

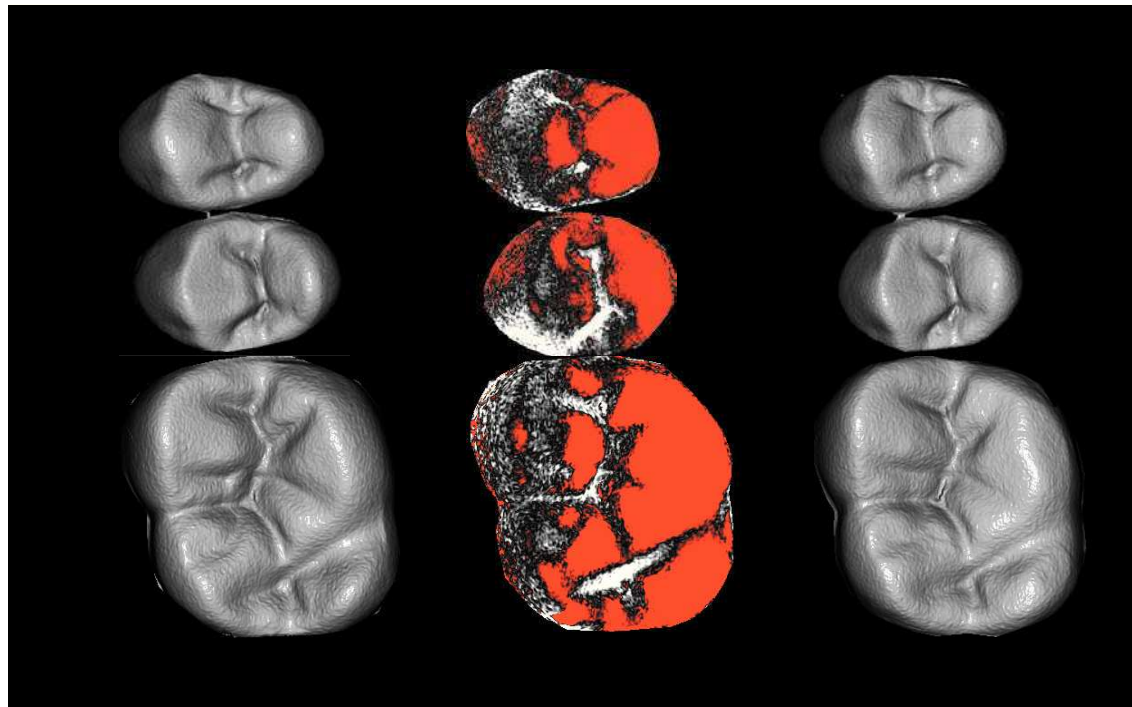
## [Resumen]

El presente estudio investigó la resistencia al desgaste de dos materiales de dientes protésicos distintos en vivo en dos grupos de pacientes. Uno de los materiales dentales consistía únicamente en PMMA rellenado (SR Postaris DCL), y el otro, en un composite nanorrellenado (NFC). Los estudios clínicos se llevaron a cabo en tres centros. Para ambos materiales se confeccionaron prótesis completas; 18 sujetos de estudio fueron tratados con el material DCL rellenado, y 10 sujetos, con el material de composite nanorrellenado. Tras la colocación, así como al cabo de 12 meses, se tomaron impresiones de los dientes posteriores de las prótesis y se vaciaron con yeso superduro. Tras el escaneo de los modelos mediante tecnología láser se superpusieron los modelos. Se calculó la pérdida vertical máxima ( $\mu\text{m}$ ) para cada diente posterior.

## Palabras clave

Dientes protésicos. Resistencia al desgaste. En vivo. Composite nanorrellenado. DCL.

