha desarrollado un método por el cual los principios de erosión de chispa, son combinados con el método de aplicación por máquina.

Con éstas técnicas combinadas algunos errores asociados a las técnicas de moldeo han sido eliminadas en la fabricación de coronas y P.P.F.

³⁶(**Andersson M.,1989**).

Cuando se introduce un nuevo método para la fabricación de las restauraciones ya mencionadas en odontología, es necesario realizar una evaluación clínica que se revisará posteriormente en un estudio reportado un año después de haber terminado el tratamiento.

Fabricación de Coronas

El titanio es excepcionalmente bien tolerado en ambientes biológicos, donde tiene alta resistencia a la corrosión ³⁷**(Cranin AN.,1982)**

El titanio puro es un metal no costoso, comparado con el oro y ha sido utilizado por mucho tiempo en implantes dentales, por ejemplo, en tratamientos a largo plazo con los implantes Branemark ³⁹**(Albrektsson T.,1986)**.

Para éste propósito se decidió ensayar la misma calidad para las coronas de titanio tal como se usan en implantes dentales, eso es, Ati24 y Ati30.

Sin embargo, el titanio no es fácil de moldear, por ésto su uso has sido limitado. Siendo una dificultad su moldeado, otros dos métodos fueron aplicados:

* Duplicación por Máquina

* Electroerosión.

Para ésto se diseñó una “albardilla” sólida de titanio, que luego fué revestida con un compuesto de resina.

El freseo del contorno interior y exterior puede ser independiente.

Hay dos elementos rotatorios que sostienen la parte a y b, que será tallado ó labrado para convertirse en una copia de a.

La réplica y el blanco, a y b, son montadas en las guías que efectuaron movimientos simultáneos longitudinales y a lo largo de sus ejes para rotación.

Una aguja de tección , c, interactúa con la superficie de la réplica durante la rotación y movimiento longitudinal.

Los movimientos de ésta aguja son transmitidos al taladro, d, por medio de un servo hidráulico, e. Ésta transmisión permite un proceso simultáneo en el blanco, b, para copiar la réplica, a.

La exactitud del servo está relacionada con la velocidad, lo cual depende de la topografía y complejidad de la forma del item.

En la topografía, la velocidad del servo no excede 5 a 10% de su máxima velocidad. Esto da a la topografía un tiempo de 2 minutos por preparación.

El aparato de descarga eléctrica tiene un diseño principal:

- A. Pieza de Trabajo: Consiste en una broca, que funciona por medio de un servo eléctrico ó hidráulico .
- B. Tabla: en donde se coloca la estructura de trabajo.
- C. Generador: es el que suministra el control del monitoreo.
- D. Tanque de Trabajo: protección del fluido eléctrico.

Procedimiento

La piedra de talle es colocada en la herramienta; y se coloca en el proyector de perfil, las dimensiones apropiadas del blanco de titanio y el electrodo del carbón, son escogidos.

En el proceso de taladro las herramientas con la piedra de talle y el titanio se colocan en la broca, se inicia el taladro, y el contorno externo de la talla, es copiado por el titanio. Esta copia de titanio es engrandecida, para que la superficie tallada represente la cara exterior con una pared apropiada.

La piedra de talla es transferida a una máquina equipada para labrado de carbón. El blanco de carbón es montado, y el electrodo de carbón se talla a una copia de la piedra de talla. Esta copia de carbón puede ser engrandecida para darle la compensación deseada para la capa de cemento entre el diente y la incrustación de titanio.

Después de separar el blanco de titanio labrado se monta en otra máquina, la cual se coloca en la mesa para el aparato (EDM). El electrodo de carbón labrado se coloca en la broca de la misma máquina.

El (EDM) se inicia, y la cavidad interior de la incrustación se procesa automáticamente. Hay un cierto desgaste del electrodo, por lo que los dos o tres electrodos se usan para cada incrustación para darle una forma exacta a la cavidad. El tiempo total del proceso de erosión de chispa es de 8 a 10 minutos por incrustación. Cuando el proceso EDM termina, la incrustación se verifica y luego se pulen las superficies que no están revestidas, usando el mismo método y materiales para pulir moldes de oro. Las superficies para ser revestidas se dejan ásperas para facilitar la retención mecánica del material de revestimiento. Para el revestimiento, dos compuestos se han utilizado. El 90% de las primeras coronas en la presente serie, fueron revestidas con *isosit*, el cual es una resina curada con calor pegada mecánicamente a la superficie áspera de

titanio. El 10% fueron revestidas con una resina sutilmente curada, *dentacolor*, usando la técnica *silicoater* para alcanzar una unión entre el titanio y el compuesto de resina.

6.2. COLADAS

Waterstrat comenzó a experimentar en 1.977 con mel fundido de aleaciones de titanio. Después de 1.985 el mismo investigador junto con Giusseppeetti, desarrollaron una máquina de fundido de presión-vacío y moldeo de material que logró fundir coronas de titanio puro para investigación y uso clínico .

