

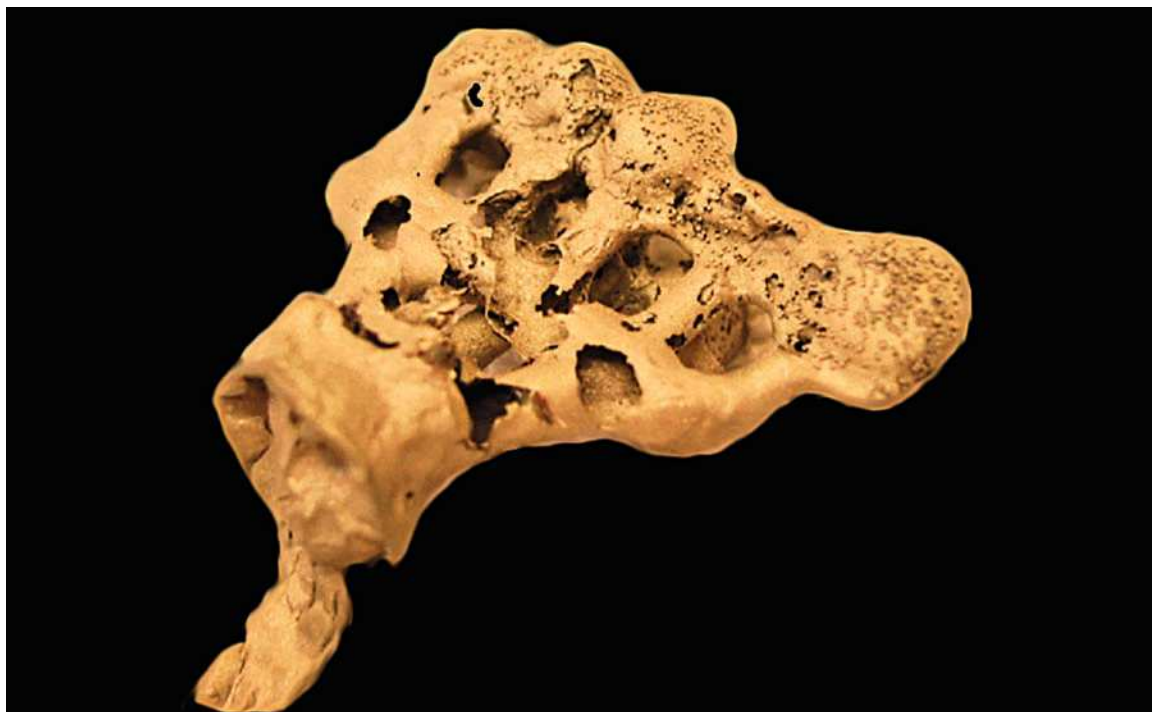
[Resumen]

Las aleaciones de metales preciosos han representado siempre el pilar de la técnica. Con ellas se pueden fabricar restauraciones estéticas y funcionales que, en relación con sus propiedades químicas y biológicas, no deben permanecer a la sombra de los sistemas de cerámica sin metal. Sin embargo, al igual que en todos los materiales, existe la posibilidad de que se procesen de manera incorrecta. En el presente artículo se presentan algunas fuentes de error y se ofrecen posibles soluciones.

Palabras clave

Aleaciones de metales preciosos.
Errores de procesamiento.
Unión metalocerámica.
Pasta de opáquer.

(Quintessenz Zahntech.
2007;33(8):966-80)



Aleaciones de metales preciosos: el patrón oro, sin embargo, a veces no funciona

Roland Strietzel

Introducción

Desde tiempos inmemoriales, el oro ha ejercido una fuerte atracción sobre el ser humano. Como material de obturación, se utilizó en forma de «orificaciones»^{1-3,15-19,29,41}. Del sector de la joyería se «tomaron prestadas» las aleaciones de alto contenido en oro y se siguieron desarrollando hasta las actualmente conocidas aleaciones de metales preciosos¹⁰ (MP).

Entretanto, también las aleaciones de metales no preciosos (MNP) se han hecho un hueco en la técnica de coronas y puentes. De ahí emergen problemas de procesamiento muy diversos. Sin duda tiene mucho sentido estudiar con igual dedicación estos grupos de aleaciones, ya sean a base de níquel o de cobalto.

Las aleaciones de metales preciosos se pueden clasificar según distintos puntos de vista, de acuerdo con su composición, indicación y producción.

Actualmente existen sólo en Alemania más de 1.500 aleaciones a base de oro, paladio o plata⁷. En concreto, las aleaciones de plata están resurgiendo hoy en día por su bajo

INVESTIGACIÓN

RESTAURACIONES DE ORO

precio. Previamente se defendieron acérrimamente en los últimos 30 años del último siglo. Por el contrario, el uso de aleaciones de oro en Alemania ha disminuido notablemente. Esto se debe, por un lado, al aumento tanto de los precios en el mercado de las materias primas como de los costes en el sector sanitario y, por otro lado, al avance del «oro blanco», el dióxido de zirconio. No obstante, las aleaciones de MP representan el pilar de la técnica y no en vano se habla de «patrón oro».

Los armazones de oro pueden producirse de muy distintas maneras (figs. 1a y 1b):

- Colado¹⁰
- Fusión directa
- Fusión indirecta
- Sinterizado de barbotinas²⁵
- Capa galvánica^{5,11,21,42} (galvanotécnica)
- Tecnologías CAD/CAM
- Fresado
- Fusión por láser³⁵

Los armazones de metales preciosos, sobre todo de aleaciones de oro, poseen un espectro de indicación muy amplio. En principio pueden utilizarse para todas las exigencias odontológicas. Según los requisitos, pueden emplearse o no. El recubrimiento puede realizarse con acrílico o cerámica.

Pero hasta el «patrón oro» es susceptible de errores. La calidad de una restauración no depende en primera instancia de la fabricación protésica. A juzgar por el trazado de cada uno de los pasos de producción (fig. 2), cabe determinar que hay un gran número de posibilidades de error que en ocasiones también se «agotan». A menudo, el origen del error no puede detectarse a posteriori, ya que generalmente se ha trabajado según las instrucciones de procesamiento y el error parece haber surgido repentinamente.



Figs. 1a y 1b. Fabricación de armazones de metales preciosos: ayer y hoy.