(Quintessenz Zahntech.  
2009;35(6):718-26)



## Resistencia al desgaste de dos materiales de dientes protésicos en vivo

**Sieghard D. Heintze, Martina Schmid-Schwap,  
Ingrid Grunert y Eva Piehslinger**

### Introducción

El desgaste de dientes protésicos de resina puede seguir constituyendo un problema desde el punto de vista clínico. En algunos pacientes, ya al cabo de 12 meses se encuentran huellas de desgaste claras (fig. 1c), las cuales pueden afectar a la totalidad del contorno anatómico. El odontólogo sólo percibe el desgaste cuando éste es muy acusado en la pérdida vertical local ( $> 0,5 \text{ mm}$ ) o cuando el desgaste afecta de forma generalizada a toda la restauración. Los dientes protésicos, la mayoría de los cuales se basan en el polimetilmetacrilato (PMMA), poseen un brillo superficial excelente y duradero, y presentan una muy baja vulnerabilidad a la placa. Sin embargo, estos materiales presentan el inconveniente de que no son especialmente resistentes al desgaste. Por la experiencia con la tecnología de composite para materiales de recubrimiento de estructuras metálicas, se sabe que la adición de materiales de relleno incrementa sensiblemente la resistencia al desgaste. Se intentó adaptar esta tecnología también para dientes protésicos, pero inicialmente se observaron problemas con una mayor acumulación de

placa. En un primer momento se añadieron materiales de relleno, los cuales se elaboran a partir de matriz de PMMA triturando PMMA polimerizado hasta obtener partículas de relleno finas; estos materiales de relleno se denominan isorrellenos. Si bien la adición de estos rellenos logró minimizar el desgaste, en algunos pacientes éste seguía siendo desproporcionadamente intenso. Otro paso adelante fue el añadido de rellenos orgánicos altamente reticulados (por ej., DCL = double crosslinked), los cuales acreditaron un efecto positivo sobre la estabilidad y la resistencia al desgaste de los dientes protésicos. Actualmente, la nanotecnología ha ganado terreno en el ámbito de los dientes protésicos y los fabricantes dentales han conseguido incorporar a la matriz una selección óptima de nanorrellenos, microrrellenos y macrorrellenos. Los nanorrellenos consisten en silicio altamente disperso, que está silanizado para unirse bien a la matriz. Gracias a los rellenos de silicio muy pequeños, se obtiene un material fácilmente pulible y que posee un brillo superficial duradero con una rugosidad superficial reducida. Cuanto menor es la rugosidad, tanto menor es la fricción durante el contacto con el diente antagonista y tanto menor es el desgaste. Al mismo tiempo, en estos materiales se puede aumentar la dureza superficial, así como el módulo de flexión, una medida de la propensión del material a deformaciones o roturas. También estas propiedades físicas son ventajosas para incrementar la resistencia al desgaste.

¿Cómo se comprueba si un material es resistente al desgaste? Por un lado, se puede comprobar en el laboratorio mediante diversos aparatos que simulan el desgaste, o por otro lado, mediante sujetos de estudio que utilicen prótesis. El primer procedimiento suele ser bastante rápido, mientras que el segundo es laborioso y lleva tiempo. En los últimos 30 años se han desarrollado numerosos aparatos y métodos para la comprobación de la resistencia al desgaste. Habitualmente se utilizan los denominados simuladores de masticación, en los cuales antagonistas de esmalte o de un material sintético (por ej., cerámica o metal) actúan sobre los materiales a ensayar con una carga o fuerza determinada. Existen métodos en los cuales se utiliza un medio abrasivo artificial (por ej., partículas de PMMA) o natural (por ej., mijo, adormidera) a fin de simular la influencia de la alimentación<sup>14</sup>. La empresa Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, llevó a cabo hace algunos años un estudio en el que se enviaron cuerpos de ensayo planos de 10 materiales distintos (8 composite, 1 amalgama, 1 cerámica) a cinco institutos de ensayo que aplicaron cinco métodos distintos para determinar el desgaste<sup>11</sup>. Los encargados de realizar los ensayos no sabían exactamente qué materiales estaban sometiendo a ensayo. Los datos enviados a Ivoclar Vivadent fueron analizados estadísticamente y llevaron a sacar la conclusión de que los métodos arrojaron resultados apenas coincidentes. En algunos métodos, la dispersión fue incluso tan elevada que apenas fue posible diferenciar entre los materiales. Sin duda, una explicación es el hecho de que los distintos métodos siguen conceptos distintos que tienen como consecuencia mecanismos de desgaste diferentes. Si se observan con detenimiento los distintos aparatos y métodos de ensayo, se constata que actualmente prácticamente ninguno está indicado como simulador del desgaste en vivo. Muchos factores que influyen en el desgaste (por ej., geometría del diente y del antagonista) no pueden ser controlados y regulados. Además, los métodos ejecutados con estos aparatos no están lo suficientemente validados como para generar datos reproducibles<sup>10</sup>. La mayoría de los aparatos y métodos no cumplirían o sólo cumplirían parcialmente las estrictas directrices (GLP = Good Laboratory Practice) que establece

el organismo estadounidense de control FDA (Food and Drug Administration) para los métodos de ensayo de productos médicos<sup>3</sup>. Dado que apenas existen datos válidos relativos al desgaste en la boca, prácticamente todos los métodos todavía deben demostrar ser capaces de arrojar un pronóstico en cuanto al desgaste en vivo<sup>10</sup>.