En 1.980 Ida et al⁴⁰, construyó una nueva máquina de fundido dental comercial con un sistema de arco-argón llamada cast-matic (Iwatani and Co. Osaka , Japan). Desde que esta máquina dió una atmósfera libre de oxígeno Taira et al¹³ describe este sistema como un fundido arco-argón en un crisol seguido de un fundido presurizado entre dos cámaras ; la cámara superior es usada en el proceso de mezclado y la inferior en el proceso colado, la cámara de mezclado es evacuada 3 veces y después llenado con gas argón puro a una presión de 1.5 a 2 Atm.

Para la operación de fundido , el lingote de metal es introducido en el crisol (el crisol es de granito en vez de cerámica, así, el material no reacciona con el crisol) en la cámara de mezclado el gas la sella.

El Titanio es barato comparado con aleaciones de oro y la biocompatibilidad del titanio ha demostrado ser excelente. ⁴¹ **(Williams D.F.,1984. Van Nort R.,1987).**

Las máquinas para moldear titanio han sido reportadas por IDA²⁶ **(IDA K.,1983)** y WALTERS TRAT ⁴²**(Waterstrat RM.,1985)**. Las propiedades químicas del moldeo de titanio, sin embargo, son severamente más amenazantes que los exitosos moldes de titanio, por la fuerte afinidad del titanio a elementos como oxígeno, nitrógeno y carbón.

Los reactores tienden a ser absorbidos y a incrementar su fuerza de tensión y la fragilidad del producto ⁴³**(Donachie MJ Jr.,1988)**, va más allá de los límites deseados para propósitos dentales. Siendo así, las mediciones de dureza deben dar indicaciones confiables de los niveles a los cuales una pequeña presión de aire causa significantes cambios en las propiedades mecánicas y el riesgo de ductilidad se reduce en los moldes de titanio porque se aumentan los contenidos de impurezas.

Desde el punto de vista práctico es importante encontrar el nivel de vacío necesario para producir moldes buenos cuando otras fuentes de impurezas son negligentes.

Una máquina de Ar-arc de presión de vacío especialmente diseñada en laboratorio fué utilizada para estos experimentos. La cámara de fundición es separada de la cámara de moldeo por medio de un plato de acero con un hueco central y con un grosor de 0,05mm de cobre y un anillo O como sello. La atmósfera de las dos cámaras puede ser entonces controlada separadamente. Ambas cámaras son evacuadas. Cinco combinaciones diferentes de presión de aire desde niveles $2,5 \cdot 10^{-2}$ a 10 Torr (1 Torr= 1mm Hg) se aplicó en las dos cámaras. Ar- gas (99,997 puro) es introducido a la cámara de fundición. Las presiones fueron registradas por medio de un aparato tipo Pirani para ambas cámaras. Una diferencia de 0,5 mm fué usada entre el tope del molde y el plato separador de acero para facilitar la evacuación del molde.

La pieza cilíndrica de titanio a ser fundida (grado 2,99.7 wt%) era de 20mm en diámetro y tenía una altura de 15mm (20g) . De acuerdo al fabricante de la varilla de titanio el contenido de oxígeno era de 0,14 wt% de nitrógeno 0,008 wt% . Cada pieza de titanio fue puesta en un crisol de

cobre, con forma conoidal con un hueco central de 14 mm en diámetro, para el paso del titanio fundido. Un electrodo W con su punta posicionada 5mm por encima del espécimen de titanio fue aplicada para producir un arco de metal fundido. La máxima corriente durante el fundimiento fue 280 amperios. Después de aproximadamente de 25 seg. de fundición, el Ti derretido penetra la hoja de cobre debido a su propio peso y es cuando se empuja el molde de evacuación por medio de una presión de Ar de 50 Torr en la cámara de fundición.

Modelos de cera cilíndricos y simétricos de coronas con geometría, fueron preparados usando un taladro de acero que se pudiera girar y un cuchillo especial para esculpir la forma externa de la corona de cera ⁴⁴(Lindermann W. 1986). Este librado produce márgenes agudas de 30°. Previamente la pérdida del largo de un margen completo de cera se encontró ser menor de 30 μ m ⁴⁵(Andersson M. 1987). Las coronas de cera fueron recubiertas con una capa de 1mm de malla 300 ZrO₂- polvo con una mezcla líquida de 50% Zr-acetato y 50% de H₂O y una pequeña cantidad de jabón. El modelo recubierto fue secado en una atmósfera de alta humedad por 24 hr para evitar el quebramiento durante el secado. El polvo de ZrO₂ fue estabilizado con una adición de 4wt% CaO para obtener una estructura cúbica con cara centrada hasta el punto de fundición del titanio. Los modelos de cera con

recubrimiento fueron luego invertidos usando fosfato-ligado invertido (Wiruplus, BEGO, Wilh, Herbst, Gmbht & Co., FRG). Estos fueron prendidos y quemados, primero a 250°C por 1 hora, subsecuentemente a 700°C por otra hora antes de que se permitiera el enfriamiento al clima. El titanio fu luego vaciado a moldes fríos. Tres vaciados paralelos para cada combinación de aire se muestra en la Tabla 1 para las dos cámaras de la máquina de moldeo.

