

Supraestructuras de titanio



*Sandro Siervo
Valentino Ghiglione*

Raffaele Siervo

Paolo Siervo

*Universidad de los Estudios de Milán
Cátedra de Odontoestomatología I
Escuela de Especialización en Odontoestomatología I
Director Profesor F. Santoro*

*Universidad de los Estudios de Pisa
Cátedra de Odontología Conservadora
Director Profesor M.V. Bandettini*

Las inobjetables ventajas de orden clínico, así como la perfecta biocompatibilidad y el hecho de no aceptar soldadura, convencieron a numerosos odontólogos la posibilidad de utilizar el titanio en la preparación de la infraestructura metálica para las reconstrucciones protésicas.

La importancia de las características comerciales de las supraestructuras en odontología es indiscutible. Esta afirmación es válida más allá del tipo de reconstrucción protésica, fija o removible, con pilares naturales o implantes intraóseos. En efecto, los materiales utilizados para crear la supraestructura están en contacto directo con la cavidad oral y, por ende, están constantemente sometidos a estrés de tipo térmico, mecánico, químico y de cualquier otra naturaleza.¹

La prótesis, una vez finalizada, es el resultado de la combinación de dos componentes: la infraestructura metálica y el revestimiento en resina acrílica o porcelana. La infraestructura metálica puede a su vez, ser dividida en, por lo menos dos categorías: aleaciones nobles y no nobles. La composición de la aleación utilizada para la reconstrucción protésica es de gran importancia para el éxito funcional a largo plazo de la rehabilitación. La construcción de la infraestructura

metálica debe ser efectuada por el técnico dental de forma mesurada, no sólo en cuanto al modelado del aparato sino a la selección de los materiales. Para la estructura metálica, la escogencia de un material de baja calidad puede ser la base del fracaso protésico a largo plazo.²

Las aleaciones nobles para las reconstrucciones protésicas están representadas, fundamentalmente, por las aleaciones auríferas; las mismas pueden ser de alto, reducido o bajo contenido áureo. En odontología se deberían utilizar, hasta donde sea posible, aleaciones de alto contenido áureo y, posiblemente, carentes de indio, ya que las demás poseen características comerciales decadentes. Las aleaciones auríferas de reducido o bajo contenido áureo presentan en efecto, una resistencia inferior a la corrosión en la cavidad oral.³ La reducida resistencia a la corrosión, conduce a través del tiempo a la pérdida de la reconstrucción, pudiendo crear daño biológico a varios tejidos tanto del diente como del periodonto.⁴

Las dificultades técnicas para analizar la exacta composición de las aleaciones y, algunas veces, el excesivo deseo de ahorrar al adquirir las materias primas hacen que aún hoy en día, muchas reconstrucciones sean efectuadas en aleaciones de reducido o bajo contenido de oro, con el consecuente riesgo para el paciente, quien no sabe el peligro que se está exponiendo.

Composición de los cuatro grados de titanio						
Grado	Composición química (en % de la masa)					
	Fe*	O*	N*	C*	H*	Ti*
I	0,15	0,12	0,05	0,06	0,013	Remanente
II	0,20	0,18	0,05	0,06	0,013	Remanente
III	0,25	0,25	0,05	0,06	0,013	Remanente
IV	0,30	0,35	0,05	0,06	0,013	Remanente
* = máxima concentración permitida						

Tabla I

Entre las aleaciones no nobles debe recordarse que las únicas a ser biocompatibles, y por eso utilizables en odontología, están representadas por las aleaciones cromocobalto (CrCo), o por las aleaciones en titanio, tantalio, niobio o circonio.

Ha sido ampliamente demostrado que la utilización de estas aleaciones permite cubrir todas las necesidades odontológicas,⁵ en el momento en que el profesional y el técnico dental han adquirido la debida experiencia profesional. Es evidente que el titanio, con sus excelentes características de biocompatibilidad, es el elemento de selección para la reconstrucción de implantes osteointegrados⁶ atrayendo la atención de investigadores, clínicos y profesionales para afinar sus características con fines protésicos. El titanio muestra peculiaridades adicionales que justifican la inversión de estos últimos años para convertirlo en un material de uso común en odontología. Las características fundamentales del material⁷ se deben a:

- ◆ Bajo peso específico (4,5 g/cm³);
- ◆ Mínima conductividad térmica (22 W/m²);
- ◆ Buena relación entre el módulo de elasticidad y peso específico;

- ◆ Dureza relativamente elevada la cual aumenta al pasar de material puro a aleación (Ti con respecto a TiAl₆V₄)
- ◆ Excelente resistencia a la corrosión.

