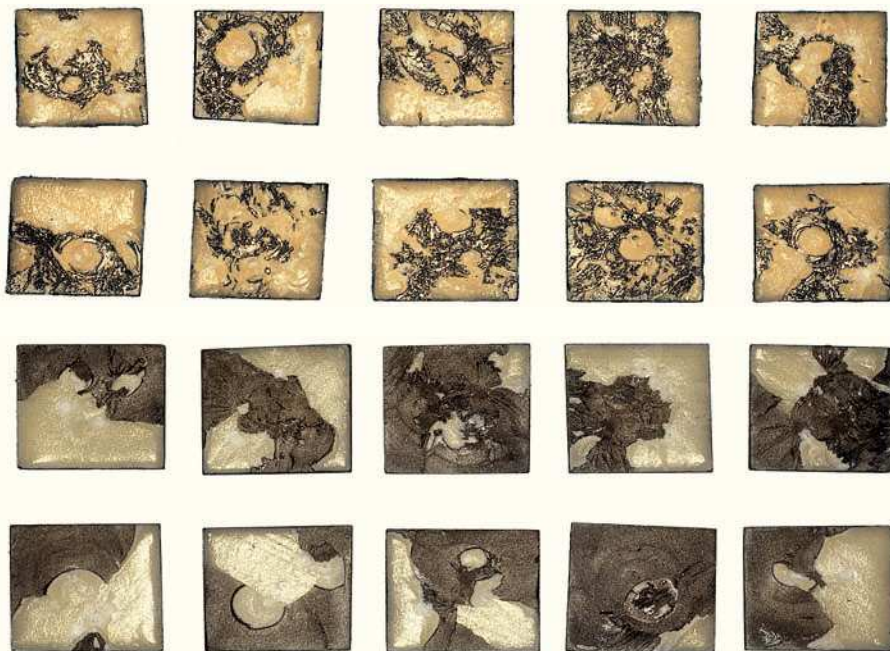


INVESTIGACIÓN

CERÁMICA CON METAL



[Resumen]

En un principio, el titanio se ha introducido en el mercado dental de forma reservada debido a su difícil procesamiento. No obstante, sobre todo gracias a la implantología, hoy es un material establecido para fabricar las más diversas restauraciones. Desde el punto de vista estético, el recubrimiento cerámico es una obligación. Los materiales de bonderización que disuelven el óxido y reducen la oxidación y las masas de bajo punto de fusión que se ajustan al CDT del titanio son el secreto de una buena unión titanio-cerámica.

[Palabras clave]

Metallocerámica. Unión titanio-cerámica. Recubrimiento cerámico. Material de bonderización. Acondicionamiento de la superficie.

(Quintessenz Zahntech. 2006;32(9):1070-84)

Recubrimiento cerámico para titanio y aleaciones de titanio

Michael Hopp, Carsten Fischer, Enrico Trilck y Reiner Biffar

Pocas veces un material ha generado un debate tan contrariado como el titanio sobre la realización técnica de los requisitos y sobre la necesidad clínica como material de restauración. Para los procesos técnicos de colado y recubrimiento y para la aplicación como material de restauración dental, un conocido científico de materiales planteó en 1991 el titanio bajo la observación «Titanio: de nuevo un material para neuróticos de la perfilación». Hasta 1994, aproximadamente, parece que el desarrollo le dio la razón. En muchas ocasiones, los desprendimientos de superficies grandes de cerámica del armazón de titanio condujeron al fracaso en las restauraciones (fig. 1). Con las mejoras de la técnica de colado, la introducción de masas de recubrimiento de reacción lenta y las masas de bonderización, la situación dio un giro. 1. En el año 2000 apareció una declaración con información principalmente negativa sobre las posibilidades tecnológicas y la transformación protésica en la tecnología del titanio²⁶. Resulta problemático el uso de datos estadísticamente consolidados y de valoraciones del éxito que quedaron al menos 3-5 años por detrás del rápido desarrollo de sistemas nuevos de este tipo. Hoy en día ya no se discute acerca del titanio; se utiliza y se hace con éxito. Incluso aquellos que sólo en parte podían trabar amistad con el titanio debido a los desarrollos experimentados en la implantología debieron ocuparse del procesamiento y de las peculiaridades del titanio. Como consecuencia de la técnica del titanio también se introdujeron en gran me-

Introducción



Fig. 1. Desprendimiento de gran superficie de cerámica del armazón de titanio.

dida las técnicas de soldadura TIG y láser en los laboratorios dentales. Actualmente, Geis-Gerstorfer¹⁰ y Blume et al⁴ ven la unión cerámica como segura y, con la prueba de Schwickerath de conformidad con la ISO 10477, determinan una fuerza de adherencia de aproximadamente 41 MPa para Ti1 CP y TiAl₆Nb₇. La reducción de los valores de unión por termociclado es minúscula, pero en ambos materiales es significativamente menor que en la aleación probada a base de Pd²⁷. Debido a la mayor resistencia mecánica, el uso de la aleación de TiAl₆Nb₇ está especialmente recomendado para construcciones extraíbles y puentes de varias piezas¹⁹. Estudios estadísticos posteriores indican para la primera década de las restauraciones de cerámica con titanio una menor tasa de éxito que en restauraciones metalocerámicas a base de aleaciones de oro²⁸. Además de la compatibilidad del CDT y la procesabilidad protésica, la estabilidad cromática y la abrasión son esenciales para el resultado a largo plazo. Koke et al¹⁵ demostraron que la resistencia a la abrasión de las cerámicas con titanio Vita (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemania), Triceram (Dentaurum, Pforzheim, Alemania) y Duceratin (Ducera, Rosbach, Alemania) después de 100.000 ciclos de masticación era de entre 0,29 y 0,55 mm³, mientras que la de la cerámica de referencia Vita Omega 900 (Vita Zahnfabrik) era de aproximadamente 0,65 mm³.

La calidad de la unión cerámica viene determinada por el armazón de titanio

Para restauraciones de titanio y de aleaciones de titanio se emplean diferentes materiales: se utilizan titanio CP en cuatro grupos y dos aleaciones, tal como se describe en las normas DIN 17850⁶, DIN 17851⁷, DIN 17862⁸, ASTM 1295-92² y Zwicker³⁰. Los materiales técnicos de titanio se ofrecen como material modelable en forma de piezas brutas de colado o bloques de fresado para la tecnología CAD/CAM (véase la tabla 1). Si no se usan las masas de recubrimiento y los procedimientos de colado adecuados, se generan fisuras y otros defectos en las capas marginales de titanio que posteriormente dan lugar a burbujas de gas (fig. 2) o forman una capa α -case excesivamente gruesa^{11,12}. El titanio colado presenta una capa α -case, una capa muy dura a base de siliciuros, fosfuros y óxidos (fig. 3). El grosor de la capa depende de las condiciones de colado y de la composición de las masas de recubrimiento. Esta capa, de menos de 30 μ m debido al

Tabla 1. Resumen del titanio CP técnicamente puro y las aleaciones de titanio según las normas DIN 17850, DIN 17851, DIN 17862, ASTM 1295-92 y Zwicker. Datos de los elementos en porcentaje en masa

N.º de material	Fe	C	N	O	H	Ti	Al	V	Nb	Ta	R _{p0,2} en Mpa	R _m en MPa	Dureza Vickers/Brinell
Ti1 grado 1 3.7025.1	0,2	0,08	0,05	0,12	0,01	Resto					180	290-410	120
Ti2 grado 2 3.7035.1	0,25	0,06	0,05	0,18	0,01	Resto					250	390-540	150
Ti3 grado 3 3.7055.1	0,3	0,1	0,05	0,25	0,01	Resto					320	460-590	170
Ti4 grado 4 3.7065.1	0,35	0,1	0,05	0,35	0,01	Resto					390	540-740	200
TiAl6V4 3.7165.1	0,3	0,08	0,05	0,20	0,015	Resto	5,50-6,75	3,5-4,5			830	mín. 900	310
3.7165.7	0,3	0,08	0,05	0,20	0,015	Resto	5,50-6,75	3,5-4,5			1.000	mín. 1.070	310
TiAl6Nb7 -	0,25	0,08	0,05	0,20	0,09	Resto	5,50-6,50	-	6,5-7,5	máx. 0,5	900	mín. 900	340

.1: recocido; .7: recocido de disolución y almacenamiento en caliente.