Los tres vaciados de cada combinación de presión de aire fueron cortados longitudinalmente y preparados metalográficamente. La dureza del Knoop del molde y del material de titanio fue determinado usando una carga de 4.9n y 15 impresiones del interior de cada molde. Unas cuantas muestras fueron investigadas por una combinación de microprobe y microscopio electrónico (SEM, Scanning Electron Microscope), cámara de tipo camebax microrayo, Francia. La tendencia a porosidad y el llenamiento del molde fueron estudiados con microscopio óptico.

Los valores promedio de la dureza en base a las 15 impresiones en cada molde fue calculada. Estos valores fueron utilizados para encontrar el promedio de dureza en los tres moldes paralelos para cada una de las 5

combinaciones de presión de Ar se muestran en la figura 3. Las pruebas T de los estudiantes fueron tomadas entre estos promedios y las del material madre. La probabilidad del material E en la figura 3 (10 Torr de Ar en la cámara de fundición) tiene la misma dureza que la del material madre y se calculó ser $< 0.1\%$. La probabilidad para el material D (1 Torr de aire en la cámara de fundición) se encontró ser 5 y 10%. Para los otros moldes la diferencia en dureza entre el material madre fue significativa, excepto en el molde A. Se encontró que éste último molde era más suave que el material madre con $0.02 < p$ y < 0.05 .

Las investigaciones con el microprobe encausaban antes del pulimiento una zona de reacción de titanio en versión de aproximadamente 15 μm de grosor en la superficie de los moldes a $2.5 \cdot 10^{-2}$ Torr en las dos cámaras. El cobre se encontró con medidas del microprobe siendo estos distribuidos desigualmente con un promedio de concentración de 0.065 wt% sobre un área de $10 \times 10 \mu\text{m}$ cerca de la superficie.

El llenamiento inapropiado de los moldes como también la porosidad fue observada únicamente con presiones de aire a 10 Torr en la cámara de fundición (fig.4). Una tendencia débil a márgenes desiguales fue encontrada a una presión de 1 Torr en la cámara de fundición. Todas las presiones de aire aplicadas en la cámara de moldeo resultaron ser

moldes inadecuados. La pérdida de longitud en la reproducción de un márgen completo fue típicamente 80 um antes del pulimiento como lo muestra la figura 5. Porosidades grandes fueron sin embargo observadas en el bebedero de un molde con una presión de aire de 10 Torr en la cámara de moldeo.

La dureza del titanio puro es similar a la de aleaciones de oro tipo IV. Por lo tanto, mientras la dureza del molde no difiera significativamente a la del material madre, las propiedades mecánicas del molde se pueden asumir como adecuadas para coronas y puentes. La razón del efecto adverso observado de incrementar la presión del aire en la cámara de fundición en lugar de la cámara de moldeo, es la diferencia en tiempo de fundición por el contacto con el oxígeno y moléculas de gas nitrógeno en las dos cámaras. En la cámara de fundición está en rango de 10-15 s, mientras se estima que el metal se solidifica en la cámara de moldeo en menos de 1s.

El interior de las coronas parece que no se afecta por las reacciones en la superficie durante la solidificación. Esto resulta estar en concordancia con previas observaciones de IDA²⁶ (IDA K., 1983) y TAIRA et al

⁴⁶(Donachie MJ.,1988)

La razón de la porosidad y el llenamiento pobre a una presión de 10 Torr en la cámara de fundición se cree que sea una combinación de gases absueltos y partículas de óxido que pudieran parcialmente bloquear el paso de la fundición.

El llenamiento del molde también es afectado por la presión del aire. La presión aplicada en éste trabajo fue de 500 Torr, lo que equivale a 6650 pa. Esto es casi 15 veces más que la presión debido al peso de la fundición de titanio 10mm en altura: $p_{ti}=p.g.h.=442$ pa, donde p es la densidad, g es la constante gravitacional y h la altura. Entonces una presión de Ar de 50 Torr ha sido mostrada por estos experimentos ser suficiente para llenar una corona. La pérdida de largo de 80 μ m para una márgen aguda completa, se puede considerar como satisfactoria desde un punto de vista clínico. Experimentos adicionales han revelado que si una presión de aire es sustancialmente menor a 50 Torr el arco tiende a ser inestable. Experimentos de laboratorio también han demostrado lo mismo para aleaciones de Au más pesadas, el peso de la fundición en sí es inadecuada para llenar coronas delgadas.