INVESTIGACIÓN

RESTAURACIONES DE ORO

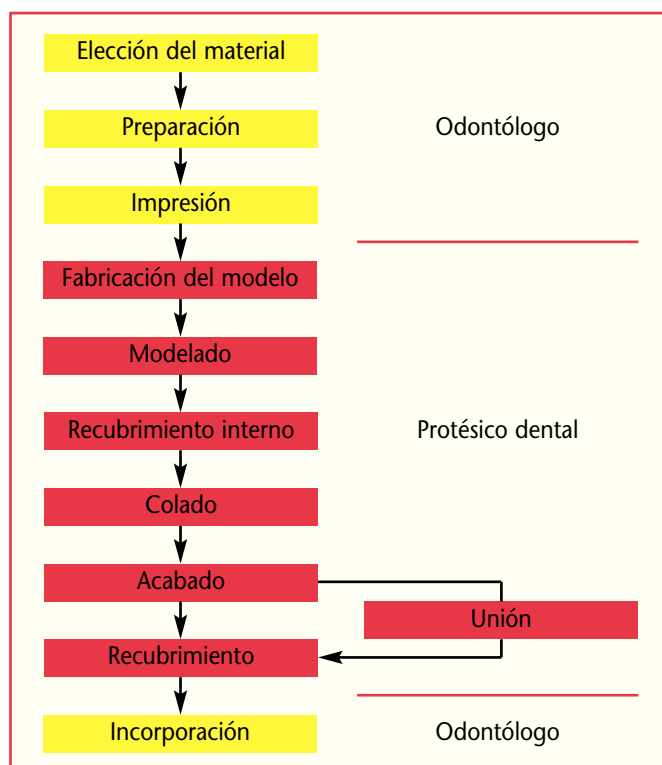


Fig. 2. Flujo de trabajo (work-flow) para la elaboración de una restauración.

Con frecuencia, lo que provoca el fallo de la restauración es una combinación de errores que de forma aislada el sistema toleraría. Sin embargo, si se emplea una carga límite de la aleación o de cerámica de recubrimiento, de súbito varios errores se suman en un *fiasco*.

A continuación se presentarán y discutirán ejemplos de posibles errores. Estos ejemplos proceden del ejercicio diario del autor.

Elección del material

La elección del material es tarea del médico encargado del tratamiento^{4,31}, es decir, del odontólogo. Debe indicar al protésico dental qué aleación, material de cerámica, composite acrílico, etc. debe emplear. En caso necesario, el odontólogo debe tener en cuenta las alergias para que el protésico dental pueda prestar atención a ciertos elementos, como por ejemplo al usar borax o material añadido para la soldadura por láser. ¿Y –con la mano en el corazón– algún prescriptor conoce siempre la composición de los conectores por ejemplo?

De todas formas, en la práctica diaria, esta *responsabilidad* corresponde al *protésico dental*. Con indicaciones como «siempre oro» o «NF», supuestamente se delega la elección de la aleación. No obstante, es una suposición errónea. Como muy tarde, en el momento en el que el odontólogo fija la restauración en la boca del paciente de forma permanente, asume toda la responsabilidad. Bajo la denominación «NF», el odontólogo da prácticamente carta blanca al protésico dental. NF es la abreviatura de metal «no férreo». Es decir, el protésico dental puede utilizar todos los metales (excepto aquellos a base de hierro). En principio, puede fundir canalones, o bien emplear planchas de la-

INVESTIGACIÓN

RESTAURACIONES DE ORO

tón o aleaciones de oro o de cromo-cobalto (lo que el odontólogo seguramente quiso decir pero desgraciadamente no escribió).

Otro punto son los registros de alergias. Normalmente, los protésicos dentales llaman a los fabricantes y les preguntan si la aleación contiene por ejemplo tiosulfatoaurato de sodio o si se puede emplear con pacientes especiales. Los motivos de las preguntas suelen ser copias prácticamente ilegibles de faxes de registros de alergias de difícil lectura. Aquí también hay que especificar que realmente es tarea del odontólogo elegir la aleación adecuada, o al menos el tipo de aleación, a partir del diagnóstico. Según la experiencia, ambos grupos profesionales tienen dificultades con la evaluación de los registros de alergias²⁶. Del mismo modo, la interpretación de los síntomas no siempre es fácil. En la prueba epicutánea, hay que distinguir los procesos temporales y observar las reacciones cutáneas no una sino varias veces: una reacción remitente indica una irritación mecánica (por ejemplo, cantos afilados en el uso de plaquitas de metal o una reacción tóxica); y, si aumentan los síntomas, se debe a una sensibilización frente a la sustancia de la prueba.

Una de las principales fuentes de error en el procesamiento es el modelado de los armazones. A menudo se ha notificado que es necesaria una estabilidad suficiente^{23,27,36-39} para poder soportar la fuerza de masticación que aparece.

Puede optarse por paredes de *grosor* suficiente (recomendación BEGO para armazones de MP: *mínimo 0,4 mm* tras el acabado) y conectores lo más gruesos posible. En los conectores, la altura es más importante que la anchura (principio de la viga en T). A cosas de este tipo se hizo referencia hace décadas²³, pero siempre han seguido vigentes. Para la capacidad de relleno del molde durante el colado es necesario un corrector «correcto». El protésico dental debe tener claro que las instrucciones de trabajo sólo constituyen una directriz a seguir para tener éxito en la mayoría de los trabajos. No obstante, también es entendible que un puente implantosoportado de gran envergadura suponga unas exigencias distintas del colado de una incrustación simple en un pequeño cilindro. Un modelado (y un corrector) insuficiente puede conllevar una serie de errores:

Modelado

- Errores de colado
- Defectos
 - Por efecto de succión
 - Por solidificación prematura de los fundentes, antes de que puedan rellenar la cavidad por completo
- Sobrecalentamiento parcial (las piezas de la restauración permanecen en el centro de alta temperatura)
- Rotura del armazón
- Modelado incorrecto de los conectores (no en forma curvada sino angular)
- Modelación escasa (atención al principio de la viga en T)
- Descascarillamiento de la cerámica
- La cerámica de recubrimiento no está reforzada
- Debido a unos armazones demasiado gráciles, el armazón se deforma por efecto de las fuerzas de masticación, lo que provoca el descascarillamiento de la cerámica
- Cantos afilados que constituyen la situación de partida para desgarros