Origen del material

El titanio es un elemento muy bien representado en la superficie terrestre. Los minerales más importantes que contienen titanio están representados por anatasa (TiO₂), ilmenita (FeTiO₃), rutilio (TiO₂) y titanita o esfeno (CaTiSiO₅). Por norma es a partir del rutilio que se puede obtener el titanio industrialmente, ya que el rutilio tiene un elevado contenido de TiO₂. El titanio en esta forma se encuentra en Canadá, Estados Unidos, Noruega y Finlandia.⁸

En 1795, el geólogo Klaproth, analizando la tormalina de Boinik en Hungría, descubrió un metal desconocido para el momento. El geólogo le dio el nombre de titanio, en honor a los titanes, hijos mitológicos de la madre tierra primordial. Transcurrieron 100 años, antes de que el físico Hunter pudiera describir el método para obtener titanio puro en laboratorio. Es a partir de 1938

Características físicas del titanio	
Característica física	Valor
Densidad	4,5 g/cm ³
Coefficiente de dilatación lineal	8,7 x 10 ⁻⁶ K ⁻¹
Punto de fusión	1690 °C
Punto de ebullición	3660 °C
Módulo de elasticidad	105 kN/mm ²
Peso atómico	47,9
Estructura cristalina	α (hexagonal) o β (cúbica)

Tabla II

que el proceso químico atribuido a Kroll, permite lograr el titanio en cantidades industrialmente útiles.⁹

Este procedimiento prevé realizar una cloruración ante la presencia de carbón con un proceso exotérmico a partir de una masa concentrada enriquecida de titanio al 98% respecto al peso y al volumen. De esta forma se obtiene el cloruro de titanio (TiCl₄). Sucesivamente se realiza una destilación fraccionada, para eliminar la contaminación presente y que puede estar representada por hierro, vanadio y sílice. En una cámara al vacío de acero, saturada con gases nobles bajo presión, el TiCl₄ se reduce agregando magnesio o sodio (procedimiento de Kroll¹⁰). Con una reacción isotérmica se obtiene del titanio metálico, la llamada "esponja" de titanio, la cual posteriormente es fragmentada y purificada.

La esponja de titanio se comprime para que forme electrodos que serán fundidos en el horno de arco al vacío. En este procedimiento el electrodo de esponja, sometido en un baño de agua y colocado en una concha de cobre, se autodisipa.

La base lógica de esta metodología es evitar que el metal pueda enriquecerse de gases u otros materiales

que inevitablemente harían frágil el producto final. De esta forma se obtienen lingotes de titanio bruto, que pueden ser modificados con manipulación en caliente o en frío para lograr el material deseado.

El titanio puro se clasifica, por lo general, sobre la base de cuatro grados: del Grado I al IV. Aumentando el número de grado, se incrementa la contaminación del metal puro con oxígeno y hierro.

Con este proceso se logra un incremento de la resistencia y una disminución de la ductilidad. Por esto, resulta útil poder influenciar estas características físicas de un metal, de acuerdo al uso que se le desea dar. En la Tabla I se reportan las composiciones exactas de los cuatro grados de titanio.¹¹

Características comerciales y su importancia para el procesado del material

Algunas de las características físicas del titanio deben conocerse para poder procesarlo en forma correcta (Tabla II).

Elementos que estabilizan la fase α o β de las aleaciones de titanio		
Estabilizadores α	Estabilizadores β	
Sn, Zr,	β - isomorfos	β - eutectoide
Al, O, N, C	Mo, V, Ta, Nb	Fe, Mn, Cr, Co, Ni, Cu, Si, H

Tabla III

El análisis cristalográfico del titanio se caracteriza por un cambio alotrópico del retículo a 882 °C. Por debajo de esta temperatura el titanio muestra una estructura cristalina hexagonal (estructura α), mientras que por arriba muestra la estructura β o cúbica.

El titanio puro generalmente está caracterizado por una estructura α , éste no es el caso, ya que el paso a la fase β está ligado a modificaciones de las características físicas. Una combinación de la fase α con la β es la ideal para el procesado adecuado con fines odontológicos. Los elementos que pueden ser utilizados para formar aleaciones con el titanio pueden ser subdivididos en dos grupos, de acuerdo a que establezcan preferentemente la fase α o β mientras se unen al titanio. Los estabilizadores de la fase α o β se representan en la Tabla III.

La fusión del titanio con fines odontológicos ha sido impracticable durante muchos años, ya que sobre la superficie de la estructura fundida se formaba una zona reactiva indeseada, a la que se le da el nombre de α -case. Esta "costra" tiene un espesor promedio de 200 μm y se caracteriza por una dureza y fragilidad extremas, heterogeneidad con inclusión de derivaciones de la masa refractaria y microfisuras. Es evidente que esta estructura de superficie es inadecuada para su utilización con fines odontológicos.¹³ La α -case de manufactura en titanio fundido depende fundamentalmente de una reacción entre las superficies de contacto de las masas refractarias y la masa fundida de titanio. Por esta razón, puede ser controlada a través de la modificación de varios parámetros:

- ◆ Temperatura del molde durante la fusión.
- ◆ Espesor de la pared de la manufactura a fundir.
- ◆ Composición de la masa refractaria.

Este último punto, es decir, la utilización de masas refractarias que no reaccionan o lo hacen en forma limitada con el titanio durante la fusión, resulta de extrema importancia para limitar el desarrollo de la α -case. Las masas refractarias generalmente utilizadas, basadas en el cuarzo o la cristobalita, no son adecuadas. Por esta razón, se deben utilizar masas que contengan los llamados óxidos refractarios, como por ejemplo, el óxido de aluminio, de magnesio, de circonio o de calcio.