También los materiales de dientes protésicos han sido probados hasta ahora mayoritariamente en el laboratorio, con resultados muy diversos y en algunos casos contradictorios<sup>2,6,13,15,23,24,26,27,29</sup>. Los ensayos clínicos con sujetos de estudio para la cuantificación del desgaste no son muy numerosos. En un estudio anterior realizado en los años setenta, al cabo de un año se registró una pérdida vertical de 100  $\mu\text{m}$ <sup>9</sup>. En otro estudio, al cabo de tres años la pérdida de altura en dos materiales distintos se situó entre 104  $\mu\text{m}$  y 266  $\mu\text{m}$ <sup>19</sup>. En ambos estudios se observó una gran dispersión de los valores, y el coeficiente de variación se situó entre 30% y 75%.

Los métodos de desgaste no permiten simular numerosos parámetros clínicamente importantes. Un importante factor reductor del desgaste es la saliva. La saliva puede reducir el desgaste con sus componentes, dado que reduce la fricción como un lubricante<sup>17</sup>. En portadores de prótesis completas existen además un par de particularidades que deben tenerse en cuenta. Las tasas de desgaste en pacientes edéntulos son superiores que en pacientes dentados, dado que en el ligamento periodontal faltan los receptores que controlan la fuerza y regulan la fuerza masticatoria; las fuerzas oclusales son reguladas únicamente por los receptores en los músculos masticatorios. Éstos presentan una actividad incrementada<sup>1</sup>. Los pacientes edéntulos poseen una mayor frecuencia masticatoria que los pacientes dentados<sup>4</sup>. Mientras que en pacientes dentados los hombres desarrollan mayores fuerzas masticatorias que las mujeres, esta diferencia no se ha observado en pacientes edéntulos<sup>18</sup>.

La cuantificación exacta del desgaste clínico es laboriosa. El desgaste no puede medirse directamente en la boca, sino tan sólo en modelos (réplicas) obtenidos mediante impresiones intraorales. Para ello existen diversos aparatos. Un aparato que permite medir con rapidez, precisión y eficiencia se basa en la tecnología láser y actualmente se utiliza también en el ámbito CAD/CAM<sup>16</sup>. Se superponen imágenes tridimensionales de los modelos de partida y de seguimiento y el aparato determina las diferencias negativas. Sin embargo, el método depende de la calidad de la impresión. Además son muy importantes la elección y el número de los sujetos de estudio. Si se estudian mayoritariamente sujetos con elevada fuerza masticatoria, se registrará mayor desgaste que en sujetos con menor fuerza masticatoria. En general, los hombres poseen una mayor fuerza masticatoria que las mujeres, y los sujetos jóvenes poseen una mayor fuerza masticatoria que los de más edad<sup>21,30</sup>. La fuerza masticatoria, así como los distintos hábitos alimentarios, determinan probablemente que el desgaste medido en vivo varíe en gran medida de un paciente a otro. En materiales de obturación, las oscilaciones pueden representar en algunos casos más del 50% del valor promedio<sup>22,28</sup>.

La firma Candulor lanzó hace un año un material de diente protésico a base de composite denominado Nanofilled Composite (NFC Candulor, Wangen, Suiza). Los resultados de un ensayo en laboratorio apuntan a una mayor resistencia al desgaste en comparación con los materiales de diente protésico a base de PMMA o DCL<sup>6</sup>. Sin embargo, los mismos autores han publicado recientemente un mayor desgaste in vitro del NFC en comparación con DCL<sup>8</sup>.

