

# ■ Diseño y consideraciones clínicas sobre el uso de óxido de zirconio en prótesis fija sobre dientes y sobre implantes (I): Consideraciones clínicas

Ernest Mallat Callís  
Médico-Odontólogo  
Balmes 193, 6º 3ª, 08006-BARCELONA

Javier de Miguel Figuero  
Médico-Odontólogo  
José del Hierro 50, esc.dcha 1ºB, 28027-MADRID

Juan Cadafalch Cabaní  
Médico-Estomatólogo  
Telers 11 local 3, 08221-TERRASSA

En este segundo artículo de la serie, nos ocuparemos de las consideraciones clínicas fundamentales sobre el uso del óxido de zirconio centrándonos en dos cuestiones:

- ¿Cuándo es posible realizar restauraciones de óxido de zirconio en los dientes anteriores?
- ¿Qué aspectos hay que tener en cuenta en la manipulación clínica de la prótesis de óxido de zirconio?

## ¿Cuándo es posible realizar restauraciones de óxido de zirconio en los dientes anteriores?

La determinación del tipo de restauración a utilizar en el sector anterior, metalcerámica o totalmente cerámica, depende entre otras cosas del grosor en sentido vestibulolingual de los dientes a preparar. Es cierto que de forma

arbitraria se suele aconsejar una reducción del borde incisal de 2mm, pero no es un dato correcto. La magnitud del tallado del borde incisal dependerá siempre de dos factores: Del grosor del diente a tallar y del tipo de restauración a colocar.

Cada material, para poder aportar la máxima estética y resistencia, requiere disponer de un mínimo grosor. Estos mínimos grosores son los siguientes:

- **Metalcerámica con aleación noble:** 1.5mm (1mm para la porcelana y 0.5mm para el metal) en cada pared dentaria, pero puede reducirse a 0.5mm en la cara palatina si ésta se hace totalmente metálica.
- **Metalcerámica con aleación no noble:** 1.3mm (1mm para la porcelana y 0.3mm para el metal) en cada pared dentaria, pero

puede reducirse a 0.3mm en la cara palatina si ésta se hace totalmente metálica.

- **Totalmente cerámica:** de 1.2mm a 1.5mm en cada pared dentaria, según se trate de cerámicas de alta resistencia (p.e. óxido de zirconio) o E.max Press respectivamente. En este tipo de restauración no es planteable dejar la cara palatina libre de porcelana de recubrimiento. Si se deja expuesto el óxido de zirconio es altamente abrasivo y desgastaría de forma marcada el antagonista (tiene una dureza de 1200VHN frente a los 408VHN del esmalte). Por otro lado, la unión de la cerámica de recubrimiento al óxido de zirconio puede verse menoscabada ya que se deja una parte de la estructura de óxido de zirconio sin recubrir y, tal y como vimos en el artículo anterior, no existe unión química entre la



*Fig. 1a Incisivo central superior cuyo borde incisal deberá ser reducido hasta el nivel que marca el calibrador de grosores si queremos colocarle una corona de óxido de zirconio*



*Figs. 1b y 1c El grosor del borde incisal a este nivel es de 3.5mm, el necesario para poder alojar 1.2mm de la cofia de óxido de zirconio y de la porcelana de recubrimiento tanto por vestibular como por palatino y que quede un grosor suficiente de borde incisal del muñón*

cofia de óxido de zirconio y la cerámica que la recubre.

Estas dimensiones necesarias para cada tipo de restauración las tenemos que tener presentes antes de iniciar la planificación del tratamiento en los dientes anteriores. A todo ello, hay que añadir las dimensiones del muñón tras el tallado. La parte del muñón que nos condiciona más es el grosor de su borde incisal. No puede ser excesivamente fino ya que de lo contrario se podrá romper en el modelo de escayola pero, además, las máquinas que fresan óxido de zirconio no son capaces de reproducir ángulos agudos. Si tenemos en cuenta este hecho, podemos considerar que es necesario que el borde incisal del muñón tenga un grosor de alrededor de 1mm. De esta manera ya tenemos todos los datos necesarios para poder decidir que tipo de restauración podemos utilizar en un diente determinado.

Para realizar el correcto diagnóstico utilizaremos un calibrador de grosores y mediremos el grosor de los dientes anteriores a tallar. Por tanto, si el objetivo es una restauración totalmente cerámica con cofia de óxido de zirconio tendremos que reducir el borde incisal del diente en cuestión hasta una altura en la que el grosor del diente antes de tallar las caras vestibular y palatina sea de 3.4mm, es decir, para que a



*Fig. 2 Si en el mismo paciente de la fig. 1a nos planteáramos poner una corona de metalporcelana con aleación noble y cara palatina de porcelana o una corona de E.max Press deberíamos reducir el muñón hasta la altura que nos marca el calibrador de grosores ya que es en ese punto que disponemos de 4mm de grosor. La altura del muñón residual sería del todo insuficiente desde un punto de vista de retención de la restauración definitiva*

este nivel nos quepan 1.2mm de corona por vestibular, 1mm del borde incisal del muñón y 1.2mm de corona por palatino (figs. 1a, 1b y 1c). Si, en cambio, optamos por una corona E.max Press tendremos que ser más agresivos en el tallado del borde incisal del mismo diente ya que deberemos reducirlo hasta que el grosor del diente antes de tallar las caras vestibular y palatina sea de 4.0mm, es decir, para que a este nivel nos quepan 1.5mm de corona por vestibular, 1mm del borde incisal del muñón y

1.5mm de corona por palatino (fig. 2). Estas dimensiones son las mismas necesarias para una corona de metalporcelana fabricada con aleación noble y dejando la cara palatina en porcelana. Este dato tan fácil de obtener antes de empezar el tratamiento nos permitirá saber la reducción incisal que deberemos realizar en función del material de la corona, si la reducción incisal nos llevará a un pilar excesivamente bajo y que no sea suficientemente retentivo y también, en caso de realizar una restauración en

## Técnica de laboratorio

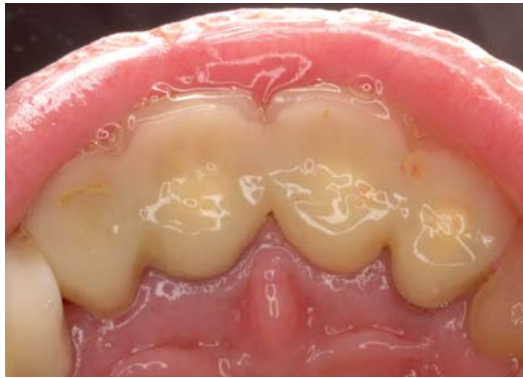


Fig.3 Puente provisional correctamente ajustado de oclusión y en el que la guía anterior es armónica con los factores fijos de la oclusión



Fig.4 En el mismo caso de la fig.3 determinamos a que altura de la corona provisional tenemos un grosor de 3.4mm (los necesarios cuando realizamos restauraciones de óxido de zirconio)



Fig.5 Marcaremos con un rotulador de tinta indeleble una señal que indique la altura deseable del muñón



Fig.6 Medimos con una sonda periodontal la distancia entre la encía marginal y la señal de la cara vestibular



Fig.7 Una vez retirado el provisional, comprobamos que el muñón es demasiado alto y conviene rebajarlo casi 1.5mm en altura

metalporcelana, si dispondremos de suficiente estructura dentaria para poner cerámica por palatino o, por el contrario, el acabado palatino deberá ser metálico (en caso de dientes excesivamente delgados).