El problema fue resuelto de forma satisfactoria en los últimos años, gracias al desarrollo de nuevas masas refractarias y de aparatos adecuados para la fusión del titanio. Hoy en día, la precisión obtenible con el titanio no tiene nada que envidiar a la precisión y el modelado al que se está acostumbrado cuando se trabaja con aleaciones auríferas convencionales.

La famosa y temida α -case se reduce a su mínima expresión, siempre y cuando la fusión sea realizada en forma correcta y pueda ser eliminada con medios mecánicos, químicos y/o electroquímicos.

Además, debe recordarse que el titanio es difícil de soldar y prefiere la soldadura láser. De esta forma, el técnico dental y el odontólogo no están obligados a

Conductividad térmica de algunos metales

Metal	Conductividad (Wm ⁻¹ K ⁻¹)
Au	297
Ni	92
Co	71
Ti	22

Tabla IV

utilizar soldaduras con propiedades tóxicas en los tejidos.

A pesar de las recientes adquisiciones técnicas, debe recordarse que la fusión del titanio es más delicada y complicada de realizar, si se compara con la de aleaciones auríferas. Por ejemplo, la temperatura de la mufla y la presión del gas inerte (por lo general, argón) inciden de forma notable sobre la bondad del resultado final. Es suficiente pensar que un aumento o disminución de la temperatura de fusión en 200 °C. puede hacer variar en un 30% la fluidez de la masa fundida de titanio. Una modificación térmica siempre está ligada con la tendencia del titanio a unirse rápidamente con contaminantes presentes en el ambiente. Por este motivo, el técnico dental puede modificar la temperatura, pero debe realizarlo con sumo cuidado. También la presión con la que el gas inerte es introducido en la cámara de fusión tiene una notable importancia sobre el resultado final y las variaciones que se pueden introducir son muy limitadas. Estos sucesos dan a entender como, para obtener una buena precisión, el técnico dental debe invertir mucho tiempo para concordar las variables en la mejor forma.

Los problemas ligados con la fusión del titanio pueden ser reconocidos en tres grandes grupos:

- ◆ Fusiones no completas.
- ◆ Porosidad interna.

- ◆ Rugosidad de la superficie.¹⁴

Para optimizar la fusión del titanio resulta de utilidad usar pernos de fusión con diámetro aumentado, una presión de fusión incrementada, trabajar en ausencia de oxígeno, utilizar alta temperatura en el molde, etc. La porosidad interna de la manufactura final está fuertemente influenciada por las características de la aparatología utilizada, así como por las masas refractarias. Las masas refractarias adecuadas, desarrolladas para estas fusiones, limitan además, la formación de una superficie rugosa.

La excelente resistencia a la corrosión del titanio no sería de fácil previsión por la posición que el metal ocupa en la serie electroquímica de los potenciales. En efecto, su valor de potencial estable $E_0 = -1,75$ V es muy inferior al compararla con la del hierro ($Fe = -0,44$ V) o del níquel ($Ni = -0,25$ V). Debido a este potencial extremadamente negativo, existe la probabilidad de que el titanio pueda corroerse muy fácilmente dentro de la cavidad oral.

La estabilidad a la corrosión que le caracteriza se debe a una película muy delgada y superficial de un óxido, que se reforma en pocos milisegundos y se daña, siempre y cuando haya oxígeno en el ambiente. Este óxido, que alcanza un espesor de 30 Å, aísla totalmente el metal del ambiente que lo circunda.¹⁵ El Titanio es considerado un elemento de transición, lo cual se confirma al observar la estructura de sus electrones. En efecto, en la tabla periódica de los elementos está situado en un grupo secundario. Estos elementos, que son definidos metales refractarios, forman capas pasivas semiconductoras o no que impiden el fenómeno de la corrosión.

Una característica importante adicional para la utilización protésica del titanio es la escasa conductividad térmica. En la Tabla IV se compara esta propiedad con la de otros metales de uso general en odontología.

Es intuitivo cómo una escasa conductividad térmica puede ser sólo útil para proteger los tejidos dentarios y el periodonto.

Revestimientos estéticos sobre estructuras en titanio

El revestimiento estético de las estructuras en titanio con resinas acrílicas ha sido resuelto con el tiempo. La superficie de la prótesis en titanio debe ser minuciosamente pretratada con un silano, y por ende, condicionada para ser revestida. Esto vale tanto para las coronas individuales, como para los puentes y estructuras protésicas amovibles como por ejemplo, las estructuras metálicas.

El revestimiento estético en porcelana ha creado problemas durante muchos años, debido a tres aspectos fundamentales:

- ◆ La modificación alotrópica del retículo a 882 °C (de fase α a fase β);
- ◆ La tendencia del titanio a formar óxidos, que aumenta con el incremento de la temperatura hasta ser incontrolable;
- ◆ El bajo coeficiente de expansión térmica.

El desarrollo de porcelanas de baja temperatura de fusión se debe a la necesidad de no superar los fatídicos 882 °C. En este caso se obtendría, en efecto, un completo pasaje de la fase cristalina α a la β , y esto es inaceptable para la utilización clínica de la manufactura final.

Por estos motivos, se han desarrollado masas de porcelanas de baja fusión que fueron introducidas en el mercado a principios de los años noventa.

En estos últimos años, se podría decir meses, estas porcelanas han sido mejoradas sustancialmente.