Los métodos de ensayo en laboratorio son importantes para diferenciar entre distintas variantes de material y minimizar el riesgo para los estudios clínicos. Sin embargo, no pueden sustituir a los estudios clínicos. El ensayo clínico continúa siendo el estándar de oro para evaluar la idoneidad de un material dental. En comparación con los estudios clínicos, los métodos de ensayo en laboratorio poseen un valor informativo reducido, y por ende un nivel de evidencia bajo<sup>25</sup>.

El objetivo del presente estudio era investigar en un estudio clínico prospectivo el comportamiento de desgaste de un diente protésico basado en composite y uno basado en DCL. El estudio se llevó a cabo en tres centros. La hipótesis era que el diente de composite NFC es más resistente al desgaste que el diente DCL.

Se colocaron prótesis completas en tres centros de estudio: Universidad de Viena, Austria, departamento de prótesis (Material SR Postaris DCL, Ivoclar Vivadent); Universidad de Innsbruck, Austria, departamento de prótesis (Material NFC, Candulor) y en la clínica interna de Ivoclar Vivadent (Material NFC). Los datos aquí publicados son resultados provisionales de un estudio en curso. El objetivo es que, al concluir el estudio al cabo de tres años, en cada grupo estén disponibles de 30 a 40 casos para el análisis del desgaste.

En el presente estudio se trató con el material SR Postaris DCL a 19 sujetos (edad media 64 años; 13 mujeres, 5 varones) y con el material NFC a 10 sujetos (edad media 67,5 años; 3 mujeres, 7 varones). En ambos materiales, la anatomía del diente se basa en la forma de los dientes naturales. El montaje de los dientes se llevó a cabo conforme al concepto de guía canina<sup>5</sup>, si bien en la mayoría de los pacientes sólo se montó hasta el primer molar. La impresión para la confección de las réplicas en yeso se llevó a cabo tras el rectificado y tras el éxito de la habituación del paciente a las prótesis completas. Generalmente esto sucedió entre dos y cuatro semanas tras la primera colocación. Tras su limpieza con ultrasonidos, se tomaron extraoralmente impresiones de las prótesis completas con un material de silicona reticulada por adición (Virtual heavy body/Virtual light body Ivoclar Vivadent) conforme al método de doble mezcla y se vaciaron en yeso superduro blanco (Fuji Super Hardrock, GC Europe, Lovaina, Bélgica). El yeso se mezcló al vacío y se vertió sobre un vibrador en la impresión de silicona, la cual previamente había sido tratada con un agente tensioactivo. A continuación se introdujeron las impresiones durante una hora en una olla a presión (2 bar).

El análisis de desgaste se realizó mediante el escáner láser etkon es1 (Straumann CAD/CAM, Gräfelfing, Alemania) y el correspondiente software Match 3D. Se escaneó por separado el modelo de cada sextante posterior. Se superpusieron el modelo tras la colocación definitiva y la habituación (modelo de partida) y el modelo al cabo de 12 meses (modelo de seguimiento) (figs. 1a y 1b) y se pusieron en relación mediante tres puntos de referencia. Los tres puntos deben estar localizados en superficies dentales que estén sometidas a un desgaste reducido o nulo. Para determinarlos se utilizaron imágenes clínicas con marcas oclusales en oclusión céntrica. Se repitió varias veces el proceso de referenciación, hasta que se hubo alcanzado una desviación estándar del proceso de 20  $\mu$ m como máximo. Para asegurar el éxito de la referenciación se consideraron dos criterios adicionales: por un lado, el dibujo de diferencia obtenido al superponer ambos modelos, y por otro, la distribución de los valores de altura (histograma de los valores z). Si la

## Material y métodos

Fig. 1. Imágenes virtuales de dientes protésicos del maxilar superior escaneados mediante tecnología láser (DCL): **a** tras la colocación; **b** dibujo de diferencia con información sobre el desgaste vertical (  $\mu$  m) en las distintas regiones oclusales; **c** al cabo de 12 meses.