En clínica, y ya en la primera cita, tomaremos el calibrador y medi-

remos el grosor del o de los dientes en cuestión, empezando en la porción media del tercio incisal y desplazándolo hacia gingival. Se empezará en mitad del tercio incisal ya que al menos habrá que tallar el borde incisal dos milímetros. Nos iremos desplazando hacia gingival hasta que el calibra-

dor marque el grosor de la restauración en la que hemos pensado en primer lugar. Si viéramos que el muñón que queda es poco retentivo tendremos que optar o por potenciar la retención con rieleras en proximal o incluso por otro tipo de restauración que nos obligue a una menor reducción del borde incisal.

Cuando se trata de dientes que llevan unas coronas deficientes, lo que mediremos será el grosor de los provisionales una vez estén correctamente ajustados de oclusión (fig.3), es decir, cuando la guía anterior de la prótesis provisional sea armónica con los factores fijos de la oclusión (trayectoria condílea, movimiento de Bennett, distancia intercondílea). En este momento, nos desplazaremos desde el tercio incisal hacia gingival y, teniendo en mente el grosor requerido según el tipo de restauración, determinaremos la magnitud de la re-





*Fig.8 Uno de los signos que nos indicará que la cara palatina no está en armonía con la guía condílea es la disolución del cemento provisional de alguno de los pilares en un periodo corto de tiempo. El 22 es el que claramente presenta golpe traumático, ya que en el se ha disuelto totalmente el cemento. Tendremos que aumentar la concavidad de su cara palatina*

ducción incisal según el tipo de restauración que queremos colocar (fig.4). Marcaremos con un rotulador de tinta indeleble una señal que indique la altura deseable del muñón en la cara vestibular del provisional (fig.5). A continuación, mediremos con una sonda periodontal la distancia entre la encía marginal y esa señal (fig.6) y, una vez retirado el provisional, comprobaremos si la altura del muñón tal y como está es adecuada o conviene modificarla (fig.7). En este tipo de pacientes nunca nos podemos comprometer de entrada a colocar un tipo de restauración, p.e. óxido de zirconio, sin haber medido antes el grosor de los provisionales correctamente ajustados de oclusión. De lo contrario, nos podremos encontrar en la desagradable situación de haber prometido un tipo de restauración que luego, por falta de grosor de los dientes en cuestión, no es posible utilizar.

Otro aspecto fundamental es no tomar la impresión definitiva hasta que hayamos ajustado correctamente la guía anterior del provisional y midamos con un calibrador el grosor del mismo tanto por vestibular como por lingual. Un aspecto que marcará el éxito de la restauración de los

dientes anteriores será nuestra capacidad de ajustar la cara palatina de los provisionales de manera que la guía anterior sea capaz de discluir los dientes posteriores y a la vez armonice con la guía posterior (articulaciones temporomandibulares). El camino a seguir en estos casos se iniciará con la confección de unos provisionales con una guía anterior estándar (que dé lugar a una disclusión de 1mm a nivel de los dientes posteriores en cualquier movimiento excursivo), seguirá con el ajuste del propio provisional en boca hasta conseguir una guía anterior funcional y armónica, a continuación tomaremos una impresión de los provisionales ajustados y, por último, transferiremos esa guía anterior a la tabla incisal del articulador con ayuda de una resina autopolimerizable (en este caso Duralay®). Es fundamental saber interpretar los signos de un mal ajuste oclusal de la guía anterior de la prótesis provisional durante las citas de seguimiento. En primer lugar, colocaremos en boca el puente provisional que nos ha confeccionado el laboratorio e iniciaremos el control de la oclusión con el test táctil del golpe traumático. Para llevarlo a cabo se pone la yema del dedo índice a nivel cervical del diente a valorar manteniendo una parte sobre la encía y otra sobre el diente. Se le pide al paciente que, en primer lugar y repetidamente, abra y cierre en máxima intercuspidación. Si notamos un golpeteo con el dedo indicará que hay golpe traumático y deberemos retocar los contactos de máxima intercuspidación hasta que desaparezca. En segundo lugar, le pediremos al paciente que realice movimientos excéntricos y valoraremos con el dedo si se detecta o no un golpe traumático. En caso afirmativo, retocaremos la cara palatina de los dientes implicados hasta que finalmente desaparezca el golpe traumático. También es indicativo de golpe traumático si obser-

vamos un vaivén del puente o la corona que estamos probando al realizar los movimientos contactantes citados. La clave de la oclusión es el golpe traumático y, la ausencia del mismo en máxima intercuspidación o durante los movimientos contactantes, garantizará el éxito de nuestro tratamiento.

Durante las siguientes semanas habrá que verificar la oclusión de la prótesis provisional y, sobre todo, estar atentos a una serie de signos que nos indicarán que la cara palatina no está en armonía con la guía condílea. El primer signo es el ya comentado golpe traumático. Mientras notemos golpe traumático en el puente provisional durante la protrusión o la lateralidad, la inclinación de la cara palatina será excesivamente elevada en relación a la trayectoria condílea o, también, que habrá que dar más concavidad a esa cara palatina. Por lo tanto, tendremos que aplanar la cara palatina hasta notar un desplazamiento suave. Un segundo signo será la disolución del cemento provisional de alguno de los pilares en un periodo corto de tiempo (fig.8). Siempre que el ajuste marginal del puente provisional sea correcto, la disolución parcial del cemento en cuestión de una o dos semanas sólo puede ser debido a la presencia de una sobrecarga. Esto es así ya que las propiedades mecánicas de los cementos provisionales son muy limitadas y rápidamente, en caso de sobrecarga, se deterioran. Por tanto, verificaremos la oclusión a nivel del pilar cuya corona provisional presente una disolución parcial del cemento. Un tercer signo será el descementado del puente provisional (de hecho, ocurre cuando la disolución del cemento provisional es prácticamente completa dentro de las coronas del puente). Todo puente provisional que se descementa, mientras no se demuestre lo contrario, presenta una sobrecarga oclusal en algún

## Técnica de laboratorio

momento, ya sea en máxima intercuspidación o durante los movimientos excéntricos. Como en este caso no había tramos póncticos, la disolución del cemento no podía deberse a la flexión de la prótesis provisional.