Las temperaturas de fusión se ubican entre 740 y 780 °C.

Las bajas temperaturas de fusión proveen una segunda ventaja: reducir a su mínima expresión la tendencia del titanio a formar óxidos de superficie. En efecto, la formación de óxidos de superficie muy gruesos debilita el enlace entre porcelana y titanio.

Si el revestimiento estético tiene un coeficiente de expansión muy distinto al del titanio, es posible observar microfracturas del revestimiento, debido a los cambios de temperatura. Estas microfracturas pueden, con el tiempo causar fracturas visibles y antiestéticas. Debido al bajo coeficiente de expansión térmica del titanio, el técnico dental debe utilizar porcelanas feldespáticas de bajo contenido, o idealmente, carentes de leucita: estas porcelanas se adaptan perfectamente al revestimiento de estructuras en titanio.

Otro aspecto al que se le debe poner mucha atención es la estabilidad entre titanio y porcelana. Si se analiza la solidez del enlace en la estructura metálica del titanio con la porcelana, utilizando el método clásico de Schmitz y Schulmeyer para evaluar la resistencia a la fractura, se obtienen valores de aproximadamente 25 MPa. Los valores de referencia en cuanto al enlace entre la estructura con la aleación áurea y porcelana convencional se ubican entre 20 y 30 MPa. Por esta razón evidente, que el enlace titanio-porcelana, hoy en día, ya no representa un problema, aunque no se encuentra dentro de los valores máximos esperados.

Conclusiones y aspectos futuros

La investigación médica y odontológica está abocada a localizar métodos reconstructivos que sean biológicamente valederos. Esto no sólo se refiere a la componente que se coloca en el interior del tejido humano (implantes), sino también a las estructuras que están

Caso I

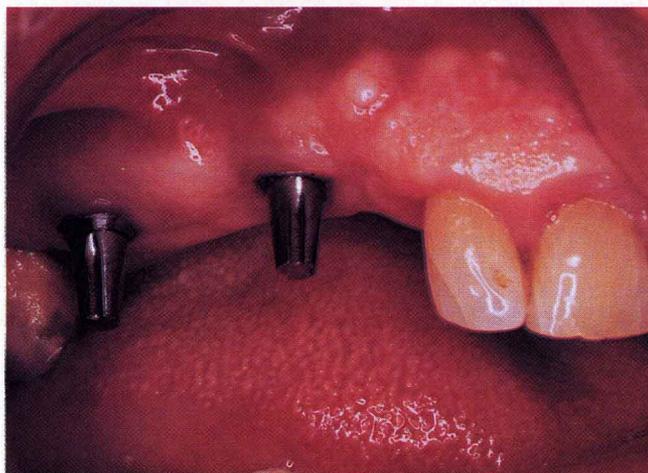


Figura 1. Vista de los implantes y componentes secundarios en la zona del 14 y 16.

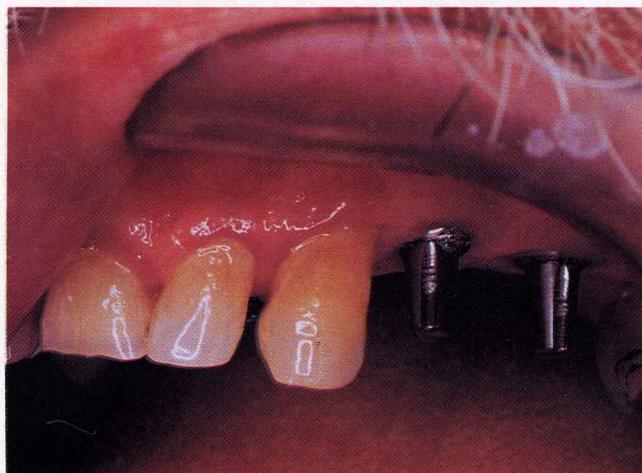


Figura 2. Vista de los implantes y componentes secundarios en la zona del 24 y 26.

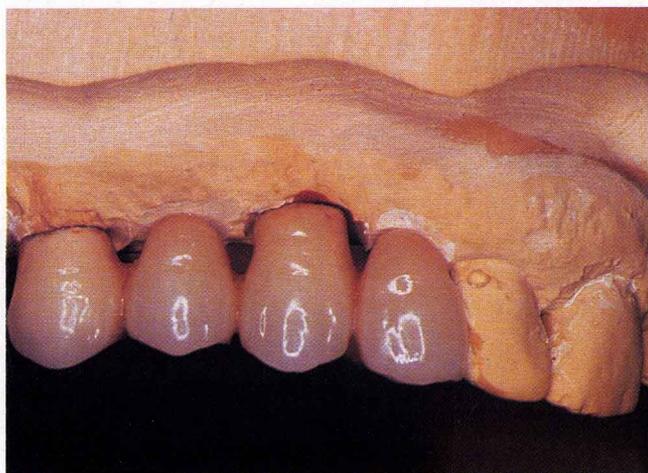


Figura 3. Elementos 13-16 en titanio-porcelana en el modelo.



Figura 4. Elementos 24-26 en titanio-porcelana en el modelo.

en contacto con los tejidos por tiempos más o menos largos. En esta segunda categoría de materiales, seguramente, se incluyen las supraestructuras utilizadas para las reconstrucciones odontológicas, sean fijas o removibles.