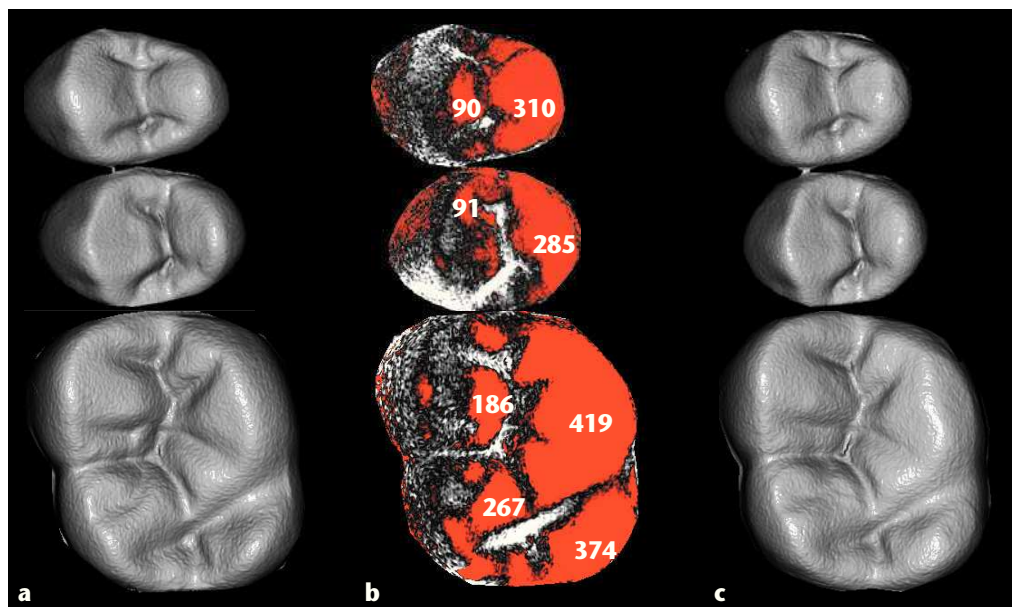
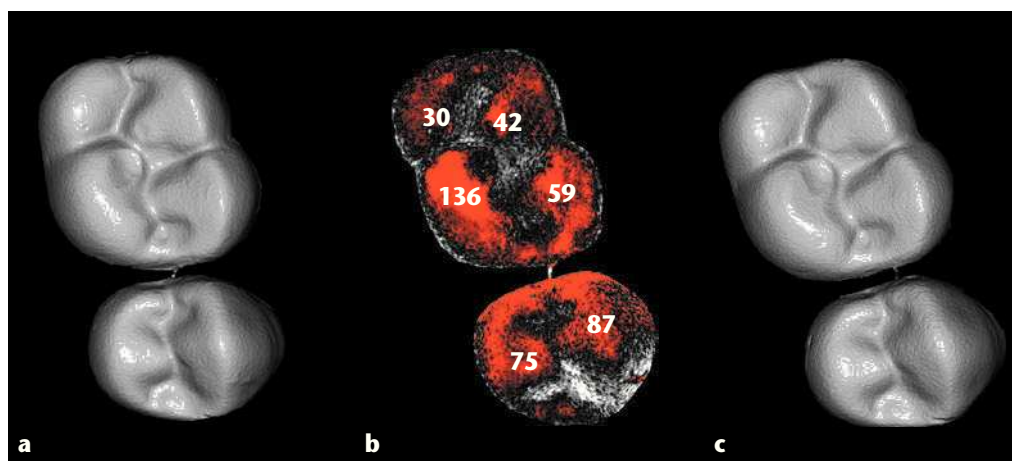


Fig. 2. Imágenes virtuales de dientes protésicos del maxilar superior escaneados mediante tecnología láser (NFC): **a** tras la colocación; **b** dibujo de diferencia con información sobre el desgaste vertical (  $\mu$  m) en las distintas regiones oclusales; **c** al cabo de 12 meses.



desviación estándar se situaba por encima de 20  $\mu$  m, los valores de altura presentaban una distribución asimétrica o el dibujo de diferencia representaba zonas de desgaste que parecían clínicamente ilógicas, se consideró la referenciación como fallida y no se incluyó ese diente en la evaluación.

Tras la elaboración del dibujo de diferencia se cuantificó el desgaste en la superficie del diente. Para ello se creó un denominado mapping oclusal (fig. 1b). Esto significa que se localizaron en el dibujo de diferencia las zonas de atrición. En muchos casos, éstas coincidían con los topes oclusales (en oclusión céntrica) de la situación clínica. Para los premolares se identificaron en general dos zonas (bucal y oral), y en los molares normalmente cuatro (dos bucales y dos orales). Estas zonas fueron recortadas digitalmente y se determinó la pérdida de altura vertical máxima. Para los datos de altura se adoptó el cuantil 99% a fin de eliminar valores extraños; en consecuencia, se eliminó el 1% de los valores de altura. Para el análisis estadístico se tomó por cada diente el área que presentaba el mayor valor de desgaste vertical.