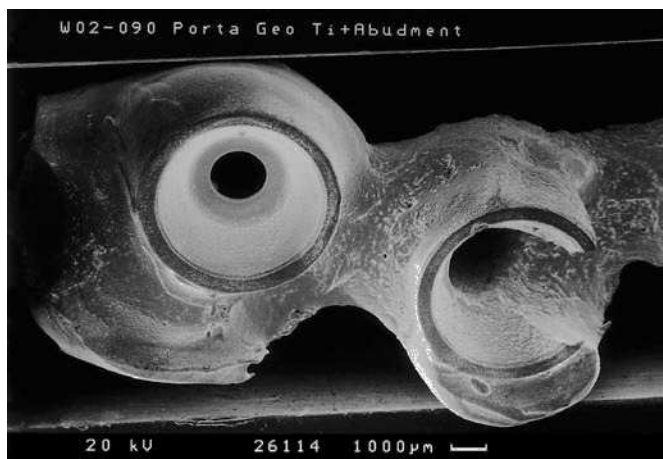
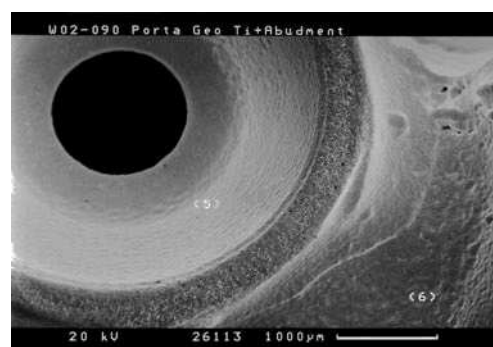
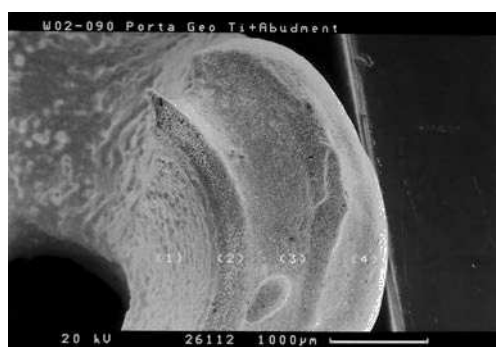


Fig. 3. Defecto en el extremo de un pilar.



Figs. 4a y 4b. Los análisis EDX se llevaron a cabo en diversos puntos del puente. Se realizaron en la región del pilar con el defecto (puntos 1-4) sobre un pilar sin defecto (punto 5) y sobre la aleación colada (punto 6).

Recubrimiento interno

Tras el modelado tiene lugar el recubrimiento interno. Además de elegir una masa de revestimiento adecuada, su manipulación también es muy importante. Normalmente hay detalles que conducen al fracaso. No es frecuente que el fracaso de una restauración se deba a una sola causa. En general, el origen está en la concurrencia de dos o tres parámetros. Esto dificulta la búsqueda del error, ya que no suele ser reproducible. No obstante, a veces existe un error y la causa puede determinarse de forma unívoca. A continuación lo ilustramos con un ejemplo.

Un puente implantosoportado presentaba un defecto en un pilar fundible (fig. 3). Todas las demás piezas del puente, incluidos los otros dos pilares, estaban disponibles para plena satisfacción del protésico dental. Éste reclamó que la máquina de colado no funcionaba correctamente y que el pilar estaba fundido. Esta reclamación no parecía plausible. Así, con ayuda del análisis EDX, se determinó la composición en diversos puntos del puente (figs. 4a y 4b). Los análisis mostraron que la composición de la aleación y la del pilar con defecto era idéntica y se diferenciaba claramente de la composición del pilar sin defecto. Se apreciaba claramente puesto que la aleación no contenía paladio, mientras que en el caso del pilar se trataba de una aleación de composición similar pero con paladio. ¿Qué había pasado?

INVESTIGACIÓN

RESTAURACIONES DE ORO

Muy probablemente, un pilar no se había fijado correctamente y se había desprendido tras el colado, la aleación se inyectó en la cavidad del pilar «vagabundeante», aunque no se vació por completo.

En este ejemplo se observa que pequeños descuidos pueden suponer graves problemas.

En el colado, el protésico dental se enfrenta siempre a dos factores: por un lado, desea un relleno perfecto del molde y, por otro, superficies lisas. Pero estas dos exigencias son contrapuestas. Para conseguir superficies lisas es necesario un colado «en frío» y temperaturas de precalentamiento más bajas. De este modo se reduce la reacción entre la masa fundida inyectada y la masa de revestimiento. El vertido puede mejorarse aumentando la temperatura. Si la temperatura es demasiado baja, el objeto no fluye y pueden surgir defectos masivos (fig. 5).

Además de controlar la temperatura real de los hornos, la posición del objeto en la mufla y la conformación de los canales de colado también son muy importantes. En el colado manual, el reconocimiento del momento del vertido también es un factor relevante. Por ejemplo, añadiendo material viejo, el reconocimiento puede no ser adecuado. No obstante, en ocasiones se trata simplemente de un mal funcionamiento del aparato de colado.

Si una aleación se cuela a excesiva temperatura, también resulta desventajoso. En tal caso, pueden darse reacciones violentas con la masa de revestimiento y el protésico precisaría mucho tiempo y materiales para mantener una superficie limpia. Además, también puede ser desfavorable para las propiedades químicas. En las aleaciones de MP puede darse una disgregación. Éstas pueden presentar una gran solubilidad por ejemplo gracias a su elevado contenido en indio y generar una notable emisión de iones en la cavidad bucal, lo que a su vez puede desembocar en reacciones biológicas indeseadas (irritaciones gingivales, alergias).

Por desgracia, el protésico dental ya no puede apreciar el deterioro de la aleación porque la oxidación puede ahondar bastante en la superficie de la aleación. Ciertos tipos

Colado

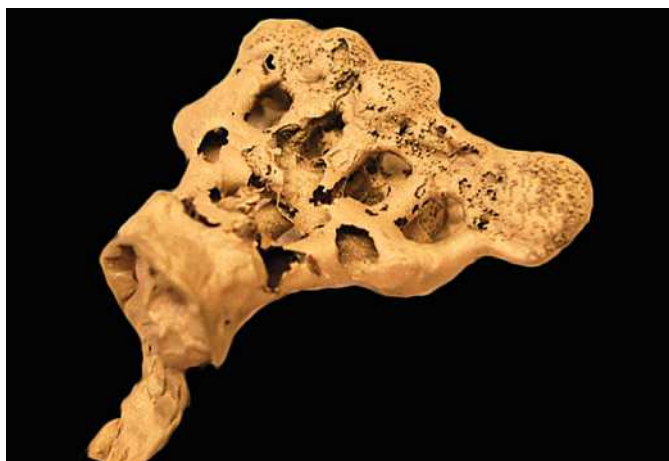


Fig. 5. Aleación de alto contenido en oro colada a una temperatura demasiado baja.