Es muy importante ajustar correctamente el puente provisional ya que lo que estamos haciendo en realidad es irlo individualizando, armonizándolo con la guía condílea (inclinación de la trayectoria condílea, movimiento de Bennett y distancia intercondílea) y recoger información de cómo deberá ser la guía anterior de la prótesis definitiva. De esta manera, en el momento en que no haya golpe traumático, que el provisional no se descementa ni se disuelva parcialmente el cemento provisional, sabremos que copiando la anatomía funcional de esa cara palatina en la prótesis definitiva tendremos el éxito garantizado de nuestro tratamiento. Así pues, una vez ajustado el provisional tomaremos una impresión de la prótesis provisional en boca, tomaremos el registro del arco facial con los provisionales en boca, montaremos el modelo de provisionales en el articulador y utilizaremos este modelo para individualizar la tabla incisal del articulador. A continuación, montaremos el modelo inferior con el registro interoclusal correspondiente y, por último, desmontaremos el modelo de provisionales y montaremos el modelo superior de los dientes anteriores tallados.

De esta manera, que el paciente tenga una trayectoria condílea más o menos aplanada, o que tenga un movimiento de Bennett del tipo que sea o una distancia intercondílea mayor o menor, no nos afectará ya que la repercusión de todos estos factores fijos de la oclusión así como toda la información relativa a ellos se habrá incorporado a la cara palatina del puente provisional y, por extensión, a la tabla incisal del articulador. De ahí la importancia



Fig.9a Prótesis de óxido de zirconio con hombros cerámicos



Fig.9b Prueba en boca del ajuste de los hombros cerámicos



Fig.9c La silicona fluida nos marcará la presencia de alguna zona del hombro que impida el correcto asentamiento de la restauración

de tener la suficiente paciencia para ajustar correctamente los provisionales.

Mientras el provisional no esté bien ajustado de oclusión no podemos tomar las impresiones definitivas ya que el ajuste siempre conlleva una reducción pro-

gresiva del grosor de la cara palatina. Si ese ajuste no lo completamos en el puente provisional y esperamos hacerlo con la prótesis acabada, con toda seguridad dejaremos en ésta grosores escasos de porcelana por palatino o incluso llegaremos a exponer el



*Fig.10 Si se retoca el óxido de zirconio con turbina se puede observar como saltan continuamente chispas, lo que indica las altas temperaturas que se generan. Esto puede provocar la transformación del óxido de zirconio de la fase tetragonal a la monoclinica*

metal o la cofia de óxido de zirconio. En el momento en que el ajuste de los provisionales sea correcto, y antes de tomar las impresiones definitivas, mediremos con un calibrador el grosor del provisional a lo largo de toda la cara palatina en cada uno de los dientes tallados y también por toda la cara vestibular. De esta manera comprobaremos si hemos tallado lo suficiente o si en alguna zona debemos profundizar más el tallado con el objeto de garantizar el mínimo grosor de material restaurador. Esta maniobra tan sencilla es fundamental si no queremos comprometer el éxito estético y/o funcional de la prótesis. Mediremos el grosor sin retirar el cemento provisional ya que el espacio que ocupa éste también será utilizado en parte por el material de la corona. En aquellas zonas donde el grosor sea inferior al de la corona definitiva volveremos a tallar.

### ¿Qué aspectos hay que tener en cuenta en la manipulación clínica de la prótesis de óxido de zirconio?

En primer lugar, durante la fase

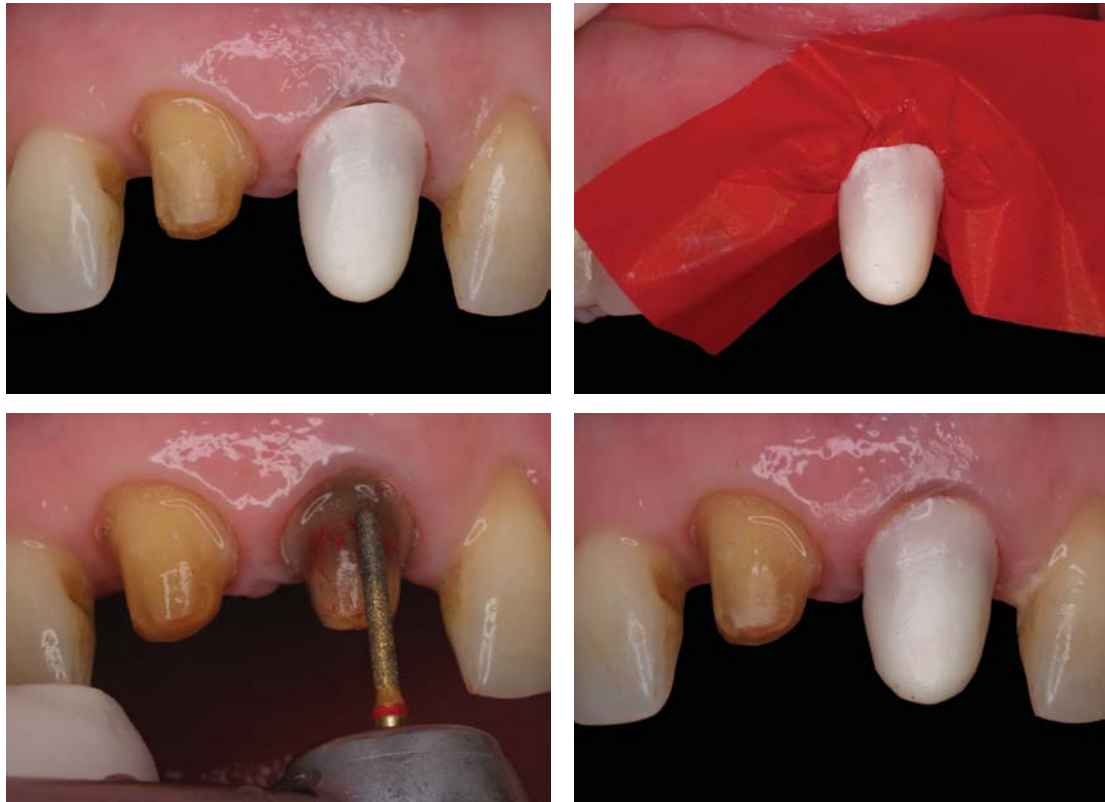
de prueba de las cofias y puentes de óxido de zirconio, será conveniente valorar si asientan completamente en los dientes pilares así como el ajuste marginal. A veces nos encontramos con que la corona está a punto de asentar completamente pero le falta muy poco. La causa puede ser que, a pesar de que generalmente los modelos sobredimensionan el original por efecto de la contracción del material de impresión hacia las paredes de la cubeta, se ha comprobado que puede ocurrir que no sólo no modifiquen las dimensiones de los pilares en boca sino que incluso los infradimensionen (Marcinak y Draughn 1982, Johnson y Craig 1985, Price y col. 1991, Panichuttra y col. 1991), con lo que el muñón del modelo maestro tendrá un tamaño ligeramente menor que el real. Otro motivo, relacionado éste con el espaciador, es que en la unión entre las paredes axiales y la cara oclusal o el borde incisal es donde el grosor de espaciador siempre es menor (Campbell 1990), por lo que su efecto es menor pudiendo tropezar la cofia con la unión entre las paredes axiales y el borde incisal. Una tercera posibilidad es que el hombro cerámico interfiera en algún punto con el margen de la preparación e impida que asiente correctamente la restauración. Para detectar qué parte del hombro cerámico interfiere podemos utilizar siliconas fluidas para toma de impresiones, que colocaremos en las cofias y nos la hará evidente (figs.9a,9b y 9c). En cualquier caso, si falta muy poco para que la corona asiente podemos recurrir a ligeros retoques con fresa de diamante fino de turbina, pero ¿qué retocamos?, ¿la corona?, ¿el muñón?. En ningún caso retocaremos la corona de óxido de zirconio ya que se ha podido comprobar como se generan fisuras por acción