INVESTIGACIÓN

CERÁMICA CON METAL

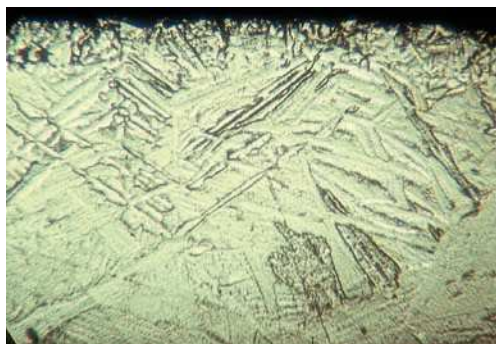


Fig. 2. Corte del armazón de titanio con defectos masivos en la región marginal (arriba), corrosión de Kroll. LM, luz incidente, aumento de 100:1.



Fig. 3. Representación de la capa α -case. LM, luz incidente, aumento de 100:1.



Fig. 4. Estructura del titanio Ti1 (material modelable). LM, luz incidente, aumento de 12,5:1.

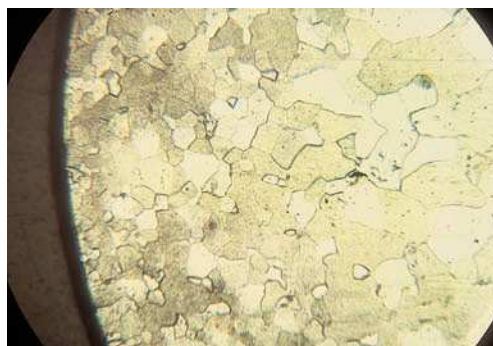


Fig. 5. Estructura del titanio Ti1 (material modelable) tras la simulación de cocción a 800 °C. LM, luz incidente, aumento de 12,5:1.

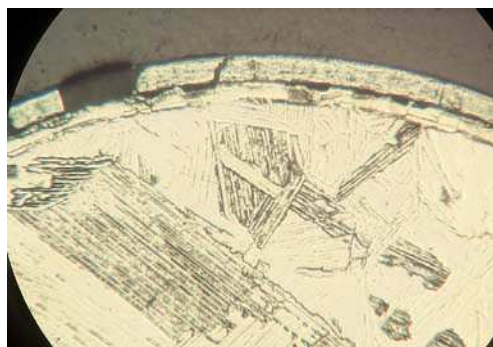


Fig. 6. Estructura del titanio Ti1 (material modelable) tras la simulación de cocción a 1.000 °C con estructura de Widmannstätten. LM, luz incidente, aumento de 12,5:1.

uso de masas de recubrimiento modernas, se elimina con chorro de arena tal y como describen Böning et al⁵ y Blume et al⁴. Las capas α -case impiden una unión cerámica cualitativamente muy estable. Bauer y Brauner³ y King et al¹⁴ hacen referencia al cambio de estructura a causa de procesos de recrystalización, tal como aparecen debido a procesos térmicos, como por ejemplo recubrimientos cerámicos. En consecuencia, las propiedades mecánicas también se ven modificadas. La estructura acicular del titanio colado se ve muy poco alterada durante la deflagración. En el titanio CP como material modelable, desde temperatura ambiente (fig. 4) hasta una influencia térmica de 800 °C, se debe comprobar una recrystalización con un engrosamiento de la estructura y un temple de las capas marginales (fig. 5). Si se supera la temperatura de transición y se lleva a cabo la simulación de cocción a 1.000 °C, el temple marginal es mayor; se forman una capa de rutilo amarilla y la estructura de Widmannstätten (fig. 6). En este momento, el titanio habría modificado sus propiedades físicas hasta un punto en que sería posible un procesamiento protésico aunque con limitaciones. Varios pasos pirofóricos de esta tecnología pueden modificar parcialmente el titanio al igual que el sobrecalentamiento del disco separador o el pulido con herramientas inadecuadas.

El recubrimiento cerámico del titanio

Cuatro particularidades esenciales caracterizan el recubrimiento del titanio:

- El CDT ronda los $9,6 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$ y por tanto es mucho más bajo que el CDT de los sistemas de unión convencionales, debido al CDT reducido de las masas cerámicas. En las masas apenas se encuentra leucita o no se encuentra en absoluto.
- Por encima de la temperatura de transición de $882,5^\circ\text{C}$, el titanio modifica la estructura reticulada de sus átomos con un cambio simultáneo de las propiedades físicas, de modo que la temperatura de cocción de las masas cerámicas debe permanecer por debajo de esta temperatura.
- El procesamiento de armazones de titanio debe ejecutarse estrictamente observando las propiedades de los materiales, ya que un sobrecalentamiento debido a un desprendimiento no calificado y la corrección provocan un cambio interno en el material.
- Al aumentar la temperatura, el titanio tiende a una fuerte oxidación que comienza con una fase de TiO seguida de una fase de TiO_2 que reduce la fuerza de adherencia de la cerámica. Al mismo tiempo aumenta la proporción de oxígeno intersticial disuelto en la capa delimitadora. De ello se desprende la necesidad de que las cerámicas de recubrimiento para titanio disuelvan el óxido que se va formando, se incorporen a la matriz vítrea y, a un bajo punto de transición vítrea, consigan un sellado superficial grueso que impida la formación posterior de óxido.



Fig. 7. Estructura de capas de un recubrimiento de titanio con material de bonderización de hidruro de titanio y oro.

Para prevenir la oxidación se intentó sellar la superficie con material de bonderización híbrido de titanio negro, lo cual supuso la necesidad estética de un aclaramiento. Los materiales de bonderización de oro deberían resolver el problema. La figura 7 muestra la estructura de capas de un recubrimiento con un sistema de este tipo (Duceratin, Ducera, Rosbach, Alemania), tal como estableció hace muchos años la técnica de recubrimiento de titanio. Si estas uniones se cargan en el cizallamiento, la rotura se da preferentemente en la capa de oro (fig. 8).

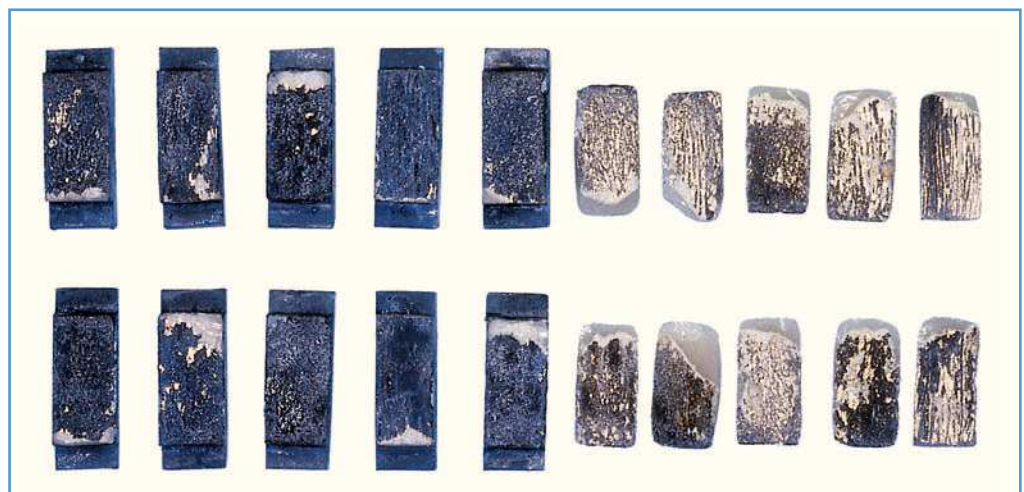


Fig. 8. Recubrimiento de titanio sobre piezas de prueba con material de bonderización de hidruro de titanio y oro. Aparecen roturas en la capa de oro.