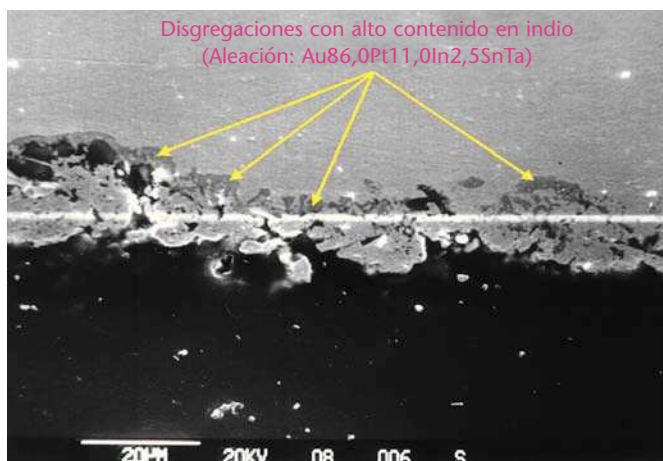


Fig. 6. Aleación de MP sobrecalentada con fuertes disgregaciones. Se muestra un corte de la cara interna de la corona. Esta corona había desencadenado una irritación gingival en un paciente.

- Cuidado con el uso de crisoles de grafito
- Nunca utilizarlos para aleaciones de MNP
- Fundir las aleaciones de Co-Pd en cilindros de carbono vidriado
- En caso necesario, fundir las aleaciones con alto contenido en paladio (más del 40% de Pd) en cilindros de carbono vidriado



Fig. 7. Uso de crisoles de grafito o carbono vidriado.

de aleaciones, como por ejemplo las de cobre-paladio, tienden a una fuerte oxidación en comparación con otras. Así mismo, las cocciones cerámicas pueden hacer aumentar las emisiones de iones⁶, especialmente si a continuación no se pulen con cuidado las superficies no recubiertas.

Pueden emplearse crisoles de grafito para la fusión de aleación de MP. A causa de la combustión se liberaron óxidos de carbono. Debido a esta reacción de combustión se extrajo el oxígeno de las proximidades de la masa fundida. Esto es favorable puesto que así reduce la oxidación de la aleación que se va a fundir. No obstante, también entraña algunas desventajas. Debido a la combustión, el crisol o el cilindro de grafito sufren una corrosión. Esto puede hacer que caigan partículas en la masa fundida o que entren con ella en la mufla. Y en consecuencia pueden surgir problemas graves.

Las partículas de grafito pueden entrar en la mufla con la masa fundida y permanecer en la superficie de los objetos de colado. Si no se eliminan en los siguientes pasos de procesamiento, se queman en las cocciones cerámicas. El consiguiente desarrollo de gases supone la formación de burbujas en la cerámica. Como directriz general puede servir el peso del crisol de grafito (BEGO). Si el peso disminuye por debajo de 6 g, el crisol no debe volver a utilizarse. Por supuesto, hay que tener en cuenta las distintas procedencias.

Una alternativa para los crisoles de grafito pueden ser los de carbono vidriado (fig. 7). Gracias a un proceso de fabricación especial, este material es menos reactivo. Otro efecto puede ser el aumento de la dureza y la fragilidad. Esto afecta sobre todo a las aleaciones de paladio y a aleaciones de MP con un gran contenido en paladio. Los márgenes críticos del paladio son a partir de un 30-40%. No se puede establecer un límite exacto. El uso de crisoles de carbono vidriado puede ayudar. Ciertas aleaciones mag-

INVESTIGACIÓN

RESTAURACIONES DE ORO

néticas de paladio-cobalto no se excitan en campos de alta frecuencia o apenas lo hacen, por lo que no pueden fundirse directamente en este tipo de aparatos de colado. Con motivo de la absorción de carbono, que crea una fragilidad considerable, no pueden emplearse crisoles de grafito «normales». Los crisoles de carbono vidriado constituyen una posibilidad para el procesamiento.

Otros recursos para una absorción indeseada de carbono pueden ser las masas de recubrimiento con contenido en grafito o un ajuste de la llama.

Otra fuente de error es el recolado de las aleaciones. Aunque es el pilar de la técnica y de la práctica protésica diaria, puede desencadenar un conflicto con la Ley de Productos Médicos alemana (Medizinproduktegesetz). Si el procesamiento es correcto, el recolado no supone ningún problema³⁴. El protésico dental debe trabajar limpiamente, es decir, el material viejo se somete a chorro de arena y las regiones coloreadas no se vuelven a utilizar. Sin embargo, tiene lugar una modificación lenta y sutil de la aleación. Por desgracia, el protésico no puede hacer nada, es decir, la detecta cuando ya es demasiado tarde. Esto puede manifestarse a través de colados defectuosos o problemas en el revestimiento. Es recomendable reciclar todo el material viejo una vez al año.

El recolado tiene un gran potencial de error en forma de permutación del material. Con suerte no surgirán complicaciones; como mucho, las propiedades de las aleaciones sufrirán en caso de mezcla. Por ejemplo, puede darse un aumento de la fragilidad o un cambio del CDT. No obstante, incluso la entrada de elementos indeseados puede ser problemática. Pensemos por ejemplo en una persona alérgica que de repente tiene en la aleación un elemento que no es compatible con su organismo.

El acabado y el acondicionamiento de la superficie se suelen considerar de poca importancia. Sin embargo, se trata de unos pasos de trabajo esenciales y absolutamente importantes. Sin un acondicionamiento adecuado de la superficie no es posible un recubrimiento cerámico fiable³⁶. La emisión de iones puede variar considerablemente. Como consecuencia de un procesamiento insuficiente de la superficie, la emisión de iones puede aumentar de manera notable. Esto no se debe (sólo) a un comportamiento corrosivo más desfavorable, sino sobre todo a la solubilidad de los óxidos no eliminados. La diferencia es significativa desde el punto de vista químico, si bien para el paciente no importa la causa de la existencia de iones, ya que ambos procesos tienen consecuencias fatales.

En caso de corrosión, se trata de un proceso electroquímico que provoca la disolución del metal²⁸. Durante ésta, se disuelven los óxidos ya existentes (debido al colado). Los componentes adicionales no preciosos de las aleaciones de MP suelen oxidarse mucho más que los preciosos. De este modo, se desprenden en una proporción mucho mayor. Esto se aplica también a la corrosión; en este caso también se oxidan preferentemente los metales no preciosos, es decir, se reducen a iones que a continuación se disuelven. Estos efectos no son de ningún modo de naturaleza académica únicamente. En la figura 8 se muestra que la emisión de iones de una aleación puede cambiar de magnitud. Incluso las aleaciones biocompatibles pueden convertirse en auténticos destructores de células a causa de un procesamiento insuficiente y provocar reacciones biológicas indeseadas. Cabe destacar la exagerada emisión de cinc, aunque en esta aleación sólo hay un 1,5% de cinc (composición de la aleación analizada: Au87 Pt10,6 Zn1,5 InRhMnTa).