de las fresas de diamante sobre la superficie de óxido de zirconio, lo que conlleva una reducción en la resistencia a la flexión de hasta el 40% (Kosmac y col. 1999), además de que el aumento importante de la temperatura debido a la fricción provoca la transformación del óxido de zirconio de la fase tetragonal a la monoclinica, perdiéndose el mecanismo de refuerzo por transformación (fig.10). Por este motivo cuando se quiera mejorar el asiento de una corona de óxido de zirconio retocaremos siempre los dientes.

Para detectar los puntos de presión tenemos a nuestra disposición detectores de contacto como el Fitt-Checker de Kerr, el Occlude de Pascal, el Accufilm de Parkel o incluso podemos utilizar una silicona de impresión fluida. Estos sistemas de detección sólo nos señalan los puntos de presión en la cofia y no en el pilar. Cuando utilizamos metal o cualquier otra porcelana no es problemático ya que estos materiales se pueden retocar siempre que dispongamos de grosor suficiente, pero con el óxido de zirconio es diferente ya que sabemos que no es aconsejable retocarlo. En este caso utilizar papel de articular es idóneo ya que es el único sistema que también nos marcará en el pilar. Así, colocaremos una hoja pequeña de papel de articular de 20 micras sobre el muñón y trataremos de asentar a continuación la cofia. El papel marcará aquellas zonas que interfieran en el correcto asentamiento de la cofia y las retocaremos con una fresa de diamante de grano fino (figs.11a a 11d). Estos ligeros retoques sólo son planteables cuando la falta de asentamiento de la cofia es pequeña. Si el desajuste es cercano a 1mm o más, es preferible tomar otra impresión.

A efectos prácticos, podemos

## Técnica de laboratorio



*Figs. 11a a 11d Para verificar el ajuste de las cofias de óxido de zirconio utilizaremos papel de articular y nunca retocaremos la cofia, si no que siempre trataremos de mejorar el ajuste con ligeros retoques del muñón*

concluir que, siempre que podamos, hemos de evitar retocar el óxido de zirconio, pues aunque algunos autores lo ponen en duda, otros sí afirman que el fresado disminuye la resistencia a la flexión y a la fractura. En caso de que no quedara más remedio, usaremos fresas nuevas de diamante con alta refrigeración. Es importante que el laboratorio conozca estos criterios y el riesgo que conlleva retocar la zirconia, para que huya de ello en lo posible, ante la eventualidad de empeorar las propiedades del material, sin que se advierta macroscópicamente, habiendo transformado nuestra restauración en una "bomba de relojería" dispuesta a fracasar en cualquier momento. Así que a las dos razones que señalábamos para no dejar óxido de zirconio expuesto en las caras palatinas de dientes anteriores (excesiva abrasividad para el antagonista y mayor probabilidad de desprendimiento de la porcelana de recubrimiento), añadimos ahora una tercera: la

inconveniencia de retocar ese óxido de zirconio en caso de que fuera necesario para el ajuste definitivo de la oclusión.

Un segundo aspecto de interés que se ha citado con anterioridad es la posibilidad de reajustar hombros cerámicos en prótesis de óxido de zirconio. A veces, en el momento de probar la corona o el puente, podemos constatar la presencia de pequeños desajustes marginales en la zona del hombro de porcelana o incluso que se haya producido una ligera recesión gingival alrededor del diente a restaurar. Si se da esto último, será necesario modificar la preparación del margen desplazándolo más hacia gingival, apareciendo entonces un desajuste con la porcelana del hombro. En ambos casos, tomaremos un registro del margen con composite fluido fotopolimerizable. No es necesario realizar ningún tipo de preparación previa de la porcelana del hombro con el objeto de mejorar la retención del

composite fluido ya que la distribución en el interior de la prótesis en un espacio tridimensional ya genera la suficiente retención. Luego, se aplica el composite sólo en la zona marginal de la prótesis y se inserta en boca. Para conseguir una correcta fotopolimerización es preferible recurrir a un composite de un color claro (los colores más oscuros dificultan la difusión de los fotones a través del composite). Después de fotopolimerizar 40 segundos en boca, se retira la prótesis, fotopolimerizamos 40 segundos más fuera de la boca desde gingival y comprobamos que el composite fluido reproduce todo el margen (figs. 12a, 12b y 12c). Aunque pueda sorprender, el composite fluido del interior de la corona fotopolimeriza, seguramente debido a fenómenos de refracción ya que la polimerización directa es imposible a causa de la opacidad de las cofias de óxido de zirconio. Ya en el laboratorio, se puede vaciar con silicona de alta dureza y se sustituye





Figs. 12a y 12b Para corregir desajustes de los hombros cerámicos tomaremos un registro del margen con composite fluido fotopolimerizable utilizando la propia corona como matriz

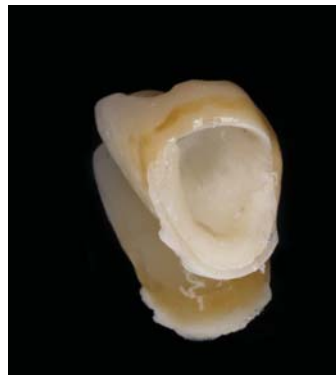


Fig. 12c Se puede observar la fiel reproducción del margen de la preparación obtenida con el composite fluido



Fig. 13 Caso acabado después de corregir el ajuste marginal con porcelana de baja fusión

el composite fluido con porcelana dentina de baja fusión quedando el margen de porcelana definitivamente ajustado (fig.13).