Durante años, en el campo odontológico, se han utilizado aleaciones auríferas, y muchos colegas y técnicos dentales no entienden los motivos de esta gran presión por parte del mundo científico, en sustituir las aleaciones áureas con titanio. Este último ofrece mu-

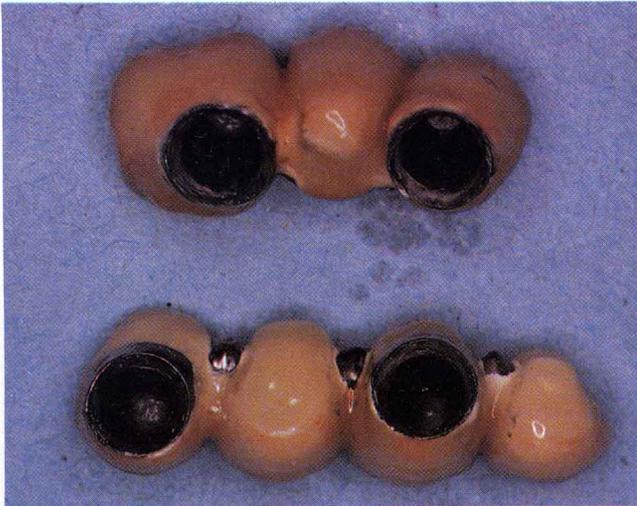


Figura 5. Vista interna de las estructuras.

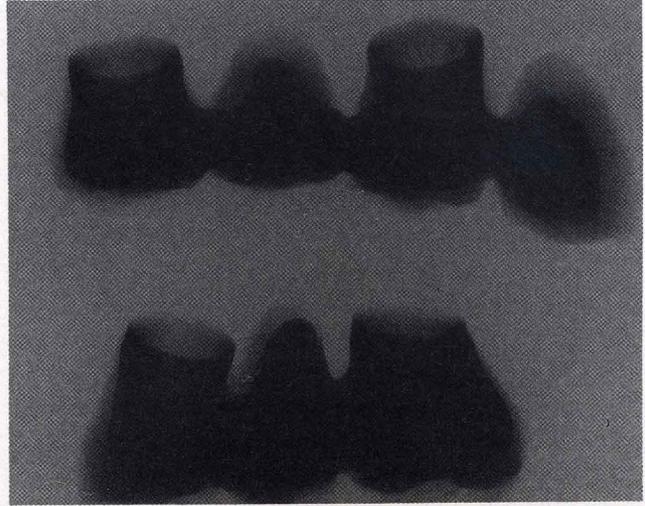


Figura 6. Radiografía de las estructuras metálicas; nótese la bondad de la fusión.



Figura 7. Reconstrucción en boca: vista vestibular.

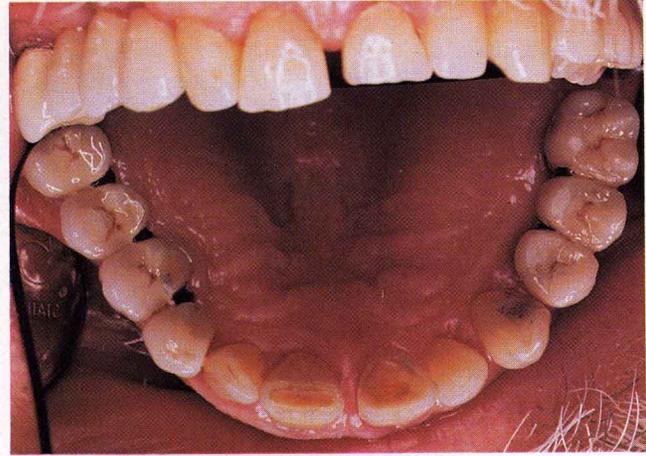


Figura 8.- Reconstrucción en boca: vista oclusal en el espejo.

chas ventajas con respecto al oro, pero no se deben olvidar algunas desventajas.

La primera ventaja es de orden puramente práctica y es que el titanio sólo puede ser soldado con gran dificultad. Para unir dos partes distintas, por ejemplo

una estructura metálica dividida, la metodología de elección es la utilización del láser. Esto permite no usar soldadura. Dos son las características fundamentales para la utilización de la soldadura. En primer lugar, la soldadura debe permitir una correcta unión de las dos partes y mantenerla aún bajo cargas funcionales. En

Caso II



Figura 9. Implante en la zona de la tuberosidad.

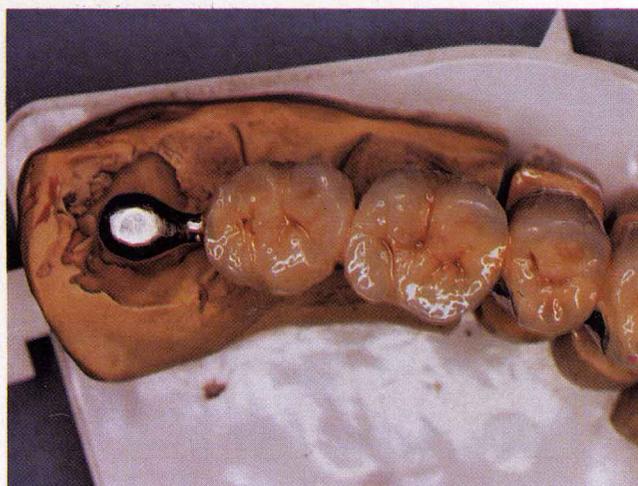


Figura 10. Estructura metálica en titanio y Art-Glass en el modelo.