Acabado

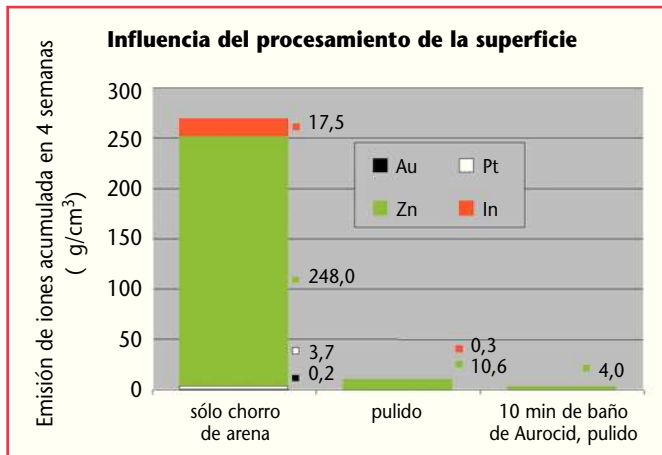


Fig. 8. Emisión de iones de una aleación de oro-platino en función del procesamiento de la superficie. Se colaron cuerpos de prueba (según ISO 102719). Una serie (n = 3) se sometió a chorro de arena únicamente para eliminar la masa de recubrimiento; otra serie se sometió a chorro de arena (110 μ m, 2 bar) y seguidamente se pulió (papel de carburo de silicio de 1.200); adicionalmente otra serie se sumergió en un baño ácido.

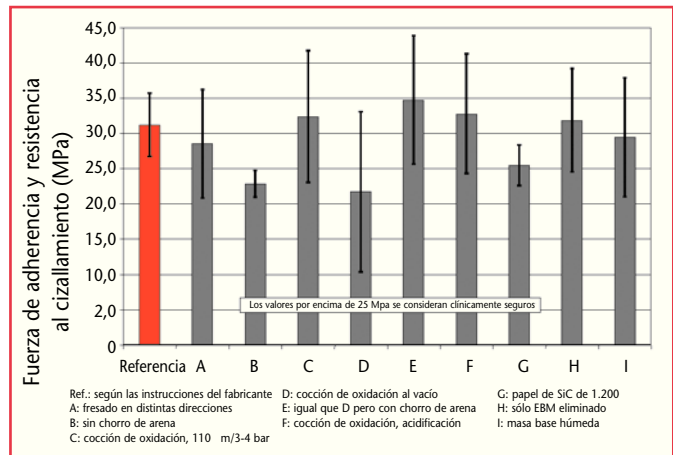


Fig. 9. Fuerza de adherencia y resistencia al cizallamiento de una aleación de paladio-plata en función del acondicionamiento de la superficie.

Otro ejemplo es la emisión de iones del titanio. También puede determinarse la emisión de iones en función del pulido¹³.

La eliminación de la capa oxidada reduce la emisión de iones de manera significativa. Un trabajo pulido por el protésico dental podría presentar emisiones de iones aún más reducidas. Gracias al procesamiento de la superficie, el protésico dental es sustancialmente responsable de la biocompatibilidad de los armazones de metal. Por tanto, es obligatorio un pulido riguroso. Pero el material de pulido debe eliminarse cuidadosamente a continuación. Los materiales de pulido poseen como norma general un potencial citotóxico elevado. ¿En qué beneficia al paciente saber que la gingivitis no ha sido originada por la aleación sino por *el material de pulido*?

En la figura 9 se ilustra cómo influye el acondicionamiento de la superficie en la fuerza de adherencia³⁰. Se recubrió una aleación de paladio-plata con una cerámica de recubrimiento comercial. La serie de referencia se fabricó de acuerdo con las instrucciones de procesamiento del proveedor de la aleación. Se comprobó la unión con el ensayo de flexión en 3 puntos de Schwickerath (de conformidad con la DIN EN ISO 9693⁸). Los valores más reducidos se alcanzaron en las series A y D, que no habían sido sometidas a chorro de arena. La serie de referencia supuso un acuerdo favorable entre el valor medio y la fluctuación (representada por la desviación típica). La serie H (sólo se sometió a chorro de arena la masa de revestimiento) presentaba un valor elevado, si bien dejó de recomendarse urgentemente por una imitación, ya que el comportamiento a largo plazo era totalmente incierto. Puede darse una reducción rápida y drástica de la fuerza de adherencia a causa de los procesos de disolución.

Este estudio muestra que el tratamiento con chorro de arena tiene una importancia vital para la unión metalocerámica. Además del tamaño de grano y de la presión del chorro, también reviste especial importancia el material de la irradiación, normalmente corindón (óxido de aluminio). En el recubrimiento cerámico debería emplearse exclusivamente ma-

INVESTIGACIÓN

RESTAURACIONES DE ORO

terial de irradiación nuevo. El material usado puede provocar contaminar transversalmente la superficie, por ejemplo con la masa de revestimiento, otras aleaciones, impurezas, etc. Así mismo, la acción del chorro de arena disminuye puesto que los cantos se redondean como consecuencia de los procesos anteriores de irradiación.

En la práctica protésica diaria, con frecuencia hay que ensamblar piezas. Un motivo puede ser superar los problemas de ajuste, reparaciones o ampliaciones. Para la unión, el protésico dispone de tres métodos: soldadura indirecta, soldadura directa y unión adhesiva. La soldadura indirecta ha sido siempre el pilar de la técnica de unión³². En principio, todos los puntos de unión son puntos débiles. No obstante, hay que aclarar que los materiales de soldadura constituyen los principales puntos débiles de un sistema. La explicación radica en su estructura. Por un lado, se desea que el material de soldadura se parezca a las aleaciones que se van a unir en la medida de lo posible; por otro lado, es necesario un intervalo de fusión claramente más bajo para poder fundir el material de soldadura.