Pero si la presión del aire es menor que 1 Torr en la cámara de fundición y menor que 10 Torr en la cámara de moldeo es suficiente para obtener

buenos moldes. Una presión de Ar de 50 Torr en la cámara de fundición es suficiente para llenar un molde de corona.

7. TITANIO PARA RESTAURACIONES COLADAS

El estudio preliminar de las propiedades biológicas de la aleación nueva fue tomado por implantes de músculo esquelético en conejos.

Técnicas de análisis químico e histopatológicas fueron utilizadas para el estudio en vivo de reacciones en tejido muscular esquelético hacia ésta aleación.

Una cápsula de tejido conectivo fibroso moderadamente grueso rodeó los implantes después de 2 semanas, remodelando el tejido fibroso hacia un tejido acelular delgado a como 52 semanas después de la implantación. Análisis químicos no detectaron la deposición ni de titanio ni de cobre (productos corrosivos) en el implante o en órganos mayores.

En conclusión se puede decir que empleando el AJTM protocolo modificado para evaluar la biocompatibilidad de metales, el trabajo preliminar presentó carencia de inflamaciones y respuestas hacia cuerpos extraños después de la implantación del Ti 13 e implantes de

aleaciones en el tejido muscular de conejos.

Estos estudios preliminares deben servir como base para un futuro experimental envolviendo mecanismos de corrosión en vivo, y las respuestas del Ti 13% Cobre⁴⁷ (**Moser, J.B.,1985**)

8. MÁQUINA DE PROCERA

Andersson y Andersson combinaron la técnica de maquinado por descarga eléctrica con un método de duplicación de máquina llamado copymilling. Esta técnica es ahora comercialmente conocida como el sistema Procera (Nobel Pharma AB, Goteborg , Sweden).

La técnica convencional de procera combina básicamente dos principios :

- A). Elaboración de duplicación.
- B). Electroerosión.

La máquina usa una aguja de detección para dibujar el contorno de un objeto mientras el moldeado es desempeñado simultáneamente sobre un blanco.

Una unidad servo hidráulica transmite el movimiento desde la aguja de detección al dispositivo erosionador en la técnica procera original, una estructura dental muestra que es duplicada en grafito.

El contorno externo de la pieza de titanio se procesa en el blanco , copiando los contornos del modelo, los contornos internos del titanio son

formados por el proceso de electroerosión con el uso de la máquina de descarga eléctrica.

La estructura de titanio se acopla con una réplica de grafito y la electricidad que pasa entre ellos por un fluido de electrolitos, gasta el contorno de la réplica de titanio .

Recientemente una nueva técnica de fabricación de restauraciones procera fue introducida ⁴⁹, digitalizada, que involucra una sonda de contacto digitando la información y actualizándola con una computadora, siendo de esta forma la copia diseñada por el computador.

La preparación del modelo es escaneado con un scanner especial, la información es transferida al computador..

La técnica dental es capaz para añadir la información necesaria para dar línea de terminación y ángulo de convergencia.

El metal copiado es producido en concordancia con los datos archivados usando dos máquinas.

A. La otra superficie está fabricada con una precisión extremadamente alta dentro del control del computador y fabricación procera.

B. La superficie interna es formada dentro de una alta precisión y un proceso de erosión de chispa.

Los electrodos de grafito producidos en la fabricación procera, son usados para un propósito.

El control del computador hace posible crear un espacio preciso para el cemento.

La técnica de soldadura-stéreo del sistema procera, es perfectamente producida entre el diente y la estructura metálica. El material es añadido, por eso se garantiza que su uso es con titanio puro. ⁵⁷(**Andersson M.,1993. 1988. Van Roekel N.,1992**)

Preparación del diente

- Crea la base para una buena adaptación entre la corona y el diente, y una buena conexión entre el margen coronal y la línea terminal.
- Crea condiciones óptimas para la función protésica y la biocompatibilidad.
- Produce un resultado estético, mínimo donde aparece el margen coronal.
- Crea un espacio para el metal y la cerámica.
- Crea buena resistencia y retención.

La alta zona de retención podría ser mínimo 3mm. ⁴⁸**Brooks A.,1993**)

Requerimientos de la Preparación

Se recomienda el uso de la línea de terminación Chamfer la cual redondea los ángulos internos.

La preparación podría ser :

- 1.2-1.5 mm por vestibular
- 0.5-0.8 mm por lingual.

El espacio oclusal podría ser menor de 2 mm.

Para obtener el mejor resultado estético debe tener un ángulo interno ordenado y permitir la conexión hombro - cerámica.

El ángulo de rotación puede ser obtenido usando canales y debe tener una medida menor 0.5 mm de profundidad y 1.5 mm de ancho.⁴⁹

(Bergman B.,1990)

Impresiones y registros interoclusales

Procedimiento Clínico

A. Requisitos de los materiales :

- Distorsión mínima
- Buena reproducción de detalles.
- Adaptación Dental.