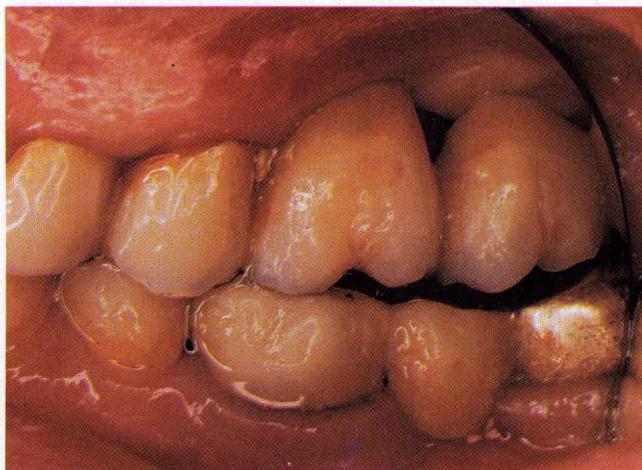


Figura 11. Prótesis en boca: vista vestibular en el espejo.

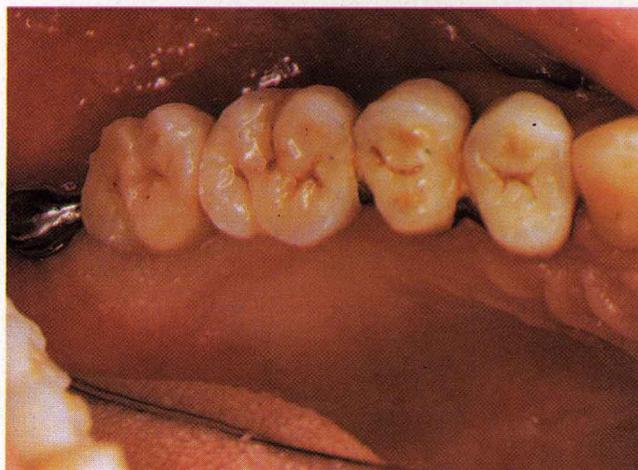


Figura 12. Prótesis en boca: vista oclusal en el espejo.

segundo lugar, la soldadura debe ser biocompatible, es decir, no debe poseer iones potencialmente tóxicos que pudieran dañar a tejidos dentarios y periodontales. A pesar de las investigaciones efectuadas durante muchos años, no se ha logrado obtener una soldadura

que disponga de estas dos características al mismo tiempo.

Por ende, es posible dividir las soldaduras en dos categorías: las biocompatibles que no sueldan y aquellas que sueldan bien pero no son biocompatibles. En

Caso III



Figura 13. Muñón artificial en titanio en el 44.

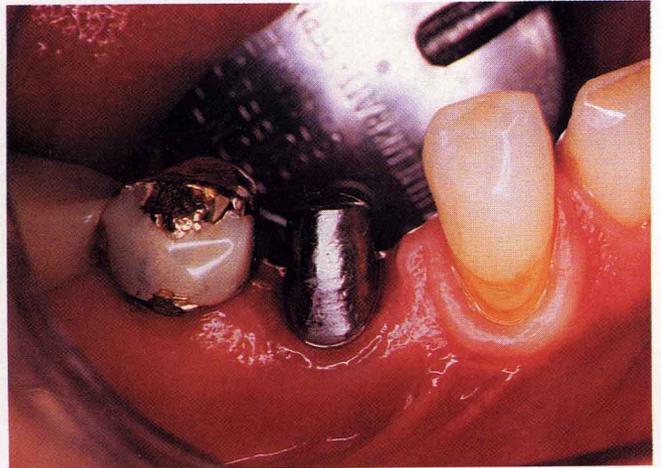


Figura 14. Muñón artificial cementado.



Figura 15. Corona en titanio-porcelana en el modelo.

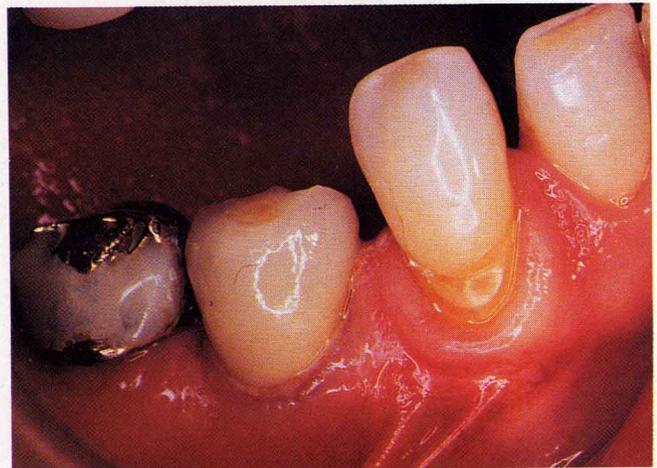


Figura 16. Corona en titanio-porcelana cementada: vista vestibular.

ninguno de los dos casos podemos justificar la selección terapéutica hacia el paciente.