INVESTIGACIÓN

CERÁMICA CON METAL

Los sistemas modernos trabajan con colores dentales o con materiales de bonderización ajustados a los colores complementarios de la superficie del titanio para conseguir un mejor efecto estético. Las temperaturas de transición vítrea han bajado considerablemente, lo que se refleja en unas bajas temperaturas de cocción. Para el titanio, al igual que para los sistemas convencionales de cerámica con metal, tras la cocción la cerámica debe adherirse al metal bajo una tensión de compresión ligera.

La relación entre la fase vítrea y la fase cristalina en la cerámica para el recubrimiento del titanio se desplaza en dirección a la fase vítrea, por lo que la fase cristalina no puede contener o sólo puede contener una pequeña proporción de leucita. Así se consigue que el CDT disminuya y se ajuste al del titanio²⁶.

Marx et al²⁰ partieron en 1992 de que la leucita se sustituyó por mullita, lo que, con un CDT de $4,5 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$, contribuiría a una reducción considerable del coeficiente de dilatación. No obstante, Tinschert et al²⁶ no detectaron mullita en sus estudios. En su lugar, observaron un incremento de los óxidos cristalinos de aluminio, zirconio y estaño. La leucita no sólo desempeñó un papel determinante para el CDT, sino que también era responsable de la opacidad. Debido al bajo contenido de leucita son necesarios opacificantes como el óxido de estaño (Cassiterit) en las masas de cerámica para titanio.

Con un 50-60%, el dióxido de silicio también constituye en las masas de cerámica para titanio la parte principal de la matriz vítrea, si bien la reducción se realizó en favor de otros reticulantes con un CDT algo más bajo y un punto de fusión reducido, como por ejemplo a través del óxido de boro, y una mayor proporción de álcalis. Por lo tanto, las cerámicas para el recubrimiento del titanio ya no son cerámicas de leucita. Con una mayor proporción de óxido de sodio, la temperatura de sinterización puede disminuir claramente y puede reducirse la zona de temple en la superficie del titanio. Con el aumento de la proporción de álcalis disminuyen la clase hidrolítica y la resistencia a los ácidos de las cerámicas²⁰. Es crítico observar el recubrimiento múltiple de los armazones de titanio. Seguramente en el titanio es posible una corrección del recubrimiento total y, aunque ésta deba repetirse por completo reiteradas veces, es conveniente reelaborar el armazón, ya que los valores de adherencia a la cerámica se reducen notablemente¹⁷.

Tras el colado o la fabricación mediante técnica de fresado de la funda, ésta se retira de forma discontinua bajo enfriamiento y se trabaja con fresas con dentado cruzado (fig. 9). El tratamiento con chorro de arena con corindón se realiza con una granulación de grosor medio, por ejemplo $125 \mu\text{m}$, y a una presión de chorro reducida de entre 2 y 4 bar (fig. 10). Los bordes de las fundas fresadas son más sensibles al chorro de arena, ya que son más blandos. La superficie del titanio sometida al chorro de arena se presenta como bien acondicionada (fig. 11). El material de bonderización se aplica en una capa gruesa (fig. 12). En el caso descrito, se trabaja con Duceratin (Degudent). Concluye la cocción con opáquer (fig. 13). A continuación, la corona se constituye por capas con masas dentinales y se estratifica más grande respecto al porcentaje de contracción y se reduce en incisal (fig. 14).

Para finalizar, tiene lugar la conformación incisal (fig. 15). Tras la penúltima cocción, parece que el trabajo ha salido bien (fig. 16). Al finalizar la cocción de la pieza bruta (fig. 17), la corona está lista en su formación y coloración brutas; a continuación, se completa la estructuración superficial con discos de diamante tras el recubrimiento con polvo de plata (fig. 18).

Procesamiento protésico
y fuerza de adherencia

Fig. 9. Elaboración de una funda de titanio tras el colado.



Fig. 10. Corona sometida a chorro de arena.



Fig. 11. Superficie de titanio irradiada con partículas de 125 μm a una presión de 2 bar. Foto de microscopio electrónico de barrido con un aumento de 500:1.

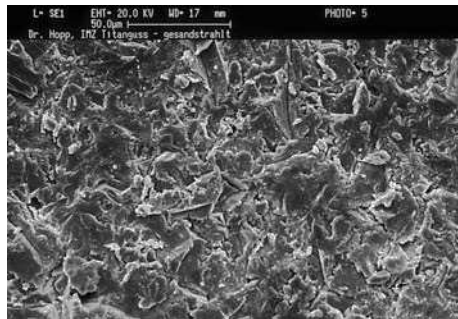


Fig. 12. Después de la aplicación del material de bonderización.



Fig. 13. Cocción con opáquer.



Fig. 14. Estratificación de la cerámica.



Fig. 15. Formación incisal.



Fig. 16. Penúltima cocción con dentina.



Fig. 17. Cocción en bruto.



Fig. 18. Estructuración de la superficie con discos de diamante tras el recubrimiento con polvo de plata.



INVESTIGACIÓN

CERÁMICA CON METAL



Fig. 19. Trabajo acabado.



Fig. 20. Corona en la boca del paciente.

La figura 19 muestra la corona acabada sobre el modelo e in situ en el paciente (fig. 20). La estética de las masas modernas para el recubrimiento del titanio no deja nada que desear, suponiendo que el protésico tenga suficiente espacio para la estratificación. La figura 21 muestra un corte de la unión titanio-cerámica, que se presenta sin fisuras ni burbujas. La fuerza de adherencia de la cerámica se determina mediante varios pasos protésicos. Además de la influencia de la masa cerámica, la presión del chorro es decisiva. La figura 22 muestra la variación de la unión adhesiva en función de la presión del chorro de tres sistemas metalocerámicos. Se observa claramente el aumento de la fuerza de adherencia al aumentar la presión del chorro, lo cual puede explicarse con un engranaje mecánico mejorado. Sin embargo, todo tiene un límite debido a la dureza del material, especialmente en fundas fresadas con CNC. Un segundo aspecto es el tamaño de partícula del chorro. Aquí se presenta una variación comparable de la unión adhesiva en función del tamaño de partícula utilizado del corindón del chorro de tres sistemas

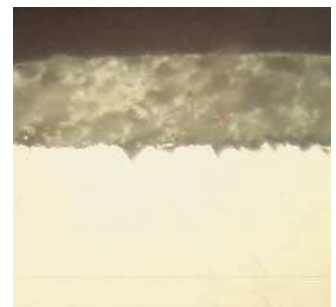


Fig. 21. Corte de la unión titanio-cerámica. LM, luz incidente, aumento de 100:1.