- Evitar producción de porosidades.

B. Impresiones :

- Buena reproducción de la línea terminal.
- Suficiente material de impresión.
- Preferiblemente, copiar todo el arco.
- El material de impresión recomendado es la silicona, como :
BAYSILEX o EXTRUDE EXTRA , o cualquier material poliéster.

⁴⁹(Torsten J., 1992)

Probando Procera

La estructura de procera, desde el laboratorio él mismo está produciendo intervalos entre la preparación del diente y la estructura.

La uniformidad se puede crear en la impresión inicial sin pérdida de adaptación. Actualmente presenta ausencia de irregularidades.

El espacio puede ser decidido por sobre una técnica dental, pero para ésta es sugerido un mínimo 0.03 mm o 30 um.

Las restauraciones procera proveen :

- Adaptación óptima
- Adaptación marginal

- Excelente función

- Excelente retención

- Fácil higiene

- Oportunidad excelente para lograr una buena estética y dar salud periodontal ⁵⁰(**Fenton H., 1993**)

9. UNIÓN PORCELANA-TITANIO

Cerámicas de metal son usadas para arreglar estéticamente restauraciones dentales.

El uso del titanio como un metal subestructurado posee un gran número de problemas potenciales como:

- El titanio tiene un coeficiente de expansión térmica de 9.6×10^{-6} a la $-6k$, en donde cerámicas convencionales, son ajustadas al oro y a una aleación no noble con un coeficiente aproximado de 13.7×10^{-6} a la $-6k$.
- El titanio reacciona en el ambiente con una temperatura que excede a los $800^{\circ}C$. La mayoría de las cerámicas convencionales están en un rango de temperatura entre 900° y 1100° ; y no pueden ser ajustadas con el titanio.⁵⁶ **(Estudio Clínico Enchapados en porcelana, 1988)**

Por otra parte, las ventajas del titanio son muy importantes para el uso de coronas y puentes, la habilidad para recubrir o enchapar la porcelana se vuelve muy importante. Un sistema muy importante de unir el titanio y la

10. EVALUACIÓN CLÍNICA Y DE LABORATORIO DE LAS RESTAURACIONES FABRICADAS CON TITANIO

Estudio Clínico

En la primavera de 1986, 205 coronas de titanio fueron hechas para 149 pacientes. El diseño del estudio clínico fue aprobado por la Junta Nacional de Salud y Bienestar de Suecia y el Comité Ético de Censura de la facultad de Medicina de la Universidad de Umea.

El tratamiento fue practicado por 27 profesionales generales del Servicio Público de Salud Dental en cuatro condados al norte de Suecia.

Los pacientes fueron voluntarios, seleccionados entre pacientes corrientes que necesitaban una terapia de corona. Fueron tratados con métodos clínicos convencionales. Los mismos principios para la preparación de coronas se siguieron. Las coronas de titanio fueron hechas en vitales y raíces llenas. Si era no vital, al diente se le dio un molde post y núcleo con tipo 3 aleación de oro.

Después de que las coronas fueron cementadas - tiempo cero - ,fueron examinadas por cuatro especialistas en prótesis dentales quienes

calibraron en cuanto los métodos usados⁵³ (**Albrektsson T, Zarb G. Worthington P. Eriksson AR, 1986**). Las siguientes tres características fueron evaluadas en concordancia con "Evaluación de Calidad para Cuidado Dental" expedido por la Asociación Dental de California⁵⁴ (**Ryge E, Jendresen MD, Glantz PO, Mjor I., 1981**): superficie y color, forma anatómica, margen de integridad. Además, índice de sangrado⁵⁵ (**California Dental Association, 1977**) e Índice de⁵⁶ **margen (Lenox JA, Kopczyk RA, 1973)** fueron registrados. Cuando se juzgó el Índice de Sangrado, un diente contra lateral o diente mas cercano al contralateral fue escogido como control.

Cada corona fue examinada por dos especialistas de los cuatro, independientemente. Siempre que ocurrió desacuerdo sobre el rating de una corona, los dos examinadores resolvieron la discrepancia con un exámen conjunto.

Después de un año, en 1987, los pacientes se llamaron. De los 149, 137 pudieron ser examinados (Tabla 1). La razón de los 12 que no atendieron fue la siguiente: 3, en el exterior; 3, se cambiaron de región; 2, enfermos; 2, muertos; 1, en vacaciones; 1, razón desconocida.

Los 137 pacientes reexaminados se las había puesto 192 coronas de titanio. Sin embargo, desde el primer examen hasta el primer año de control, cinco de estas coronas habían sido reemplazadas debido a fracturas extensas en el material de recubrimiento, el compuesto Iositol. Las comparaciones entre los datos de cero y 1 año por lo tanto están limitadas 187 coronas. De los 187 dientes controlados, 94 estaban provistas con algún tipo de corona total, 87 con llenados y 6 estaban intactas.