Como regla general, la temperatura de trabajo del material de soldadura (temperatura a la que el material fluye por la ranura o es absorbido por las fuerzas capilares) debería estar aproximadamente unos 50 °C por debajo del punto de solidificación de la aleación. A su vez, el punto de solidificación del material de soldadura debería estar unos 50 °C por encima de la temperatura máxima de cocción de la cerámica de recubrimiento para que las cocciones cerámicas no lo fundan. Este dilema sólo se puede resolver con una cantidad elevada (y económica) de diversos materiales de soldadura, ya que existen muchas cerámicas de recubrimiento y aún más aleaciones. Siempre hay que buscar un equilibrio. En la soldadura indirecta también pueden aparecer algunos errores³⁶:

- Separación de los armazones: el protésico dental separa las piezas de unión (pónticos) porque es lo más cómodo para él. No obstante, hay que tener en cuenta que los conectores son las piezas más débiles de los armazones y pueden debilitarse aún más con un punto de unión. Es mejor separar por el intermediario. De esta manera se obtiene una superficie más grande, lo cual es favorable para la unión y además la soldadura puede quedar bajo el recubrimiento. Así se resuelve un posible problema de corrosión.
- Refuerzo de los armazones: tal como se ha descrito anteriormente, puede ocurrir que haya que soldar relativamente cerca del intervalo de fusión de la aleación. Algunas aleaciones de MP, especialmente sin paladio, tienden a fundirse con más o menos intensidad no muy por debajo del intervalo de fusión, es decir, poseen una resistencia térmica baja en comparación. En el caso de intermediarios macizos y de gran extensión, existe el riesgo de que los armazones se deformen. En ciertos casos, esto puede significar que la soldadura empleada para superar los problemas de adaptación consigue exactamente el efecto contrario. Por tanto, los armazones deben reforzarse (cuanto más, mejor), por ejemplo con bloques individuales de material de soldadura.
- Ranura de soldadura: debe estar limpia y tener unas dimensiones suficientes. Es necesaria una superficie limpia para que el antioxidante pueda humedecer la superficie de la aleación. La ranura debería tener una apertura de entre 0,05 y 0,2 mm. Si es

Unión

más estrecha, puede cerrarse sola durante el proceso de soldadura por dilatación térmica. Esto haría que el material ya no pudiera fluir. Si es más ancha, se empleará demasiado material, lo que provocará un importante debilitamiento del armazón.

- **Fundente:** hay que procurar eliminarlo cuidadosamente. De lo contrario, la fijación entre el metal y la cerámica puede disminuir de forma considerable. El fundente debe elegirse en función de la aleación (aleaciones de MNP: Fluxol; aleaciones de MP: Minoxid).
- **Acabado:** un punto de soldadura debe repasarse siempre como una aleación. Si el protésico dental no lo hace porque tiene miedo de que el punto no lo supere, este trabajo no tiene nada que hacer en la boca del paciente.

Tampoco puede taparse toda la superficie del material de soldadura. El material posee normalmente un CDT diferente a la aleación. Como mínimo, esta deficiencia se compensa en parte con una mayor proporción de oxidantes. Los CDT inadecuados se compensan con un mayor enlace químico. No obstante, si la superficie es demasiado grande, la influencia negativa del CDT prevalece y puede provocar fisuras o descascarillamientos. Una alternativa a la soldadura indirecta es la soldadura láser²⁴, incluso para aleaciones de MP en el ámbito dental^{12,33,43}. Pero también pueden aparecer errores. Además del ajuste correcto de la tensión, el tiempo, el diámetro del punto y, dado el caso, la forma del impulso (dependiente del material y de la restauración), el uso de atmósfera protectora (argón) así como la posición de los puntos de soldadura son decisivos. Respecto a la posición de los puntos hay que tener en cuenta:

- **Superposición de los puntos de soldadura:** para conseguir un cordón de soldadura profundo, los puntos deben solaparse en un 50-70%.
- **Atmósfera protectora:** el cordón de soldadura no puede presentar coloraciones. La oxidación genera capas de separación y con ello se debilita la unión. Respecto al uso de atmósfera protectora (argón) hay que procurar:
 - que los inyectores de argón estén orientados correctamente, es decir, que la costura soldada esté realmente cubierta de argón.
 - *que el argón «caiga» suavemente sobre la costura soldada*, es decir, el flujo de argón no puede ser demasiado intenso porque si no se forman turbulencias que pueden atraer aire (y por tanto el oxígeno) a la costura. En este caso tampoco se aplica la sapiencia de los químicos: «mucho sirve de mucho».

En la soldadura heterogénea se unen metales distintos. Un ejemplo frecuente es la técnica combinada. Se suelda una aleación de cromo-cobalto con una aleación de oro, es decir, dos materiales que no tienen nada que ver entre sí desde el punto de vista químico. Pero hay otra gran diferencia: la termoconductibilidad.

En base a sus instintos, el protésico dental supondría que es necesaria más energía para fundir una aleación de cromo-cobalto que una de plata. Sin embargo, esto no es cierto. La plata tiene una termoconductibilidad mucho más alta que el cobalto (fig. 10). Por tanto, el calor que penetra en el material a través del rayo láser se disipa mucho más rápido. En conclusión, es necesaria más energía para la soldadura láser de las aleaciones de plata. Lo mismo ocurre con las aleaciones de oro. Esto tiene una consecuen-

INVESTIGACIÓN

RESTAURACIONES DE ORO

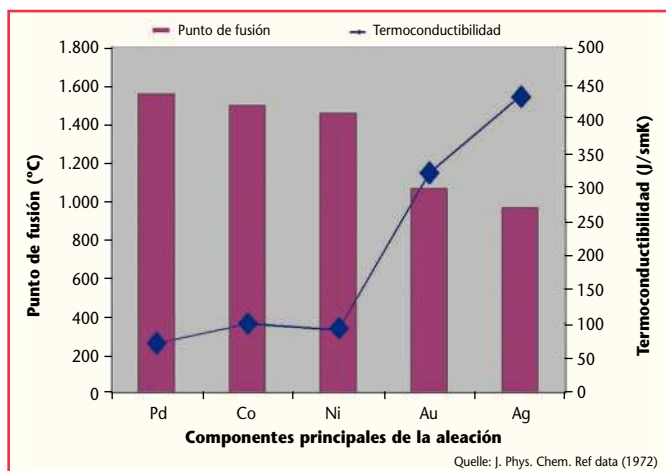


Fig. 10. Punto de fusión y termoconductibilidad de los componentes principales de las aleaciones dentales.

cia en la soldadura heterogénea láser. El punto de soldadura debe colocarse en su mayor parte sobre el material que tiene una termoconductibilidad más elevada. El mero aumento de la energía sería contraproducente, ya que se sobrecalentaría el metal de menor termoconductibilidad.

La soldadura láser, en comparación con la soldadura indirecta, tiene la ventaja de que une materiales del mismo tipo. Esto es muy positivo puesto que así las propiedades mecánicas, químicas y biológicas de la aleación que se va a unir y las de los puntos de unión son idénticas. Además, en muchos casos de reparaciones puede quedar la cerámica intacta, lo cual resulta ventajoso en cuanto a tiempo y dinero.

El recubrimiento de los armazones metálicos constituye el pilar de la técnica y se considera suficientemente seguro desde el punto de vista clínico²⁰.