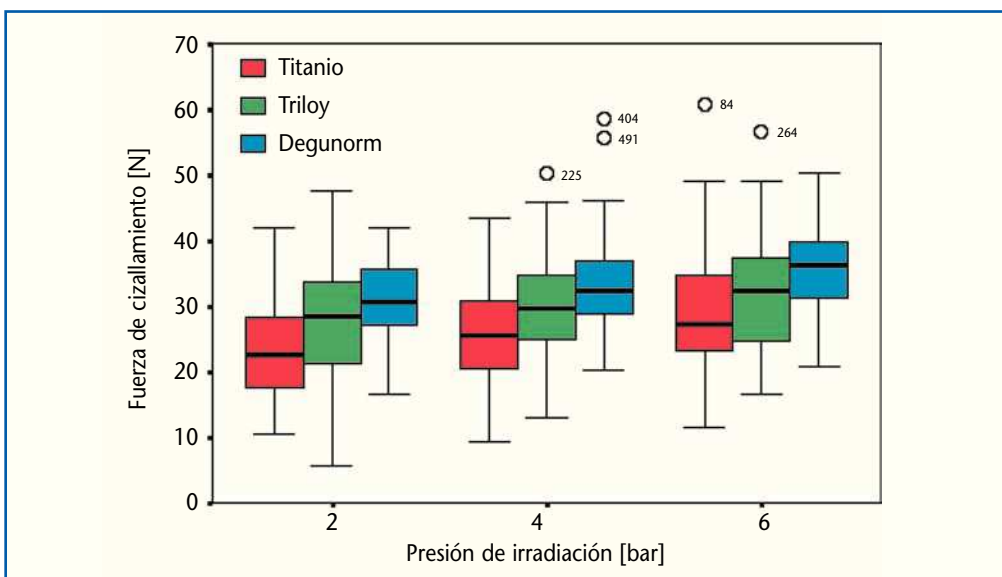


Fig. 22. Unión adhesiva en función de la presión del chorro de tres sistemas metalocerámicos.

Fig. 23. Unión adhesiva en función del tamaño de partícula utilizado de tres sistemas metalocerámicos.

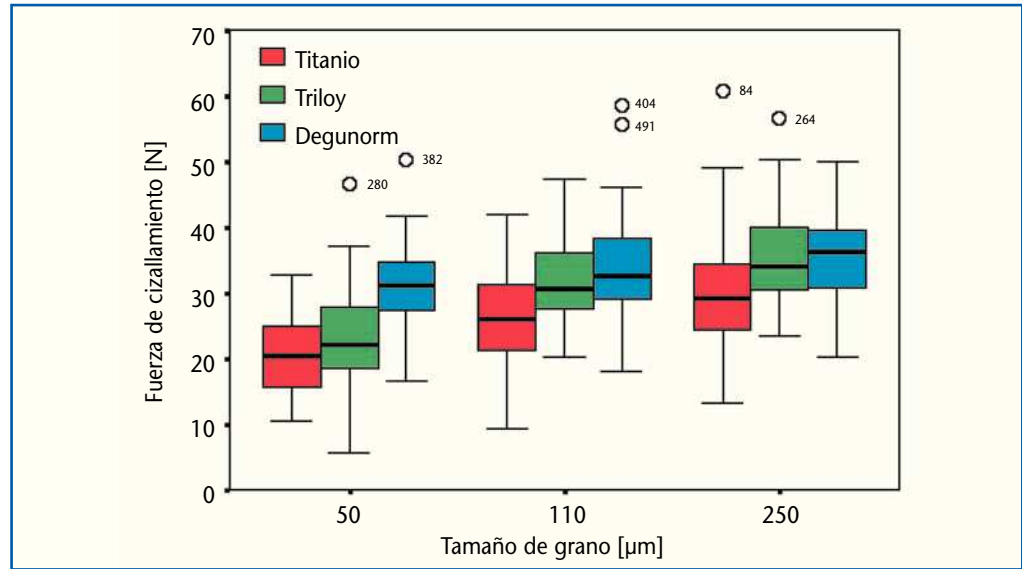
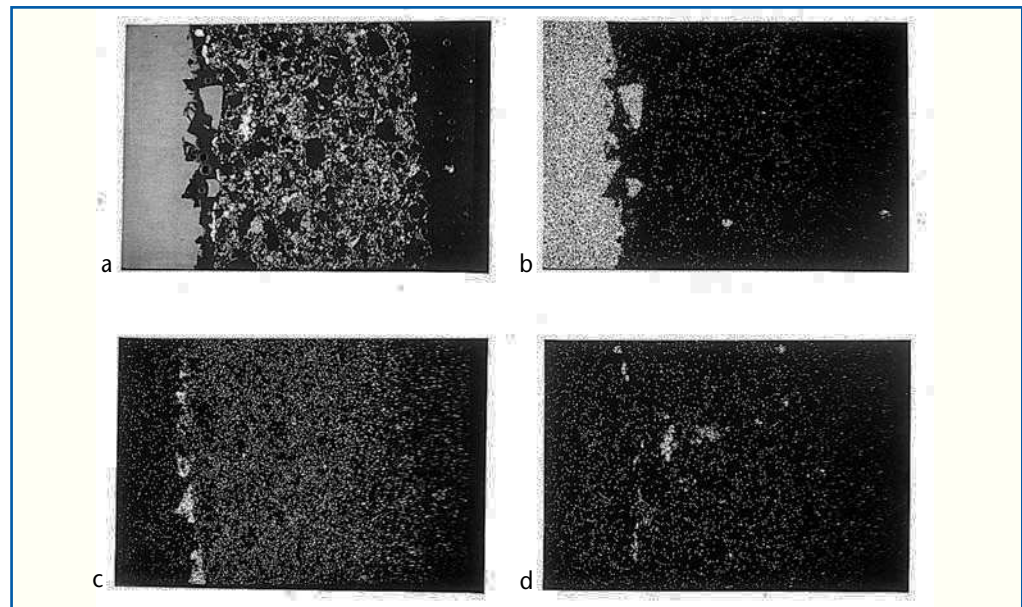


Fig. 24. Esquema de la disposición de los elementos en un corte transversal de la unión; a) vista general BSE $\times 330$, b) disposición del Ti, c) disposición del Al, d) disposición del Au.