El tercer aspecto fundamental en cuanto a la manipulación clínica del óxido de zirconio es la relativa al cementado. En este sentido, nos tenemos que plantear qué cemento es más idóneo y como preparar las diferentes superficies a cementar. En cuanto al tipo de cemento, en las situaciones en las que predominen fuerzas transversales (con combinación de fuerzas de compresión por vestibular y fuerzas de tracción por palatino), como ocurre en los dientes anteriores, será preferible utilizar cementos cuya resistencia a la tensión diametral sea elevada. En este sentido, la mayor indiscutiblemente es la que se consigue con los cementos de resina (Li y White 1999),

siendo su resistencia a la tensión diametral diez veces superior a la de los cementos convencionales y triplica la de los ionómeros de vidrio modificados con resina (IVMR). Por su parte, los IVMR superan de forma clara a los ionómeros de vidrio convencionales gracias a la matriz de resina que da lugar a un descenso claro en el módulo de elasticidad. Aparte de las razones meramente mecánicas hay otro hecho importante que condiciona la utilización de cementos de resina con técnica adhesiva y es que constatamos que en la prueba de las cofias y coronas de óxido de zirconio es frecuente que no tenemos una clara fricción entre éstas y las paredes del muñón, a diferencia con lo que ocurre al probar cofias y coronas metálicas. Quizás sea porque los fabricantes no han conseguido compensar correctamente la con-

tracción que se produce al sintetizar el óxido de zirconio, no lo sabemos. De todos modos esta falta de fricción es sinónimo de mayor holgura de la corona y, por tanto, de mayor espacio entre ésta y el muñón. En estas condiciones será fundamental utilizar un cemento de resina que podrá paliar la pérdida de retención por fricción.

Recientemente han aparecido cementos de resina autoadhesivos/autograbantes (p.e. Clearfil SA Cement de Kuraray, Maxcem Elite de Kerr, RelyX Unicem de 3M-ESPE, G-Cem de GC, BisCem de Bisco) como alternativa a los cementos de resina que podríamos llamar convencionales (con primer autograbante y adhesivo previos a su aplicación). El objeto de estos nuevos cementos es simplificar pasos, pero no siempre la simplificación conlleva mejorar los resultados si no que



## Técnica de laboratorio

incluso puede llevar a empeorarlos. La adhesión, tal y como la entendemos hoy en día, se basa en la presencia de capa híbrida (a nivel de la dentina intertubular y de la dentina peritubular) y de tags de resina en el interior de los túbulos dentinarios. Para que se forme la capa híbrida es necesario utilizar un ácido que no desmineralice en exceso la dentina pero a la vez que sea capaz de disolver o eliminar el barrillo dentinario, exponiendo fibras colágenas y túbulos dentinarios, y a la vez utilizar una resina suficientemente líquida o fluida para que impregne bien ese delgado estrato de fibras colágenas expuestas. El adhesivo, además de formar parte de la capa híbrida, la estabilizará. Siempre se ha considerado que la mayor parte de la retención que aportan los adhesivos dentinarios es a expensas de la capa híbrida aunque la que aportan los tags de resina tiene también un papel relevante (Gwinnett 1994). Al manipular los cementos de resina autograbantes/autoadhesivos podemos comprobar como tienen una viscosidad excesivamente elevada para poder impregnar correctamente las fibras colágenas y penetrar en los túbulos dentinarios. De hecho, de Munck y col. (2004) han podido comprobar cómo al aplicar estos cementos no se aprecia ni la presencia de capa híbrida ni la presencia de tags de resina. Por último, cuando se ha comparado la fuerza de adhesión a dentina de los cementos autoadhesivos/autograbantes con la de los cementos de resina convencionales, éstos últimos obtienen unos resultados claramente superiores (Reality 2007). Por todo ello, comprenderemos que no son una buena alternativa al cementado adhesivo convencional, si no a los cementos convencionales (ionómero de vidrio y fosfato de zinc).

Las coronas de óxido de zirconio con hombros cerámicos requieren de una preparación separada



Fig. 14 El primer paso en la preparación de la superficie interna de la corona es el arenado de la misma con partículas de óxido de aluminio de 50 micras

del margen de porcelana y del resto de la corona. Por un lado, se arena la superficie interna de las coronas con partículas de óxido de aluminio de 50 micras a una presión de 1-2 atmósferas (fig. 14). No es aconsejable que la presión sea mayor ya que puede inducir la transformación del óxido de zirconio pasando de fase tetragonal a cúbica, perdiéndose el mecanismo de refuerzo por transformación. Las irregularidades creadas son mucho menos acentuadas en comparación con cuando se trata de cerámicas en base a sílice pero la mayoría de autores coinciden en que mejora la retención mecánica tanto si se trata de coronas aluminosas (Isidor y col. 1995, Kern y Thompson 1995) como de coronas de óxido de zirconio (Kern y Wegner 1998, Dérand y Dérand 2000, Özcan y Vallitu 2003, Borges y col. 2003, Blatz y col. 2004, Gernhardt y col. 2005, Palacios y col. 2006, Wolfart y col. 2007, Phark y col. 2009, Blatz y col. 2009, Cavalcanti y col. 2009, Kern y col. 2009, Yang y col. 2010). Por otro lado, son varios los estudios que han hallado que el arenado aumenta la resistencia a la flexión del óxido de zirconio (Kosmac y col. 1999, Guazzato y col. 2005, Papanagiotou y col. 2006, Hjerpe y col. 2009). Por todo ello, siempre arenaremos la superficie interna de las coronas de óxido de zirconio antes de cementarlas.

No es planteable realizar un grabado con ácido fluorhídrico ya que al tratarse de cofias de óxido de zirconio en las que hay ausencia de sílice en su composición y, por tanto, de fase vítrea la acción grabadora por parte del ácido será nula (Özcan y Vallitu 2003, Borges y col. 2003). Recientemente, Nobel Biocare ha lanzado una nueva superficie de óxido de zirconio que presenta una gran microporosidad con el objeto de mejorar la unión micromecánica. Estos microporos tienen una anchura de 27.3-69.9 micras y una profundidad que oscila entre 19.9 y 46.9 micras y han demostrado aportar una retención superior a la que se consigue con el arenado con partículas de óxido de aluminio (Phark y col. 2009). La ventaja de una superficie de este tipo radica en que reduce la importancia de la utilización de cementos que se adhieran químicamente al óxido de zirconio, por lo que, en estos casos cualquier cemento de resina de fraguado auto o dual sería válido.