La distribución de las coronas hechas y examinadas en 1987 se muestran en la Tabla 2.

RESULTADOS

Ratings CDA

Durante el periodo de seguimiento, 5 coronas fueron reemplazadas debido a fracturas del compuesto de resina, reduciendo así el número de coronas ha ser examinadas a 1 año , 187. De estas 6 coronas, se juzgaron no aceptables para el examen de 1 año, 5 por fracturas del compuesto (Tabla 3). Así que el número de recubrimientos fracturados durante el primer año son 10 de las 192 (5.2%). Los ratings presentados se refieren a 187 coronas.

Cuando el factor de superficie y color fue calificado como satisfactorio (excelente o aceptable), había una merma entre 0 y 1 año de 98.4% a 96.8% (Tabla 3). Sin embargo, cuando se comparan únicamente las calificaciones de excelente, ésta obviamente merma de 83.4% a 70.1%. Con respecto a la forma anatómica (Tabla 4) y el margen de integridad (Tabla 5), hubo únicamente cambios menores entre las calificaciones iniciales y las de 1 año, no importa como las comparaciones se hagan.

Indice de Sangrado

Hubo una disminución en sangrado y un incremento bucal y lingual con respecto a los dientes montados con coronas de titanio (Tabla 6). La misma tendencia se encontró en los dientes de control. Ratings comparables de sangrado fueron muy similares cuando los dientes con coronas fueron comparados con dientes de control.

Indice de Margen

Los ratings iniciales mostraron que los márgenes de las coronas de titanio aproximadamente hasta cierto punto fueron localizados al 0 por debajo del margen de las encías comparado con las superficies bucal y

lingual (Tabla 7). Después de 1 año, los márgenes subgingivales se incrementaron en número aproximadamente, tanto ambas supragingival y subgingival márgenes localizadas bucal y lingual. Las últimas observaciones están en concordancia con la disminución substancial en el número de márgenes de coronas calificadas con grado 2 (= nivel con el margen gingival) al año de control.

Discusión

En el presente estudio erosión de chispa ha sido combinada con el método de duplicación con máquina para fabricación de coronas.⁶⁰ (**Stachnissv, Zimmer B. 1984**). Con ésta técnica combinada el error inherente de fuentes como cera, inversión, y procedimientos de moldeo han sido eliminados⁶¹ (**Lindemann ,W. 1986**). Estas fuentes de error están asociadas con métodos convencionales para la fabricación de coronas metálicas y parcialmente con intentos previos de adaptar la erosión de chispa para este propósito⁶² (**Skhiebel ,G. 1986**).

El presente método permite alta precisión y exactitud por la posibilidad de modificar el electrodo en relación con la piedra de talla. De esta forma el tiempo de erosión de chispa y la dimensión final pueden ser afectadas. De acuerdo a pruebas preliminares (Oilo 1986, comunicación persnal) la brecha entre la piedra de talla y la incrustación esta en el rango

comparable con el molde de incrustación de aleación de oro. Parece razonable asumir el hecho que las incrustaciones fabricadas de una pieza sólida de titanio, excepcionalmente un metal biocompatible, sin tratamiento de calor incluido en los procedimientos convencionales de moldeo crearán condiciones para mantener la corrosión a un nivel muy bajo.

De los 149 pacientes iniciales, 137 ó 92% pudieron ser examinados un año después. La razón de no atender 12 pacientes no indica asociación alguna con los factores concernientes a este estudio. Por lo tanto, hay razón para creer que los resultados después de 1 año hubieran sido los mismos si hubiese sido posible examinar todos los pacientes.

Se puede concluir que los resultados de 1 año con 187 coronas de titanio presentes, son promisorias. El margen de integridad de las coronas tuvo una calificación alta a 0 y 1 año de control.

El material de revestimiento usado en 90% de los primeros casos fue compuesto Isosit. Durante el periodo de 1 año el control de este material descubrió algunas desventajas, cuando hubo fracturas en los revestimientos en 10 coronas, de las cuales 5 habían sido reemplazadas al año de control. Esto se puede deber a una reducción insuficiente en la

sustancia del diente especialmente ocluso/inciso. Además, algunos cambios de excelente a aceptable se notaron con respecto a la superficie y color. Las observaciones de fracturas y cambios de superficie y color indican que otros materiales de recubrimiento pueden ser mas compatibles con las incrustaciones de titanio.

Las ultimas 19 coronas en la presente serie, fueron recubiertas con compuesto Dentacolor, usando la técnica Silicoater. Las observaciones registradas con Dentacolor en el presente estudio no han mostrado hasta ahora las desventajas arriba mencionadas.

El cambio a nuevos recubrimientos tuvo lugar a finales de la primavera de 1986. Desde entonces una gran cantidad de incrustaciones de titanio recubiertas con Dentacolor / método Silicoater han sido cementadas en pacientes. Un estudio clínico de este material está en progreso (B. Bergman, H. Nilson, M. Andersson, Observaciones no publicads).