La formación de burbujas es un error relativamente más frecuente en el caso del recubrimiento. Las burbujas son desfavorables, ya que causan una impresión estética negativa y problemas relativos a los materiales al reducir la estabilidad de la cerámica de recubrimiento. Constituyen puntos débiles.

Las burbujas (figs. 11 y 12) pueden tener varios orígenes. En la mayoría de los casos se trata de burbujas de ebullición del disolvente evaporado. Con la introducción de las pastas de opáquer, podría determinarse un aumento de las reclamaciones. En gran medida, las reclamaciones se debían a las burbujas. Existen varias explicaciones al respecto:

- **Evaporación del cinc:** el cinc tiene un punto de ebullición de 907 °C²². Se supuso que en los procesos de cocción, el cinc se evaporaba y formaba las burbujas. No obstante, esto no es muy probable desde el punto de vista químico (termodinámico). El cinc está fijado a la matriz y no se comporta como cinc elemental, incluso aunque el cinc posea comparativamente una elevada presión de vapor. Podríamos suponer que quizás no es cinc sino óxido de cinc lo que se evapora. Pero el óxido de cinc tiene un punto de ebullición de más de 2.000 °C. Más bien cabría sospechar del óxido de indio. Según el grado de oxidación, se evapora a 850 °C o bien se sublima. En contra del óxido de indio tenemos el uso de aleaciones de plata con alto contenido en

Recubrimiento
con cerámica



Fig. 11. Burbujas en el opáquer y en una aleación de alto contenido en oro.



Fig. 12. Fuerte formación de poros/burbujas entre el opáquer y una aleación.

indio. Si el óxido de indio ya es problemático, en este caso los problemas deberían ser mucho mayores. Otro argumento contra el cinc o el indio es que estas burbujas también aparecen en aleaciones de MNP.

- *Menor tamaño de grano* de las partículas de cerámica en la pasta de opáquer en comparación con el polvo de opáquer: para obtener una consistencia adecuada de la pasta de opáquer, se emplean partículas más finas. En las fases de secado a una temperatura demasiado elevada o en el caso de un calentamiento demasiado rápido, éstas se cuecen o se sinterizan en la superficie. Así se evita que el líquido (ya sea agua o glicerina) se evapore. De este modo, el líquido permanece en la cerámica, lo cual causa la formación de burbujas.
- Un punto de ebullición más elevado para la glicerina: en las pastas de opáquer se usa glicerina en lugar de agua (en los polvos de opáquer). La glicerina tiene un punto de ebullición más elevado (182 °C, descomposición a 290 °C). Se debe ajustar el programa de secado.

En general, las burbujas pueden aparecer en mezclas demasiado finas, especialmente cuando los tiempos o las temperaturas no se han elegido correctamente. En consecuencia, el protésico dental debe comprobar pertinentemente el programa de temperatura y vigilar el proceso de secado. Mientras la cerámica siga desprendiendo vapor, no se puede empezar con la auténtica cocción cerámica. En caso necesario, el programa debe interrumpirse y volverse a iniciar para conseguir un secado suficiente.

Discusión La tabla 1 recoge las indicaciones y las propiedades de diversos metales y del dióxido de zirconio. Seguramente, esta comparación es discutible. De todas formas, lo que permanece en todo caso es el gran espectro de indicación de las aleaciones de MP. Además, estas aleaciones ofrecen una elevada seguridad durante el procesamiento. Pero sigue habiendo fracasos. Tal como se muestra, las razones son muy variadas. A partir de la experiencia del autor se demuestra que el recubrimiento cerámico genera la mayoría de las reclamaciones. Los grosores del armazón suelen ser insuficientes, los modelados son

INVESTIGACIÓN

RESTAURACIONES DE ORO

Indicación/propiedad	MP	MNP	Titanio	ZrO ₂
Corrosión/disolución	+	+	+ ¹	+
Propiedades mecánicas	+	+	+	- ²
Carga de tracción	+	+	+	- ²
Carga de presión	+	+	+	+
Carga de flexión				
Indicaciones				
Incrustaciones (inlays/onlays)	++	-	-	0 ³
Coronas, sin recubrimiento	+	0	0	-
Coronas, recubiertas	+	+	+	++
Puentes, región frontal	+	+	+	++
Puentes, región lateral	+	++	+	0 ⁴
Prótesis de colado sobre modelo	+	++	+	-
Carillas	-	-	-	+ ³
¹ En caso de presencia de fluoruros, el titanio presenta unas propiedades corrosivas desfavorables ¹⁴ ² Bajo una carga de tracción y por tanto de flexión, los sistemas cerámicos se vuelven frágiles ³ El dióxido de zirconio sin recubrimiento es estéticamente insatisfactorio; debe recubrirse ⁴ El dióxido de zirconio limita a los intermediarios ⁴⁰				

Tabla 1. Comparación de las indicaciones y propiedades de las aleaciones de MP, de las aleaciones de MNP, del titanio y del dióxido de zirconio. MNP: metales no preciosos; MP: metales preciosos

desfavorables o el opáquer contiene burbujas que llevan al fracaso de las restauraciones. Con frecuencia pueden verificarse impurezas en las aleaciones. El motivo son confusiones en el recolado o la utilización de crisoles en los que se han colado otras aleaciones.

La detección de la causa del error es a menudo como un juego de detectives. Es imposible controlar por teléfono cómo ha trabajado realmente el protésico. Esto confirma que, como siempre, trabaja absolutamente de acuerdo con las instrucciones de procesamiento. Por supuesto, no radica en la aleación (o cerámica, según la empresa con la que se haya contactado). Solicitamos comprensión cuando se preguntan números de cargas y otros detalles. No es nuestra intención asustar a los clientes que vienen con reclamaciones, sino ofrecer datos reales. Mediante modelos de reserva, se intenta reproducir el defecto para llegar al fondo de si se trata de un error sistemático o individual. Es muy útil conocer todos los detalles para dar con un diagnóstico adecuado para el error.

1. Alperstein KS, Yearwood L, Boston D. E-Z Gold: the new Goldent. Oper Dent 1996;21:36-41.
2. Baum L. Legends of operative dentistry: Gold foil. Oper Dent 1984;9:42.
3. Baum L. Easy Gold - ein spezielles Material zur Füllung gingivaler Läsionen. Philip J 1991;8:4.