En cuanto a la retención química, no es factible conseguir una unión química mediante la utilización de silanos convencionales ya que los silanos se unen a los grupos hidroxilo libres del sílice que forma la matriz vítrea, pero el sílice no está presente en las cerámicas de óxido de zirconio. Para solventar este problema se



Fig.15 Clearfil Ceramic Primer de Kuraray, un primer universal para todo tipo de porcelana



Fig.16 Monobond Plus de Ivoclar Vivadent, otro primer universal para todo tipo de porcelana

han planteado dos opciones, la primera de las cuales es el Clearfil Ceramic Primer de Kuraray (fig.15) que contiene, además de los silanos convencionales, el monómero MDP que sí que es capaz de unirse a los óxidos metálicos y, el óxido de zirconio al fin y al cabo es un óxido metálico (es, por tanto, un silano universal). Este monómero es el mismo que contiene el propio cemento Panavia, Panavia F o el más reciente Clearfil Esthetic Cement de Kuraray y ha demostrado que mejora ostensiblemente la fuerza de adhesión al óxido de zirconio (Wolfart y col. 2007). Así pues, antes de aplicar el adhesivo en el interior de la corona, lo pincelaremos con este primer de cerámica.

La segunda opción es la utilización de primers de metal para

promover la unión química al óxido de zirconio, como óxido metálico que es. Un ejemplo son el Alloy Primer de Kuraray, el Metal/Zirconia Primer de Ivoclar Vivadent o su versión más reciente el Monobond Plus de Ivoclar Vivadent (es un silano universal que consigue unión a todo tipo de cerámicas –fig.16-), el Metal Primer II de GC o el Metaltite de Tokuyama. Estos primers para metal consiguen solventar el problema de aquellos cementos adhesivos que no contienen monómeros capaces de unirse a los óxidos metálicos, como es el caso del Multilink de Ivoclar Vivadent que consigue mejorar de forma clara la fuerza de adhesión al óxido de zirconio por medio del Metal/Zirconia Primer (Lehmann y Kern 2009). Otros primers de metal han demostrado su eficacia al ser utilizados para promover la adhesión al óxido de zirconio (Lindgren y col. 2008, Cavalcanti y col. 2009). Cuando se compara la eficacia de los primers de metal y la de los primers de cerámica para promover la adhesión al óxido de zirconio consiguen indistintamente resultados similares (Yang y col. 2010).

Por lo que se refiere a la porcelana del hombro, se graba con ácido fluorhídrico para conseguir retención micromecánica (el ácido fluorhídrico reacciona con el sílice de la porcelana formando hexafluorosilicatos –fig.17-).

A continuación, se sumergen las coronas en agua destilada dentro de una cuba de ultrasonidos durante 4 minutos con el objeto de eliminar los restos del grabado con ácido fluorhídrico así como las partículas de óxido de aluminio que hayan podido quedar en la superficie interna de las coronas tras el arenado. De esta manera se eliminan unos restos que dificultan el acceso del silano y el adhesivo a la superficie grabada (Magne y Cascione 2006). La retención química de la porcelana marginal se obtiene mediante un silano, que puede ser tanto un silano convencional (ya que la porcelana del hombro es feldespática) como el Clearfil Ceramic Primer de Kuraray o el Monobond Plus de Ivoclar Vivadent. La ventaja de utilizar el Clearfil Ceramic Primer de Kuraray o el Monobond Plus de Ivoclar Vivadent es que se puede pincelar toda la corona sin hacer distinciones en función de si se trata de la porcelana del hombro o de la cofia de óxido de zirconio. Se aconseja realizar un secado con calor del silano una vez lo hemos aplicado en la corona. Los estudios demuestran que si se seca con fuente de calor (p.e con un secador de pelo profesional) se consigue aumentar de forma significativa la fuerza de adhesión (Shen y col. 2004, Monticelli y col. 2006, Papacchini y col. 2007, Fabianelli y col. 2010). Al ser la unión del silano a la cerámica y a

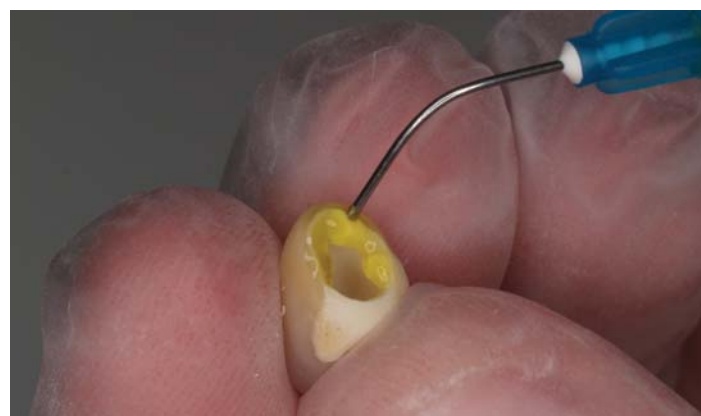


Fig.17 La porcelana del hombro se graba con ácido fluorhídrico para conseguir retención micromecánica

## Técnica de laboratorio



*Figs. 18a y 18b Imágenes de antes y después de tratar a un paciente por un problema estético en el sector anterior. El 22 era una corona deficiente sobre implante y el 21 se tuvo que exodonciar por una fisura y se colocó un implante. En ambos casos se utilizaron pilares mecanizados ceramizados y se restauraron con coronas de óxido de zirconio. El 11 y 12 se restauraron con coronas de óxido de zirconio.*



*Fig. 18c Por último, colocamos una férula oclusal de uso nocturno para evitar el desgaste de los antagonistas*

la resina débil durante las primeras 24 horas, durante este periodo será conveniente no someter las restauraciones a cambios de temperatura extremos (bebidas/comidas muy frías o muy calientes).

Tras la prueba en boca de la restauración se limpiará la superficie interna de la misma con el fin de evitar que la saliva interfiera en la adhesión. Una opción es con ácido ortofosfórico durante 20-30 segundos aunque parece ser que es más eficaz el arenado con partículas de óxido de aluminio de 50 micras (Yang y col.

2007, Yang y col. 2008), que al fin y al cabo haremos igualmente para preparar la superficie del óxido de zirconio de cara al cementado.

Por último, colocamos una férula oclusal de uso nocturno para evitar el desgaste de los antagonistas como consecuencia de la mayor dureza de la cerámica de recubrimiento de las coronas de óxido de zirconio en comparación con la del esmalte de los dientes anteroinferiores (figs. 18a, 18b y 18c). Siempre es imperativo que el paciente utilice una férula oclusal cuando se

rehabilita total o parcialmente el grupo anterosuperior con porcelana ya que de lo contrario generará un desgaste excesivo en los dientes antagonistas que se manifestará al cabo de unos años.