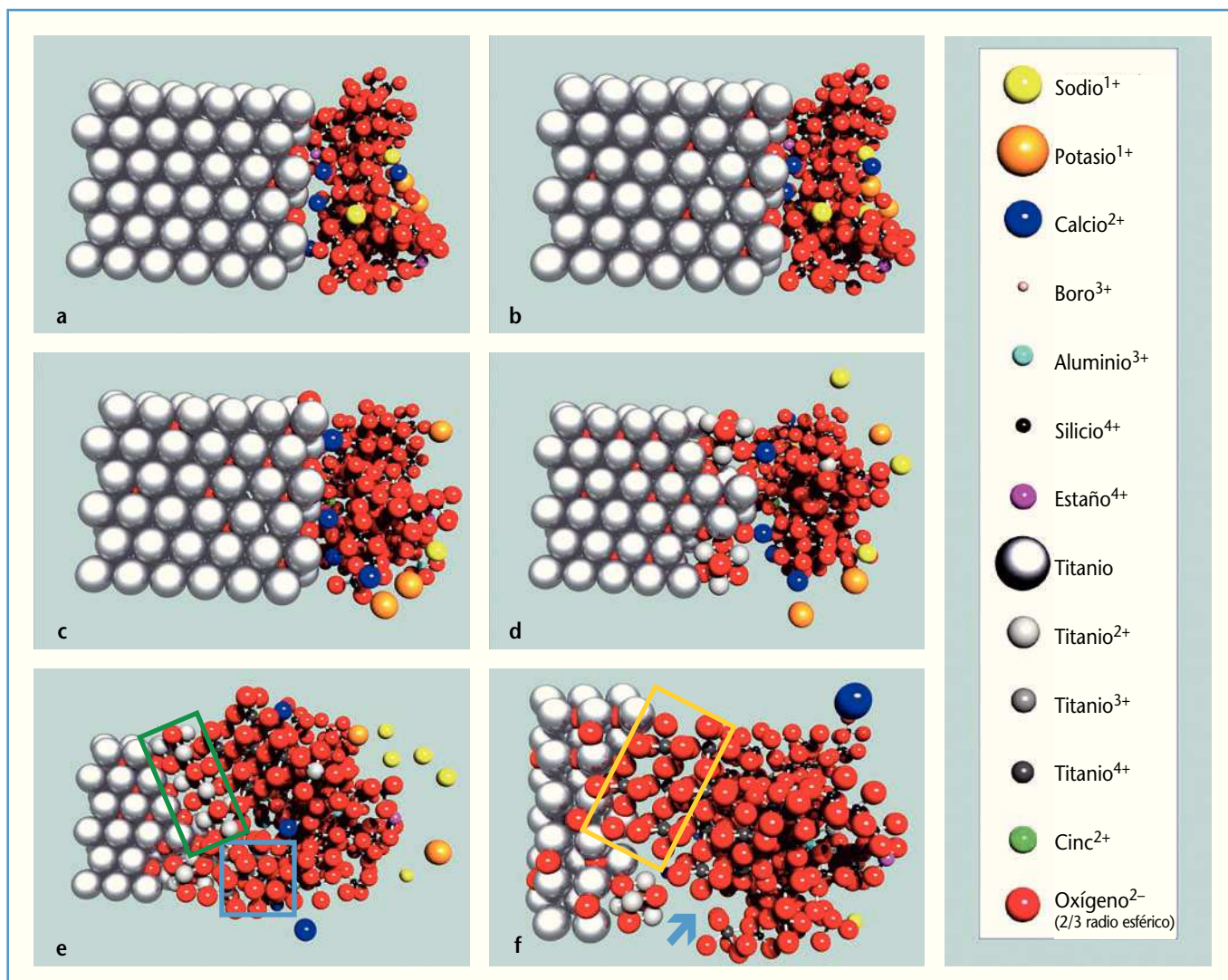


metalocerámicos (fig. 23). Estos resultados son conformes con los estudios de Ram-melsberg et al²³, que describen igualmente un aumento de la fuerza de adherencia de la cerámica al aumentar el diámetro de la partícula de corindón.

En la superficie existen impurezas debido al impacto del corindón, al igual que en todas las demás uniones metalocerámicas. Las partículas se recubren con las masas de bonderización y se queman. Aparecen menos tensiones en las partículas de corindón que en los sistemas de recubrimiento convencionales, ya que el CDT de la cerámica para titanio se aproxima bastante al del Al_2O_3 . La integración y el enriquecimiento del corindón en la capa de unión también puede observarse en la disposición de los elementos (fig. 24c). La presencia de oro en este caso se debe al uso de un material de bonderización a base de oro.

INVESTIGACIÓN

CERÁMICA CON METAL



Figs. 25a a 25f. Representación esquemática de la unión titanio-cerámica según el modelado molecular: a) a temperatura ambiente, b) a 200 °C, c) a 400 °C, d) a 500 °C, e) a 800 °C ([■] óxidos de titanio del tipo de retícula del NaCl, [■] óxidos de titanio del tipo de retícula del corindón) y f) a 1.000 °C ([■] óxidos de titanio del tipo de retícula del rutilo, [■] incompatibilidades estéricas).

Una simulación informática representada en la figura 25¹⁸ (modelado molecular) con el software Molecular Modeling (4th St., Gainsville, FL 32601, EE.UU.) permite observar la creciente oxidación en la zona de transición de la unión titanio/cerámica, si bien también muestra la forma de los enlaces covalentes en la estructura del tipo de retícula estable del NaCl y del corindón. Tras la estratificación de la cerámica no existen enlaces entre la superficie del titanio y la matriz silicatada de la cerámica dental (fig. 25a). Los componentes del vidrio presentan un carácter amorfo en una disposición homogénea de los componentes modificados.

Al iniciarse el proceso de sinterización, la masa cerámica dental estratificada se seca y empiezan los primeros procesos de incineración del plastificante. Junto con el aumento del movimiento molecular browniano comienza un acercamiento de los átomos de la frita de vidrio a la superficie del titanio sin que se formen enlaces químicos (figs. 25b y 25c).

Los álcalis y alcalinotérreos de la frita de vidrio tienden a formar un enjambre de moléculas y se concentran en la parte opuesta a la zona de unión. Así se consigue que las dificultades estéricas de la red vítrea sean las mínimas. En función de la temperatura, el oxígeno se difunde en las capas de titanio más profundas. En estas posiciones se presenta, en el caso ideal, como oxígeno intersticial físicamente disuelto. La frita que está a 600 °C por encima del punto de vitrificación empieza a fundirse y la red vítrea empieza a estructurarse (fig. 25d). A 800 °C, la unión y la red vítrea de la cerámica de recubrimiento se forman de manera óptima (fig. 25e). En la unión pueden observarse dos estructuras reticuladas concentradas y estables, por un lado de tipo NaCl y por otro de tipo corindón. Éste es el fundamento químico de un recubrimiento que funciona. En la figura 25f se aprecia una oxidación creciente debido al aumento de temperatura posterior. En la zona de unión se forman estructuras de rutilo menos concentradas y se observan espacios libres que se originan por incompatibilidades estéricas (flecha azul). Una unión de este tipo sólo es relativamente estable bajo carga. En todo caso resulta problemática la aceptación creciente de oxígeno en la zona de unión del metal. Puesto que la cantidad de oxígeno intersticial más amarillo es reducida, se forman cada vez más óxidos de las más diversas estequiometrías. Éstos muestran, con un grosor creciente de la capa de óxido, una menor adherencia y pueden influir negativamente en la unión (Adachi et al¹, Kimura et al¹³).

Que la unión entre el titanio y la cerámica también depende de las distintas masas cerámicas y de los materiales de bonderización lo demuestran también otros estudios comparativos. Tras realizar ensayos de impacto de acuerdo con la DIN 51155⁷ (fig. 26), se manifestaron pequeñas diferencias entre las cerámicas, si bien se observó, en comparación con los resultados ya presentados, una dependencia para la preparación de la superficie debido al tratamiento con chorro de arena o al pulido¹⁸. La imagen de rotura de la cerámica en la plancha de titanio muestra, tras el recubrimiento con Duceratin (Dugudent), una destrucción finamente estructurada de la capa de recubrimiento cerámico

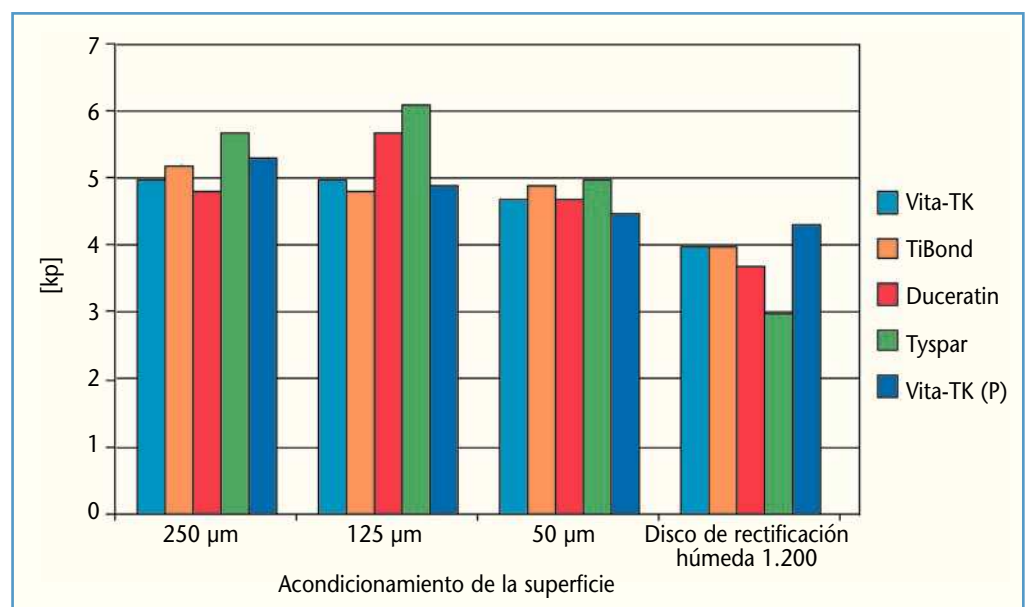


Fig. 26. Resultados del estudio de impacto según la DIN 51155 (P: material de bonderización en pasta).