Recientemente se ha reportado que la resina ligeramente curada Dentacolor mostró marcadamente pérdida baja de sustancia que la resina curada con tratamiento de calor *utilizada*⁶³ (*Silness, J. 1970*) . Aunque el desgaste a largo plazo del Dentacolor e Isosit como los materiales de revestimiento para incrustaciones de titanio es tema para futuras investigaciones, se puede decir que los hallazgos del presente estudio no contradice a los de Ekfeldt & Oilo (*Ekfeldt A., Oilo E. 1988*)

Las observaciones del periodo de 1 año con este nuevo tipo de corona de titanio es corto. Para facilitar mas detalles y comparaciones a largo plazo con otros estudios clínicos en varios tipos de coronas, los pacientes de este estudio tendrán seguimiento continuo.

11. CONCLUSIONES

1. El paciente tiene ventajas con el titanio, ya que este no es tóxico, no es alérgico, da alta resistencia y biocompatibilidad.
2. Entre otros , éste metal es recomendado para el uso y para la fabricación de prótesis fijas en prostodoncia.
3. Presenta el módulo de la elasticidad más cercano al hueso, por esto es óptima la distribución de fuerzas.
4. Es un material biocompatible, de bajo peso, lo que ayuda a una mejor restauración y un fácil manejo para el paciente.
5. El titanio es el cuarto metal más abundante encontrado en la corteza terrestre, ésta presencia abundante permite que sea de fácil adquisición y bajo costo.

REFERENCIAS

1. Williams D, de Biocompatibility of clinical implant materials. Volumen I
Boca Raton , Florida : CRC Press, Inc , 1981 : 9-44
2. Crawford PR. Titanium . The metal of the gods. N. J Y_State Dent. J.
1994 ; Oct : 80-1
3. Bothe R, Beaton K, Reaction of bone to multiple metallic implants. Surg
Gynecol Obstet 1940 ;71 ;598.
4. Parr G, Gardner L, Toth R. Titanium ; the mystery metal of implant
dentistry. Dental material aspects. J Prosthet Dent 1985 ;54 :410-4.
5. Relation of Properties to processing for wrought titanium alloys.
Paginas 361-371.

6. Clinical follow up study of ceramic veneered Titanium restorations-
three years results.
7. Kazvo, IDA. 1982. Effect of Magnesia Investments in the dental casting
of pure titanium or titanium alloys. Dental materials journal. Paginas 8-21.
8. Gilbert J, Covey DA, Lautenschlager EP. Bond Characteristics of
porcelain fused to milled titanium. Dent Mater 1994 ;10 :134-40.
9. Takahashi. 1985. Dental casting of superelastic Ni Ti Alloy. Dental
Materials Journal. Paginas 146-152.
10. Taira M, Moser JB, Greener EH. Studies of Ti alloys for dental
casting. Dent Mater 1989;5 :45-50.
11. Burstone CJ and Goldberg AJ. Beta Titanium :A new orthodontic alloy.
Am J Orthod 1980 ;77 :121-32.
12. Andreasen Gf, Bigelow H , Andrews JG 55 nitinol wire :Forced
developed as a function of elastic memory. Aust Dent J 1979 ;24 :146-
49.

13. Taira M, Moser JB, Greener Eh. Studies of Ti alloys for dent castings.
Dent Mater 1989 ;5 :45-50.

14. Moore BK, Oshida Y. Titanium and Ti-based alloys. N.Y. Marcel Dekkel. De. 1995, 1373-11424.

15. Akagi K, Okamoto Y, Masuura T, Horibe T. Properties of test metal ceramic titanium alloys. J Prosthet Dent 1992 ;68 : 462-7

16. Moser JB, Lin JHC, Taira M, Greener EH. Development of dental PD-Ti alloys. Dent Mater 1985 ; 1 : 37-40.

17. Brune D, Evje, & Melson Corrosion of gold alloys and titanium in artificial saliva. Scand J. Dent. 1982 ;90 : 168-171.

18. Kasemo, Ph.D. Biocompatibility of titanium implants : surface science aspects. Biomaterials science 1980 ; 208 :826

19. Phillip R Skinner's science of dental materials. 9th de philadelphia : WB Saunders, 1991 : 553-8.

20. Blackman R, Barghi N, Tran C. Dimensional changes in castings titanium removable partial denture frameworks. J Prothet Dent 1991 ;65 :309-15

Estudio Clínico enchapados en porcelana

21. Moser, JB. 1985 Development of dental Pd-Ti alloys. Dent Master. Paginas 37-40

22. J.F Keller . B Hansel .Preliminary studies of the histopathological responses to Ti 13% Cu casting alloys biomaterials. Biomaterials 1985 ; 6 :252-60