### Conclusión

En estos dos artículos hemos querido abordar todos aquellos aspectos que son de interés en prótesis de óxido de zirconio y que pueden condicionar el éxito o el fracaso de nuestros tratamientos. Hemos hecho especial énfasis en el diseño, un tema que suele ser obviado por los propios



fabricantes, pero que nos parece fundamental, por cuanto los fracasos que van apareciendo en clínica y en la propia literatura nos inclinan a pensar que el problema radica en un diseño deficiente. La importancia de este aspecto es tal que, si no se tiene en cuenta, el profesional puede llegar a pensar que el fallo está en el sistema o el material cuando en realidad el fallo está en el diseño y que el material, utilizado correctamente, es perfectamente válido.

## Bibliografía

- Anusavice KJ. Dental ceramics. En: Phillips' Science of dental materials. Saunders, St.Louis 2003: 655-719.
- Blatz M, Sadan A, Martin J, Lang B. In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. *J Prosthet Dent* 2004; 91: 356-62.
- Blatz MB, Phark JH, Bergler M, Sadan A. Bond strength of self-adhesive cements to zirconia. IADR/AADR/CADR 87th General Session, Miami: 1-4 de Abril, 2009.
- Borges GA, Sophr AM, Goes MF, Sobrinho LC, Chan DCN. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. *J Prosthet Dent* 2003; 89: 479-88.
- Bottino MA, Salazar-Marochó SM, Leite FP, Vásquez VC, Valandro LF. Flexural strength of glass-infiltrated zirconia/alumina-based ceramics and feldspathic veneering porcelains. *J Prosthodont* 2009; 18: 417-20.
- Butz F, Heydecke G, Okutan M, Strub JR. Survival rate, fracture strength and failure mode of ceramic implant abutments after chewing simulation. *J Oral Rehab* 2005; 32: 838-43.
- Campbell SD. Comparison of conventional paint-on die spacers and those used with the all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 1990; 63: 151-5.
- Campbell SD, Sozio RB. Evaluation of the fit and strength of an all-ceramic fixed partial denture. *J Prosthet Dent* 1988; 59: 301-6.
- Cavalcanti AN, Foxtón RM, Watson TF, Oliveira MT, Giannini M, Marchi GM. Bond strength of resin cements to a zirconia ceramic with different surface treatments. *Oper Dent* 2009; 34: 280-7.
- Claus H. The structure and microstructure of dental porcelain in relationship to the firing conditions. *Int J Prosthodont* 1989; 2: 376-84.
- Dérand P, Dérand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont* 2000; 13: 131-5.
- Edelhoff D, Beuer F, Weber V, Johnen C. HIP zirconia fixed partial dentures-Clinical results after 3 years of clinical service. *Quintessence Int* 2008; 39: 459-71.
- Esquivel-Upshaw JF, Anusavice KJ, Young H, Jones J, Gibbs C. Clinical performance of a lithia disilicate-based core ceramic for three-unit posterior FPDs. *Int J Prosthodont* 2004; 17: 469-75.
- Fabianelli A, Pollington S, Papacchini F, Goracci C, Cantoro A, Ferrari M, van Noort R. The effect of different surface treatments on bond strength between leucite reinforced feldspathic ceramic and composite resin. *J Dent* 2010; 38: 39-43.
- Gehrke P, Dhom G, Brunner J, Wolf D, Degidi M, Piatelli A. Zirconium implant abutments: fracture strength and influence of cyclic loading on retaining-screw loosening. *Quintessence Int* 2006; 37: 19-26.
- Gernhardt CR, Bekes K, Schaller HG. Short-term retentive values of zirconium oxide posts cemented with glass ionomer and resin cement: An in vitro study and a case report. *Quintessence Int* 2005; 36: 593-601.
- Gosen AJ. Mandibular leverage and occlusion. *J Prosthet Dent* 1974; 72: 369-76.
- Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent* 2005; 33: 9-18.
- Guess PC, Kulis A, Witkowski S, Wolkewitz M, Zhang Y, Strub JR. Shear bond strengths between zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling. *Dent Mater* 2008; 24: 1556-67.
- Gwinnett AJ. Altered tissue contribution to interfacial bond strength with acid conditioned dentin. *Am J Dent* 1994; 7: 243-246.
- Heffernan MJ, Aquilino SA, Díaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: Core materials. *J Prosthet Dent* 2002; 88: 4-9.
- Hjerppe JI, Lassila LV, Lahdenpera M, Vallitu PK. Effect of surface treatments on mechanical properties of zirconia. IADR/AADR/CADR 87th General Session, Miami: 1-4 de Abril, 2009.