INVESTIGACIÓN

CERÁMICA CON METAL

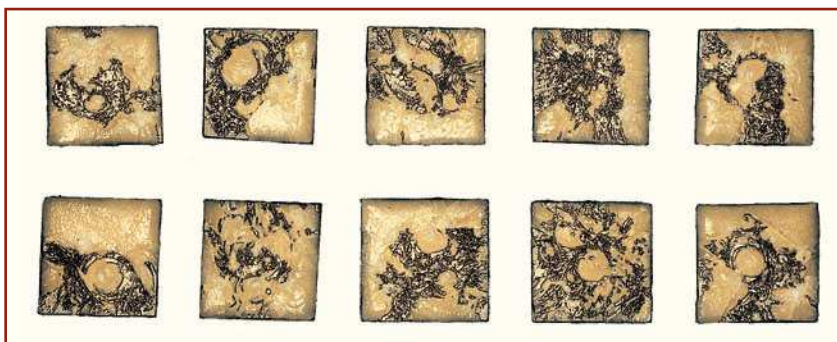


Fig. 27. Imagen de rotura de las piezas impactadas recubiertas con Duceratin.

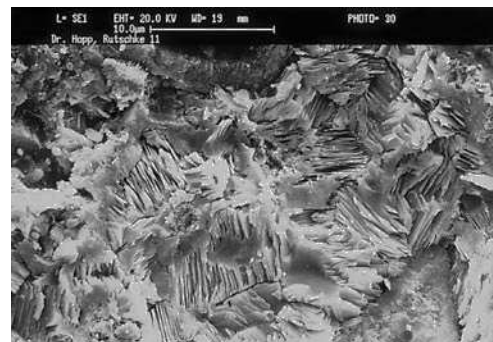


Fig. 28. Vista detallada con láminas de titanio arrancadas. Foto de microscopio electrónico de barrido en un aumento de 1.000:1.

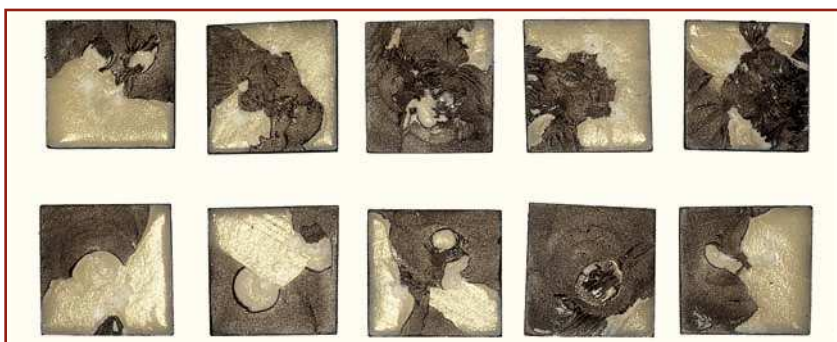


Fig. 29. Imagen de rotura de las piezas impactadas recubiertas con cerámica para titanio Vita.

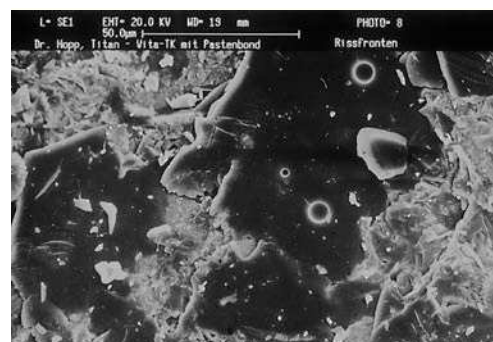


Fig. 30. Vista detallada de la unión. Foto de microscopio electrónico de barrido en un aumento de 50:1.

(fig. 27) y, en la capa de unión, una mezcla entre el recubrimiento cerámico y las láminas de titanio arrancadas, una característica propia de esta unión (fig. 28). La parte inferior de la cerámica separada presenta partes de titanio de brillo parcialmente metálico. Si para el recubrimiento se emplea la cerámica para titanio Vita, la cerámica se desconcha en escamas grandes a aproximadamente las mismas fuerzas de impacto (fig. 29). En la superficie del titanio se observan trazados de rotura en la cerámica, en concreto en la capa de óxido (fig. 30).

A través de los resultados que a principios de los noventa inspiraron poca confianza en cuanto al recubrimiento cerámico del titanio, se analizaron muchas posibilidades de preparación de las superficies de recubrimiento. La opción óptima y más práctica desde el punto de vista de la protésica dental ha resultado ser el tratamiento con chorro de arena con una presión reducida de 2-4 bar y un tamaño de grano de entre 110 y 250 μm con corindón. El chorro de arena consigue una limpieza y una eliminación eficiente de la capa α -case al mismo tiempo. Wehnert et al²⁹ describen un método para mejorar la adherencia de la cerámica por implantación iónica. La estratificación Evitan originada a partir de éste y otros trabajos no se pudo imponer en el mercado porque los resultados conseguidos no eran convincentes y los gastos destinados a aparatos eran demasiado elevados. Así mismo, la preestratificación y la estratificación doble con CeO_2 y la implantación de iones de silicio no tuvieron ningún efecto que mejorara notablemente la adherencia²⁵.

Modificación de la superficie de titanio antes del recubrimiento

Fig. 31. Unión titanio-cerámica con formación de burbujas tras la modificación de la superficie con chorro de recubrimiento. LM, luz incidente, aumento de 100:1.

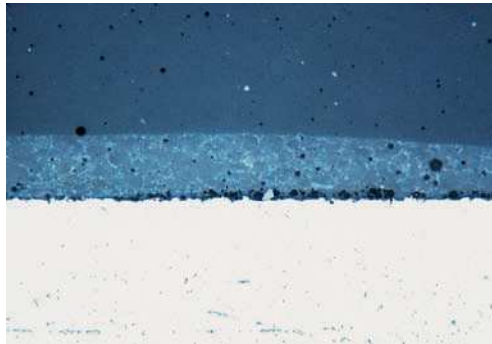


Fig. 32. Pieza cizallada con 4 x 8 puntos de láser tras un ensayo de adherencia con TiBond.



Otros estudios sobre los mucho más económicos chorros de recubrimiento con uniones que estabilizaban la superficie bajo atmósfera de gas (argón) y otro medios tampoco han conseguido los resultados esperados (fig. 31). Además de una disminución de la adherencia tras el termociclado, algunas de las combinaciones estudiadas presentan formación de burbujas en la unión titanio-cerámica¹⁶.

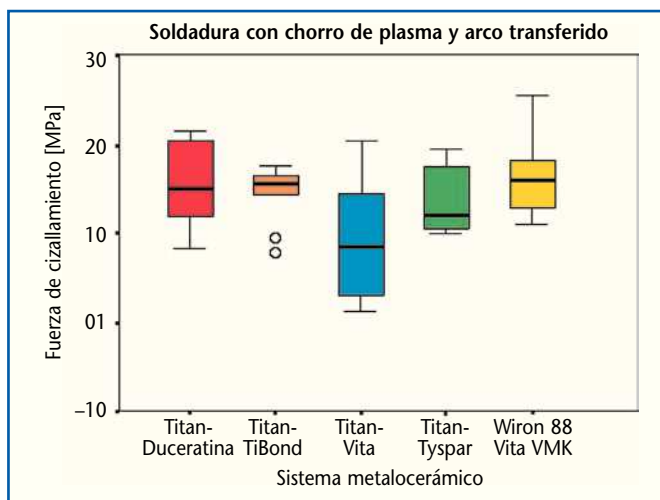
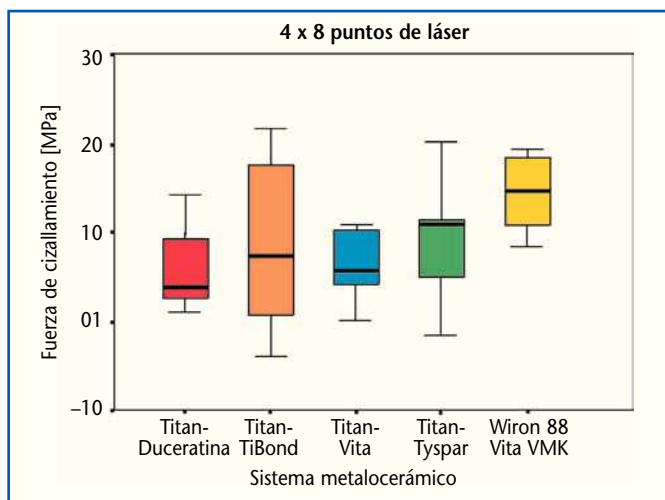
Un acondicionamiento del metal, con el que el protésico no siempre se siente satisfecho, hace referencia a uniones con soldadura láser o TIG (usando phaser o welder) así como soldadura por radiación de microplasma. Las repercusiones se estudiaron en los cuerpos cizallados preexistentes, que se pretrataron total o parcialmente con láser o con soldadoras de plasma, como ilustra la figura 32.