El famoso compromiso médico, *primum non nocere*, debería obligar moralmente a no utilizar soldaduras en

la práctica de todos los días. Existen algunas Escuelas en Europa, que, con mucho ahínco, han eliminado la utilización de cualquier tipo de soldadura.¹⁶ La utilización del láser elimina este grave problema y permite trabajar con mayor serenidad.

La toxicidad de la soldadura depende de la fácil tendencia a la corrosión que permite la difusión de los iones tóxicos en el interior de los tejidos circundantes. La corrosión también puede verificarse en aleaciones auríferas de calidad inferior. Para el profesional se proyecta otro problema. Cuando se recibe una prótesis en aleación aurífera cómo es posible asegurar que la aleación sea de alto y no de bajo contenido? La experiencia enseña que hay que confiar en el técnico dental, el cual a su vez lo hace en el revendedor, y así sucesivamente. Pero si se pudiese analizar la composición de algunas aleaciones auríferas existentes en el comercio (S. Siervo y colaboradores manuscrito en elaboración) con metodologías más sofisticadas (absorción espectrofotométrica), rápidamente se descubriría que las informaciones sobre la bondad de algunas aleaciones no corresponden con la realidad. Este problema pasa por alto si el material utilizado está constituido por titanio, el cual representa al metal más biocompatible.

Se evitan riesgos ligados con la corrosión y, por ende, a la toxicidad de los metales, utilizando titanio para las reconstrucciones.

Los protesistas desde hace varios años, claman que se encuentren soluciones para utilizar el mismo metal en la totalidad de la reconstrucción, para evitar los fenómenos de corrosión ligados al llamado bimetallismo, causado por aleaciones diversas que entran en contacto entre sí, sumergidas en una solución electrolítica. El titanio, hoy en día, hace este sueño realidad. Ante un diente natural muy destruido, existe la posibilidad de reconstruirlo con muñones artificiales de titanio y revestir la reconstrucción con una manufactura en titanio-porcelana o titanio-resina acrílica. Si se debe rehabilitar una arcada parcialmente edéntula, es posible recurrir a la utilización de estructuras amovibles en titanio, así como a las metálicas, la prótesis conométrica u otras. Si, por último, es necesario rehabilitar los sectores donde se han colocado pilares artificiales (implantes osteointegrados), es posible disponer de un

único metal para el implante, la componente secundaria y la supraestructura protésica. Las ventajas de esta selección son obvias y hablan por sí mismas.

Un aspecto que en el futuro favorece la utilización del titanio como material de reconstrucción protésico es su costo. El costo del material sin procesar es infinitamente inferior a una aleación aurífera y permitirá ejecutar reconstrucciones a precios más competitivos. Este aspecto es extremadamente importante, si se considera el incremento de la edad media de los pacientes.

Los pacientes más ancianos, a menudo, desean rehabilitaciones que no sean extremadamente costosas, y en los próximos años, esto se logrará al mejorar la metodología.

Actualmente los costos son elevados y comparables con los correspondientes a las reconstrucciones en metal-porcelana, ya que las masas refractarias, los aparatos sofisticados y el tiempo necesario de enseñanza elevan los costos de los aparatos protésicos.

Cada gran cambio se asocia con dificultades. Existen muchos detractores de estas metodologías, algunos con argumentos válidos, otros sin ninguna base científica.

Para entender los motivos, debe observarse el ambiente comercial. Es evidente que la industria joyera del sector no aprueba el desarrollo de una metodología alternativa que prevé la reducción de los consumos de la materia prima que venden. Se debe precisar que algunas grandes compañías, productoras de aleaciones auríferas, se están organizando para ofrecer, a finales del año en curso, al titanio como material alternativo; en efecto, los mismos entendieron que no se puede pretender detener este desarrollo.

Se necesita por parte de los técnicos dentales un notable esfuerzo económico, ya que la adquisición de una

unidad de fundición y un láser gira en torno de los 120-150 millones de liras italianas. Es evidente que tal inversión no puede ser realizada por todos. Además, una nueva metodología está ligada con un período de entrenamiento tanto como para el odontólogo como para el técnico dental.

Este tiempo se debe invertir para aprender y conocer la metodología y es un período donde los ingresos económicos son reducidos. Esta es una consideración que conlleva a que se dominen los entusiasmos.

La estética con aparatos protésicos en titanio-porcelana está bien aceptada pero es una convicción general que las zonas anteriores tratadas con metodologías convencionales son superiores.

Los esfuerzos conjuntos de investigadores y operadores clínicos permitirán resolver este problema en breve tiempo.

Las dudas planteadas con esta nueva metodología se deben, en gran parte, a la novedad. Nadie dispone de investigaciones a largo plazo que puedan probar la estabilidad y duración en el tiempo de estas reconstrucciones.