## Técnica de laboratorio

- Isidor F, Stokholm R, Ravnholt G. Tensile bond strength of resin luting cement to glass infiltrated porous aluminum oxide cores (In-Ceram). *Eur J Prosthodont Rest Dent* 1995; 3: 199-202.
- Johnson GH, Craig RG. Accuracy of four types of rubber impression materials compared with time of pour and a repeat pour of models. *J Prosthet Dent* 1985; 53: 484-90.
- Jung YG, Peterson IM, Kim DK, Lawn BR. Lifetime-limiting strength degradation from contact fatigue in dental ceramics. *J Dent Res* 2000; 79: 722-31.
- Kelly JR. Ceramics in restorative and prosthetic dentistry. *Ann Rev Mater Sci* 1997; 27: 443-68.
- Kelly JR. Clinical failure of dental ceramic structures: insights from combined fractography, in vitro testing and finite element analysis. *Ceram Trans* 1995; 48: 125-37.
- Kelly JR, Tesk JA, Sorensen JA. Failure of all-ceramic fixed partial dentures in vitro and in vivo: Analysis and modeling. *J Dent Res* 1995; 74: 1253-8.
- Kern M, Barloi A, Yang B. Surface conditioning influences zirconia ceramic bonding. *J Dent Res* 2009; 88: 817-22.
- Kern M, Thompson VP. Bonding to glass infiltrated alumina ceramic: Adhesive methods and their durability. *J Prosthet Dent* 1995; 73: 240-9.
- Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: Adhesion methods and their durability. *Dent Mater* 1998; 14: 64-71.
- de Kler M, de Jager N, Meegdes M, van der Zel JM. Influence of thermal expansion mismatch and fatigue loading on phase changes in porcelain veneered Y-TZP zirconia discs. *J Oral Rehab* 2007; 34: 841-7.
- Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater* 1999; 15: 426-33.
- Lehmann F, Kern M. Durability of resin bonding to zirconia ceramic using different primers. *J Adhes Dent* 2009; 11: 479-83.
- Li ZC, White SN. Mechanical properties of dental luting cements. *J Prosthet Dent* 1999; 81: 597-609.
- Lindgren J, Smeds J, Sjögren G. Effect of surface treatments and aging in water on bond strength to zirconia. *Oper Dent* 2008; 33: 675-81.
- Lüthy H, Filser F, Loeffel O, Schumacher M, Gauckler LJ, Hammerle CHF. Strength and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridges. *Dent Mater* 2005; 21: 930-7.
- Mackert JR, Evans AL. Effect of cooling rate on leucite volume fraction in dental porcelains. *J Dent Res* 1991; 70: 137-9.
- Magne P, Cascione D. Influence of post-etching cleaning and connecting porcelain on the microtensile bond strength of composite resin to feldspathic porcelain. *J Prosthet Dent* 2006; 96: 354-61.
- Maier HR, Leitfaden Technische Keramik: Werkstoffkunde II, Keramik. Mainz-Druck, Germany: 1995: 182.
- Mallat-Callís E. Prótesis fija estética: Enfoque clínico e interdisciplinario. 1ª Edición. Elsevier España 2006.
- McCaul LK, Jenkins WM, Kay EJ. The reasons for the extraction of various tooth types in Scotland: A 15-year follow-up. *J Dent* 2001; 29: 401-7.
- Marcinak CE, Draughn A. Linear dimensional changes in addition curing silicone impression materials. *J Prosthet Dent* 1982; 47: 411-3.
- Marquardt P, Strub JR. Survival rates of IPS Empress 2 all-ceramic crowns and fixed partial dentures: Results of a 5-year prospective clinical study. *Quintessence Int* 2006; 37: 253-9.
- Monticelli F, Toledano M, Osorio R, Ferrari M. Effect of temperature on the silane coupling agents when bonding core resin to quartz fiber posts. *Dent Mater* 2006; 22: 1024-8.
- de Munck J, Vargas M, Van Landuyt K, Hikita K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. *Dent Mater* 2004; 20: 963-71.
- Oh WS, Anusavice KJ. Effect of connector design on the fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 2002; 87: 536-42.
- Oh W, Götzen N, Anusavice KJ. Influence of connector design on fracture probability of ceramic fixed-partial dentures. *J Dent Res* 2002; 81: 623-7.
- Oilo M, Gjerdet NR, Tvinnereim HM. The firing procedure influences properties of a zirconia core ceramic. *Dent Mater* 2008; 24: 471-5.
- Olsson KG, Fürst B, Andersson B, Carlsson GE. A long-term retrospective and clinical follow-up study of In-Ceram Alumina FPDs. *Int J Prosthodont* 2003; 16: 150-6.

- Ozcan M, Vallitu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dent Mater* 2003; 19: 725-31.
- Palacios RP, Johnson GH, Phillips KM, Raigrodski AJ. Retention of zirconium oxide ceramic crowns with three types of cement. *J Prosthet Dent* 2006; 96: 104-14.
- Panichuttra R, Jones RM, Goodacre C, Muñoz CA, Moore BK. Hydrophilic polyvinylsiloxane impression materials: Dimensional accuracy, wettability and effect on gypsum hardness. *Int J Prosthodont* 1991; 4: 240-8.
- Papacchini F, Monticelli F, Hasa I, Radovic I, Fabianelli A, Polimeni A, Ferrari M. Effect of air-drying temperature on the effectiveness of silane primers and coupling blends in the repair of a microhybrid resin composite. *J Adhes Dent* 2007; 9: 391-7.
- Papanagiotou HP, Morgano SM, Giordano RA, Pober R. In vitro evaluation of low-temperature aging effects and finishing procedures on the flexural strength and structural stability of Y-TZP dental ceramics. *J Prosthet Dent* 2006; 96:154-64.
- Paphangkorakit J, Osborn JW. The effect of pressure on a maximum incisal bite force in man. *Arch Oral Biol* 1997; 42: 11-7.
- Phark JH, Duarte SJ, Blatz M, Sadan A. An in vitro evaluation of the long-term resin bond to a new densely sintered high-purity zirconium-oxide ceramic surface. *J Prosthet Dent* 2009; 101: 29-38.
- Plengsombut K, Brewer JD, Monaco EA Jr, Davis EL. Effect of two connector designs on the fracture resistance of all-ceramic core materials for fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent* 2009; 101: 166-73.
- Price RB, Gerrow JD, Sutow EJ, MacSween R. The dimensional accuracy of 12 impression material and die stone combinations. *Int J Prosthodont* 1991; 4: 169-74.
- Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler JL, Mohamed SE, Billiot S, Mercante DE. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study. *J Prosthet Dent* 2006; 96: 237-44.
- Sailer I, Fehér A, Filser F, Gauckler LJ, Lüthy H, Hämmerle CH. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 2007; 20: 383-8.
- Sailer I, Goettner J, Hämmerle CH. Randomized controlled clinical trial of zirconia-ceramic and metal-ceramic posterior fixed dental prostheses: A 3-year follow-up. *Int J Prosthodont* 2009; 22: 553-60.
- Scotti R, Baldissara P, Llukacej A, Valandro LF, Bottino MA. Translucency of different zirconia materials. *Academy Dental Materials Conference; Abstract 103.*
- Shen C, Oh WS, Williams JR. Effect of post-silanization drying on the bond strength of composite to ceramic. *J Prosthet Dent* 2004; 91: 453-8.
- Sorensen JA, Kang SK, Torres TJ, Knode H. In-Ceram fixed partial dentures: Three-year clinical trial results. *J Calif Dental Assoc* 1998; 26: 207-14.
- Vult von Steyern P, Carlson P, Nilner K. All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study. *J Oral Rehabil* 2005; 32: 180-7.
- Vult von Steyern P, Jonsson O, Nilner K. Five-year evaluation of posterior all-ceramic three-unit (In-Ceram) FPDs. *Int J Prosthodont* 2001; 14: 379-84.
- Wheeler R.C. A textbook of dental anatomy and physiology. Ed. W.B. Saunders 4ª Edición. Philadelphia 1965.
- Wolfart M, Lehmann F, Wolfart S, Kern M. Durability of the resin bond strength to zirconia ceramic after using different surface conditioning methods. *Dent Mater* 2007; 23: 45-50.
- Yang B, Barloi A, Kern M. Influence of air-abrasion on zirconia ceramic bonding using an adhesive composite resin. *Dent Mater* 2010; 26: 44-50.
- Yang B, Lange-Jansen HC, Scharnberg M, Wolfart S, Ludwig K, Adelung R, Kern M. Influence of saliva contamination on zirconia ceramic bonding. *Dent Mater* 2008; 24: 508-13.
- Yang B, Wolfart S, Scharnberg M, Ludwig K, Adelung R, Kern M. Influence of contamination on zirconia ceramic bonding. *J Dent Res* 2007 ;86: 749-53.
- Yildirim M, Fischer H, Marx R, Edelhoff D. In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 2003; 90: 325-31.