Mientras que el láser tiene un efecto que reduce visiblemente la adherencia en general (fig. 33a), los valores de la fuerza de adherencia se ven reducidos tras el acondicionamiento con el proceso de soldadura de microplasma sólo en piezas de prueba de titanio (fig. 33b).

Una idea repetida esporádicamente desde hace años es el recubrimiento del armazón de titanio con material de bonderización a base de oro en comparación con el proceso en restauraciones galvanoplásticas. La figura 34 muestra una superficie precubierta de este tipo y las figuras 35a a 35d muestran las secciones de la unión. Se ven claramente las fisuras que aparecen entre el titanio y el material de bonderización de oro y la unión defectuosa al titanio. Los valores de adherencia se mantienen entre 2 y 5 MPa, según el acondicionamiento de la superficie, por lo que no son clínicamente aceptables.

INVESTIGACIÓN

CERÁMICA CON METAL



Figs. 33a y 33b. Influencia de la soldadura en la unión titanio-cerámica.

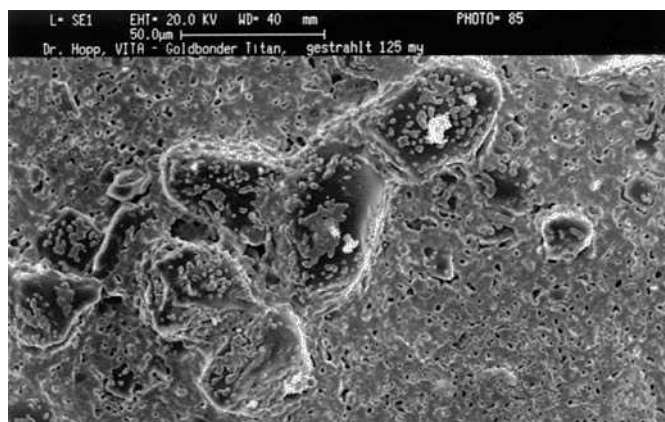
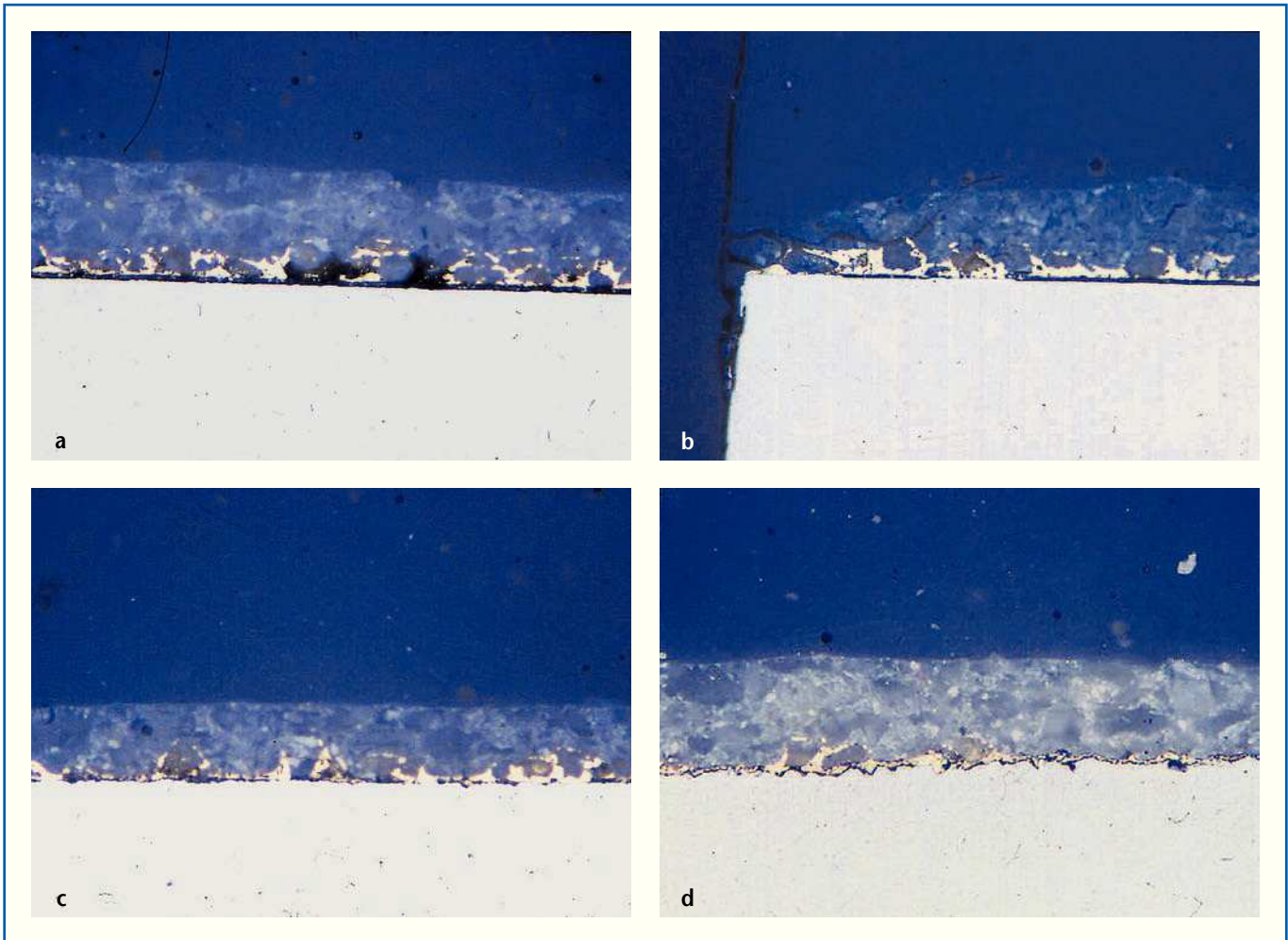


Fig. 34. Material de bonderización de oro cocido sobre la superficie del titanio. Foto de microscopio electrónico de barrido en un aumento de 700:1.

Debido a la gran tendencia a la oxidación del titanio, la unión titanio-cerámica es tecnológicamente controlable por parte del protésico dental. En la ponderación de la estabilidad de unión, en casi todas las pruebas se manifiestan los mejores resultados en la unión cerámica con las clásicas aleaciones de oro, seguido de cerca por las aleaciones de metales no preciosos y por el titanio, por lo que las diferencias a menudo no son significativas. La «buena naturaleza» de las aleaciones de oro convencionales no existe en el titanio de esa forma. El titanio sólo tolera en cierta medida los fallos de procesamiento, recubrimientos múltiples y demás, lo que hace de él un material generalmente para profesionales. Hoy en día, el protésico se adapta a las particularidades del procesamiento del titanio. Entre el titanio puro y la aleación de TiAlNb (Girotan Nb, Biotan Nb) no existen diferencias sustanciales en el procesamiento en cuanto a la técnica de recubrimiento. El calibrado del horno tiene un papel importante, ya que las variaciones de temperatura en el procesamiento de las masas de bajo punto de fusión pueden tener una gran influencia. En los laboratorios que utilizan mucho titanio se han comprobado los buenos resultados de utilizar un horno separado para el recubrimiento del titanio con el fin de evitar evaporaciones de los componentes de aleación de otros materiales.