Bibliografía

4. Böckmann RD. MPG & Co.: Eine Vorschriftensammlung zum Medizinproduktegesetz mit Fachwörterbuch. Köln: TÜV-Verlag, 2002.
5. Bongartz B. Galvanoforming - 7 Jahre Anwendung und Indikationserweiterung. ZMK 1996;3:1-4.
6. Borowski I, Strietzel R. Einfluß simulierter keramischer Brände auf die Ionenabgabe von Dentallegierungen und Titan. Zahnärztl Welt 1998;107:686-691.
7. Bundesvereinigung BuK. Das Dental Vademekum. Köln: Deutscher Ärzteverlag, 1996.
8. DIN_EN_ISO_9693. Metall-Keramik-Systeme für zahnärztliche Restaurationen. Berlin: Beuth Verlag, 2001.
9. DIN_EN_ISO_10271. Dentale metallische Werkstoffe: Korrosionsprüfverfahren. Berlin: Beuth Verlag, 2001.
10. Eichner K. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung Heidelberg: Hüthig, 1985.
11. Helming S. AGC-Galvanotechnik: Von den Anfängen bis zur Gegenwart. Zahntechnik 1998;1:14-21.
12. Hopp M, Hoffmann A. Lasertechnologie im Dentallabor. Zahntechnik 1997;1:11-22.
13. Hösch A, Strietzel R. Einfluß des Schleifens auf die Ionenabgabe von metallischen Werkstoffen. DZZ 1994;49:698-700.
14. Hösch A, Strietzel R. Korrosion von Titan in thiocyanat-, chlorid- und fluoridhaltigen künstlichen Speichel. DZZ 1994; 49:767-770.
15. Kamann WK. Die Geschichte der Goldhämmerfüllung. Philip J 1995;12:597-599.
16. Kamann WK, Gängler P, Schmitz I, Müller K-M. Klinische und mikromorphologische Nachuntersuchung von Goldhämmerfüllungen in Kavitäten der Klasse II. Deutsche Zahnärztl Z 1997;52:813-815.
17. Kamann WK. Die Goldhämmerfüllung zur Versorgung palatinaler Frontzahnkavitäten. Quintessenz 1995;46:1155-1162.
18. Kamann WK. Goldhämmerfüllung zum Verschluß von Trepanationsöffnungen nach Wurzelkanalbehandlung. DS 1995;Jahrgang?:10-12.
19. Kamann WK, Eberhard J. Restauration kariöser Mesialflächen von Sechsjahrmolaren mittels Goldhämmerfüllung. Quintessenz 1994;45:1371-1379.
20. Kerschbaum T. Metallkeramik – ein halbes Jahrhundert im Dienste der Patienten. Zahnärztl Mitt 2006;96:44-50.
21. Knosp H. Theorie und Praxis des Galvanoformings. Dent Labor 1997;45:251-257.
22. Lide DR (Hrsg.). CRC Handbook of Chemistry and Physics. Boca Raton Ann Arbor. London/Tokyo: CRC Press, 1993.
23. Marxkors R, Verheyen W. Vorschläge zur Verbesserung von verblendeten Kronen und Brücken durch die mechanisch-geometrische Form. Dtsch Zahnärztl Z 1980;35:842-848.
24. Matthes KJ, Richter E. Schweißtechnik – Schweißen von metallischen Konstruktionswerkstoffen: Leipzig: Fachbuchverlag Leipzig im Carl Hanser Verlag, 2003.
25. Mola P. Sinterung auch im zahntechnischen Labor. Zahntech Mag 2002;6:12-20.
26. Noll A, Strietzel R. Der Allergiekompass – ein Leitfaden für den Zahntechniker. Bremen: BEGO, 2000.
27. Preiswerk G, Preiswerk P. Lehrbuch und Atlas der Zahnärztlichen Technik. München: J. F. Lehmanns, 1919.
28. Reich R. Thermodynamik: Grundlagen und Anwendungen in der allgemeinen Chemie. Weinheim: Verlag Chemie, 1978.
29. Riethe P, Czarnetzki A. Amalgam- und Goldfolienfüllungen Anno Domini 1601. Dtsch Zahnärztl Z 1983;38:610.
30. Safikhani M. Untersuchung des Einflusses modifizierter Oberflächen auf die Verbundfestigkeit einer Palladium-Legierung mit Keramik (med Diss). Berlin: Freie Universität, 2000.
31. Schorn GH. Medizinproduktegesetz: Gesetzestext mit amtlicher Begründung einer Einführung von Gert H. Schorn Stuttgart: Wissenschaftliche Verlagsgesellschaft mbH, 1994.
32. Schwickerath H. Löten und Korrosion. Dent Labor 2000;48:725-728.
33. Smith DL, Burnett AP, Gordon TE Jr. Laser welding of gold alloys. J Dent Res 1972;51:161-167.
34. Strietzel R. Wiedervergießen von Dentallegierungen. Dent Labor 2000;48:58-63.
35. Strietzel R. Herstellung von metallischen Gerüsten mit Hilfe des BEGO Medifactoring Verfahrens. Quintessenz Zahntech 2004;30:406-417.
36. Strietzel R. Die Werkstoffkunde der Metall-Keramik-Systeme. München: Verlag Neuer Merkur, 2005.
37. Tauber M, Kappert HF. Gerüstgestaltung für metallkeramische Restaurationen, Teil 1: Statik der Gerüstgestaltung. Quintessenz Zahntech 2005;32:172-180.

INVESTIGACIÓN

RESTAURACIONES DE ORO

38. Tauber M, Kappert HF. Gerüstgestaltung für metallkeramische Restaurationen, Teil 2: Physikalische Hinweise zur Gerüstgestaltung. Quintessenz Zahntech 2005; 32:384-392.
39. Tauber M, Kappert HF. Gerüstgestaltung für metallkeramische Restaurationen, Teil 3: Gerüstgestaltung für eine paradontale Restauration. Quintessenz Zahntech 2005; 32:672-680.
40. Tinschert J, Natt G, Jorewitz A, Fischer H, Spiekermann H, Marx R. Belastbarkeit vollkeramischer Seitenzahnbrücken aus neuen Hartkernkeramiken. Dtsch Zahnärztl Z 2004;55:610-616.
41. Wilstermann G. Die klassische und die neue Goldhämmerfüllungstechnik. Philip J 1988;5:275.
42. Wirz J, Jäger K, Schmidli F. Moderne Galvano-Technologie. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1996; 106:643-651.
43. Wollschläger H. Eine neue Füge-technologie setzt sich durch: Das Laserschweißen. Dent Mag 1997; 3:Seiten?.

PD Dr. Roland Strietzel
BEGO Bremer Goldschlägerei GmbH & Co. KG
Technologiepark Universität
Wilhelm-Herbst-Strasse 1
28359 Bremen, Alemania.
Correo electrónico: strietzel@bego.com

Correspondencia