Las investigaciones preliminares y los estudios que se extienden por 5 años empiezan a dar algo de tranquilidad, pero la seguridad no ha sido alcanzada. Cada novedad trae consigo riesgos, pero ya existe la certeza que en el futuro la reconstrucción protésica en metal utilizará cada vez más al titanio, ya que el espectro de las indicaciones es muy amplio y válido para:

- ◆ El tratamiento de pacientes alérgicos.
- ◆ La construcción de estructuras metálicas y coronas resistentes a la corrosión.
- ◆ La realización de labores complejas sin correr el riesgo de fenómenos ligados al bimetalismo.
- ◆ La ejecución de tratamientos ortodónticos a largo plazo (ataches y alambres en titanio).

La famosa frase de *Faust* de Goethe "Am Golde hängt's, zum Golde drängt's" (del oro dependemos, al oro tendemos) ha señalado una larga época de la odontología que consideraba sólo al oro como material para reconstrucciones protésicas de cierto nivel.

El descubrimiento del titanio redimensionará la utilización del oro y proveerá un instrumento útil para el tratamiento de los pacientes en la forma más biocompatible posible.

Casos clínicos

Caso I

El paciente acude a consulta con ausencia del 13, 14, 15, 16, 24, 25 y 26. Se colocan cuatro implantes *ITI-Bonefit* de tornillo relleno, en posición 14, 16, 24 y 26.

Una vez lograda la osteointegración, transcurridos 6 meses, se colocaron los componentes secundarios (muñones rellenos). Estos muñones se realizaron en la forma convencional, para poder corregir los pequeños defectos de paralelismo. La reconstrucción protésica se realizó en titanio-porcelana.

Los implantes, sus componentes secundarios y la estructura metálica son de titanio; de esta forma se elimina cualquier efecto ligado a la posible toxicidad, el bimetalismo.

La estructura metálica izquierda se realizó con una monofundición y la derecha en partes y unidas mediante soldadura láser. No se usó soldadura de ningún tipo (Figuras 1 a 8).

Caso II

El paciente acude a consulta con ausencia del 16 y 17. Se le coloca un implante en la zona de la tuberosidad, ya que en la zona edéntula un seno maxilar amplio

impedía la colocación de los implantes. Se realizó una prótesis fija sobre implantes y dientes naturales 14 y 18. El revestimiento de la estructura metálica se realizó con una resina nueva altamente biocompatible (*Art Glass*), adecuada según el productor para resistir las altas cargas oclusales masticatorias (Figuras 9 a 12).

Caso III

La paciente perdió la corona del 44 como consecuencia de una caries destructiva. El diente no tiene vitali-

dad. Después de una adecuada terapia endodóntica se prepara un muñón artificial en titanio. Se procede de forma coherente realizando una corona en titanio-porcelana sobre un pilar natural⁴⁴ (Figuras 13 a 16).

Reprinted with permission from Il Dentista Moderno, Volume XIV, Issue 5. Copyright Utet Periodici Scientifici, SRL. Torino - Italia.

Referencias bibliográficas

1. Wirz J: Klinische Material und Werkstoffkunde, Quintessenz Verlag, Berlin 1993.
2. Siervo S, Siervo P, Schmidli F: Mißerfolgsanalyse bei einer implantatgetragenen Stegkonstruktion, Quintessenz ZT, 10: 1255-1262, 1995.
3. Weber H, Sauer KH, Paulssen W: In-vivo Korrosionsuntersuchungen an edelmetallfreien Legierungen. Dtsch Zahnärztl Z, 41: 1272-1276, 1986.
4. Wirz J, Rateitschak E, Schmidli F: Werkstoffbedingte Gingivaentzündung. Quintessenz, 38:1737-1742, 1987.
5. Wirz J: Titan und seine Legierungen - ein Ersatz für Gold? Philip J, 9: 289-290, 1992.
6. Schroeder A, Sutter F, Krekeler G: Orale Implantologie, Thieme Verlag, Stuttgart 1988.
7. Päßler K, Bestelmeyer F, Ohnmacht P, Semetz F: Einflüsse auf die Qualität und Eigenschaften von dentalen Titangüssen. Dental Labor. 6: 809-815, 1991.
8. Päßler K: Titan in der zahnärztlichen Prothetik, Zahntech, 3: 10-16, 1993.
9. Päßler K, Mann ED: Der dentale Titanguß - Grundlagen, Technologie und werkstoffkundliche Bewertung, QuintZahntech, 6: 717-726, 1991.
10. Kroll WJ: The production of ductile titanium. Trans Elektrochem Soc, 78: 35-47, 1940.
11. Mineral Facts and Problems, US Bureau of Mines Bull. 650, 1970.
12. Sellier A: Mythen-Fakten-Praxis. Erfahrungen mit Reintitanversorgungen, Dental Labor, 38: 677-682, 1990.
13. Wirz J: Titan-ein Werkstoff der modernen Prothetik, Quintessenz. 5: 731-739, 1994.
14. Ida K: Progress of titanium casting in dentistry, a review of basic and practical studies on casting defects, Abstr P08. II International Symposium on Titanium in Dentistry, Tokyo 1992.
15. Rudiger K, Fichte R: Titan, Titanlegierungen und Titanverbindungen; Ullmans Encyclopädie der technischen Chemie. 4. Aufl, Band, 23:267-292, 1983.
16. Wirz J: Basler Lehrmeinung zur Anwendung von Metallen und Legierungen in der Mundhöhle, Basel 1995.