Las cerámicas de recubrimiento nuevas y las que ya existían y se han seguido desarrollando, que en su mayoría también son aptas para el recubrimiento de armazones de zir-

Conclusiones



Figs. 35a a 35d. Corte transversal del material de bonderización de oro en la superficie del titanio. Foto con luz incidente en un aumento de 100:1; a) con superficie preparada con disco de rectificación húmeda 1.200, b) en un vértice, c) tratado con chorro de arena con corindón de 125 μm y d) tratado con chorro de arena con corindón de 250 μm .

conio, sólo con diferentes materiales de bonderización, como Triceram (Dentaurum) o Tizian (Schütz), son más seguras y necesarias en la aplicación.

Siempre debe tenerse cuidado durante el procesamiento de los «nuevos descubrimientos» con los que nos sorprenden el sector o los expertos en ocasiones. Para el titanio siempre se aplica la física.

Agradecimientos Por la elaboración de las figuras de modelado molecular de la unión titanio-cerámica quisiera dar las gracias al Dr. Martin Roos (Berlín), diplomado en Química.

- Bibliografía**
1. Adachi M, Mackert JR jr, Parry EE, Fairhurst CW: Oxide Adherence and Porcelain Bonding to Titanium and Ti6Al4V Alloy. J Dent Res 1990;69:1230-1235.
 2. ASTM-Standard 1295-92. Zit. in Widmer W. Konfektionierte Implantate. In Wirz J, Bischoff H. Titan in der Zahnheilkunde. Berlin: Quintessenz, 1997.
 3. Bauer H, Brauner H. Titan: gefräst oder gegossen. Dtsch Zahnärztl Z 2006;58:165-168.
 4. Blume A, Raser G, Lenz E, Dietz W. Eine experimentelle Wertung des Titan-Keramik-Verbundes. Quintessenz Zahntech 1998;24(11):1143-1149.

INVESTIGACIÓN

CERÁMICA CON METAL

5. Böning K, Walter M. Metall-Keramik-Verbund von gegossenem Titan. Dtsch Zahnärztl Z 1991;46: 750-753.
6. DIN 17850: Titan; Chemische Zusammensetzung. Beuth Verlag 1985.
7. DIN 17851: Titanlegierungen; Chemische Zusammensetzung. Beuth Verlag 1990.
8. DIN 17862: Stangen aus Titan und Titanlegierungen. Beuth Verlag 1993.
9. DIN 51155: Prüfung von Email; Schlagversuch. Beuth Verlag 1991.
10. Geis-Gerstorfer J. Titan und Titan-Legierungen. ZM 2003;93(7)828-832.
11. Hopp M, Lange KP. Titanguß. In: Wirz J, Bischoff H. Titan in der Zahnmedizin. Berlin: Quintessenz, 1997.
12. Hopp M, Krueger H. Einbettmassen für den Titanguß. In: Wirz J, Bischoff H. Titan in der Zahnmedizin. Berlin: Quintessenz, 1997.
13. Kimura H, Hong CJ, Okazaki M, Takabashi J. Oxidation effects on porcelain-titanium interface reactions and bond strength. Dent Mat J 1990;9:91-99.
14. King AW, Chai J, Lautenschlager E, Gilbert J. The mechanical properties of milled and cast titanium for ceramic veneering. Int J Prosthodont 1994;7:532-537.
15. Koke U, Daum J, Rammelsberg P, Gilde H. Untersuchung zur Zwei-Medien-Abrasion von Titanverblendkeramiken. Dtsch Zahnärztl Z 2006;58:343-346.
16. Krjukow A. Untersuchungen zum Titan-Keramik-Verbund unter Anwendung modifizierter Metalloberflächenkonditionierung. Diss Med Dent. Berlin: Humboldt Universität, 2004.
17. Krueger H. Keramikverbunduntersuchungen an vier Titan-Keramik-Systemen. In: Abhängigkeit von der Temperaturbehandlung durch Mehrfachbrände des Gerüsts. Diss Med Dent. Berlin: Humboldt Universität, 1997.
18. Kunz RW. Molecular Modeling für Anwender. Stuttgart: Teubner, 1997.
19. Lenz E, Lenz U. Studie zum Einsatz einer Titan-Aluminium-Niob-Legierung in der zahnärztlichen Prothetik. Quintessenz Zahntech 2002;28(2):122-134.
20. Marx R, Maaß M, Vogelsang P. Bruchzähigkeit und Hydrolysebeständigkeit keramischer Massen für die Titanverblendung. Dtsch Zahnärztl Z 1992;47:516-521.
21. Meiners H. Titan – Nimbus und Wirklichkeit. Dtsch Zahnärztl Z 2000;55:77-78.
22. Neubert M. Vergleichende Untersuchungen zum Titan-Keramik-Verbund nach DIN 51155. Diss Med Dent (in Bearbeitung).
23. Rammelsberg P, Aschl I, Pospiech P. Verbundfestigkeit niedrigschmelzender Keramiken zu Titan unter Berücksichtigung der Oberflächenkonditionierung. Dtsch Zahnärztl Z 1998;53:200-203.
24. Rutschke D. Einfluß von Fügeverfahren auf den Titan-Keramik-Verbund. Diss Med Dent (in Bearbeitung).
25. Schubert CH. Vergleichende Untersuchungen zum Einfluss von Ceroxid-Zwischenschichten auf den Titan-Keramik-Verbund. Diss Med Dent. Berlin: Freie Universität, 2002.
26. Tinschert J, Marx R, Gussone R. Struktur von Keramiken für die Titanverblendung. Dtsch Zahnärztl Z 1995;50:31-34.
27. Trója MG jr, Henriques GEP, Nóbilo MAA, Mesquita MF. The effect of thermal cycling on the bond strength of low-fusing porcelain to commercially pure titanium and titanium-aluminium-vanadium alloy. Dent Mater 2003;19:790-796.
28. Walter M, Reppel PD, Böning K, Freesmeyer WB. Six-year follow-up of titanium and high-gold porcelain-fused-to-metal fixed partial dentures. J Oral Rehabil 1999;26:91-96.
29. Wehnert L, Moormann A, Freesmeyer WB. Simulationsrechnungen zur Thermodynamik des konventionellen Titan-Keramik-Verbundes und zum Einfluß des verbundverbessernden Ionenimplantationsverfahrens. Quintessenz Zahntech 1998;24(10):1027-1037.
30. Zwicker U: Titan und Titanlegierungen. Berlin, Heidelberg, New York: Springer, 1974.

Dr. Michael Hopp, Zahnarztpraxis am Kranoldplatz, Kranoldplatz 5, 12209 Berlin, Alemania.
Correo electrónico: mdr.hopp@t-online.de

Correspondencia

ZT Carsten Fischer, Sirius ceramic-competence, Lilienstrasse 11, 20095 Hamburgo, Alemania.
Correo electrónico: fischer@sirius-dental.com

ZA Enrico Trilck (MSc), Wilhelmstrasse 91, 10117 Berlin, Alemania.

Prof. Dr. Reiner Biffar, Ernst-Moritz-Arndt- Universität Greifswald, Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Abteilung für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde (Director: Profesor Dr. Reiner Biffar), Rotgerberstrasse 8, 17489 Greifswald, Alemania.