23. Lauthensch, Lager. Peter, Munaghan. 1993. Titanium and titanium alloys as dental materials. International dental journal. Paginas 43, 245-253

24. Williams, D .F. 1984. Systemic aspects of biocompatibility. Boca Ratón CRC press. Pagina 169.

25. Van Noort, R. 1987. Titanium : the implant material of today.

26. IDA, K. 1983. Titanium for dental applications : development of casting technique of titanium used for dental prosthetic appliances.
Proc Ist Int Kyoto Symp Biomed Mater. Paginas 53-139
27. Waterstrat, RM, Giuseppetti AA. Casting apparatus and investment mold material for metals which melt at very high temperatures. 1985 ;
64-317
28. Donachie ,MJ Jr. Titanium a technical guide.1988 ; 40
29. Rubeling, S. Funkenerosion in der Zahntechnik 1982
30. . Möglichkeiten Undgrazen. Dent labor 1967
31. Van Roekel N. Electrical discharge machining in dentistry. Int J
Prosthodont 1992 ;5 :114-21.
32. Rubeling G, Spark erosion in dental technology. Possibilities and limitations. Quint Dent Technol 1984 ;8 :649-57.

33. Sjogren G, Andersson M Bergman M, Laser welding of titanium in dentistry. Acta odontol Scand 1988 ;46 :247-53.
34. Kreylos, H. Spark erosion in dental technology :possibilities and limitations. 8 : 649, 5
35. Stachniss V. 1984. Funkenerosion-ein never weg zu passgenaven gussfullungen und kronen aus edelmetall und edel metallfreien legierungen. 1984 ; 294
36. Korber, E., Metallhulsenkrone aus voll materiañ mit hilfe der fun kenerosion. 1986
37. Lindeman W. Pielsticker W. Skchiebel G. Inlayherstellung unter einatz der funkenerosion. 1986
38. Andersson, M. Swedish Patent. 1987
- Andersson, M. Bergman B. Bessing, C. Clinical results with titanium crowns fabricated with machine duplication and spark erosion. ActaOdontol Scand. 1989 ; 279-286.

39.Cranin, AN. 1982. The requirements and clinical performance of dental implants. 1982 ; 4 : 10.

40.Albrektsson T. 1986. The long term efficacy of currently used dental implants : a review and proposed criteria of success.1986 ;
11-25.

41.Ryge E. Standardization of clinical investigators for studies of restorative materials. 1981

42.Lenox, JA. Scoring a patient's oral hygiene p Silness J. 1970.
Periodontal conditions in patients treated with dental bridges.1973

43. Ekfeldt A. . Occlusal contact wear of prosthodontic materials. 1988

46.Thompson, Neal. . Effects of various prophylactic treatment on titanium, sapphire and hydroxyapatite coated implants 1989 ;300-311.

47.Lausmaa, J. 1986. Accelerated oxide growth on titanium implants during autoclaving caused by fluorine contamination. 1986 ; 23-27

48.Ravnholt, Gert.

- Corrosion current and Ph rise around titanium coupled to dental alloys.
1988 ; 466-472.
49. Stough, D.W.. The corrosion of titanium.1956 ; 184
50. Schain, D. Corrosion properties of titanium and its alloys. 1964 ; 228
51. Stern, M. 1959. The influence of the noble metal alloy aditions on the electrochemical an d corrosion behavior of titanium.1959 ; 759-764.
52. Cotton, JB. In platinum metals review. 1967 ; 11 : 50-54
53. Griess, JC. . Crevice corrosion of titanium in aqueous salt solutions.
1968 ; 24 : 96-109
54. Convington, LC. . A study of factors afficierency of titanium in Na OH solutions 1971.
55. Bohlman EG. Proceedings of the first international symposioum on water desalination. 1 : 306-325
56. Adel, R. A 15 year study of the edentulous jaw. 1981 ;387-416.

5Andersson, Matts. A new All- Ceramic Crown : A Dense Sintered, High-Purity Alumina Coping with porcelain, ACTA Odontol Scand. 1993

58. Andersson, Matt. Laser welding of titanium in dentistry , ACTA Odontol Scand. 1988

59. Van Roekel, Ned B. Electrical Discharge Machining in Dentistry. The International Journal of Prosthodontics, 1992 ; 5 : 2.

60. Brooks, Alan. Bruce Stewart Robert. Full- Arch Implant Framework Casting Accuracy : Preliminary in vitro observation for in vivo testing. Journal of prosthodontics, 1993 ; 2, : 1.

61. Andersson, Matts. Bergman B. A 2-year follow up study to titanium crowns. ACTA Odontol Scand. 1990

62. Jemt, Torsten. Fixed implant- supported prothesis with welded titanium frameworks. The international Journal of periodontics and restorative dentistry, 1992 ; 12 : 3.

63. Fenton, Agron H. Research status of prosthodontic procedures. The international Journal of Prostfodontics, 1993 ; 6 : 2.