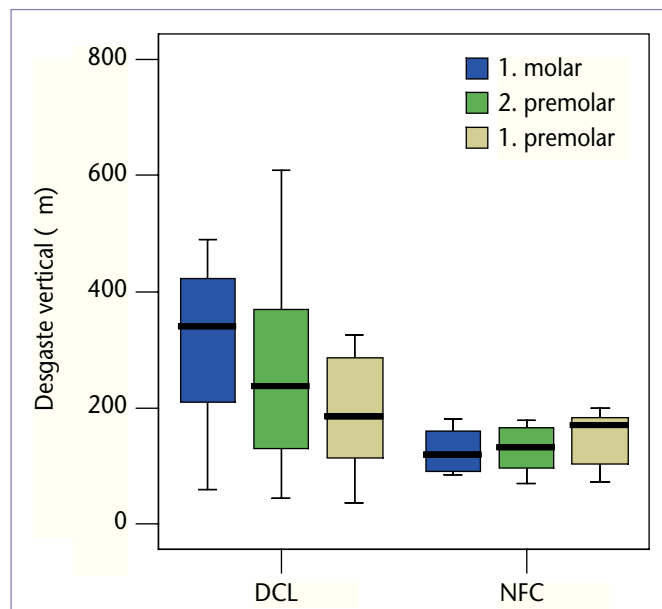


Fig. 3. Diagrama de caja del desgaste vertical de dos materiales de prótesis al cabo de un período de uso de 12 meses. La franja en el centro de la caja indica la mediana (es decir, el 50% de los valores se sitúan por encima y el 50% por debajo de este valor). La caja representa el 50% de todos los valores, y las rayas hacia arriba y hacia abajo representan los valores extremos.

Se logaritizaron los datos a fin de reducir la dispersión y alcanzar una distribución de los datos aproximadamente normal, lo cual constituye un requisito para la aplicación de pruebas paramétricas. Para la estadística comparativa, en la comparación de materiales se aplicó el análisis de la varianza (ANOVA), y para la comparación entre los distintos tipos de diente por material, se aplicó la prueba o no paramétrica Wilcoxon. El nivel de significación se situó en  $p < 0,05$  en ambas comparaciones.

En promedio sólo pudieron medirse aproximadamente el 60% de los dientes posteriores, sin que se registraran diferencias entre los tres centros. En todos los tipos de diente, los dientes de NFC presentaron en promedio menos desgaste que los dientes de SR Postaris DCL (fig. 3); sin embargo, la diferencia sólo fue estadísticamente significativa en los primeros molares ( $p = 0,006$ ). Para SR Postaris DCL, el primer molar presentó significativamente más desgaste que el primer premolar ( $p = 0,03$ ). En cambio, para NFC no se registró ninguna diferencia entre los tres tipos de dientes. Las figuras 1a hasta 2c muestran ejemplos típicos de desgaste para los dientes de DCL y de NFC, respectivamente. Fue llamativo el hecho de que los valores de desgaste para NFC presentaran una dispersión claramente inferior a la del SR Postaris DCL: coeficiente de variación promedio NFC 27%, SR Postaris DCL 60%.

## Resultados

El material protésico con nanorrellenos NFC presentó al cabo de 12 meses de uso un menor desgaste que el material DCL relleno SR Postaris DCL (fig. 3). La diferencia en el primer molar fue estadísticamente significativa. Así pues, la hipótesis formulada inicialmente se demuestra acertada. El material se vuelve más resistente al desgaste mediante la incorporación de pequeños materiales de relleno silanizados, ya que se incrementan la dureza superficial y el módulo de flexión. Se obtuvieron resultados similares en un estudio en el que se intentó correlacionar parámetros físicos de distintos materiales de composite con el valor de desgaste obtenido mediante simulación de des-

## Discusión

gaste<sup>12</sup> (método Ivoclar, simulador de desgaste Willytec). En este caso se demostró que aquellos materiales que incorporaban rellenos pequeños y presentaban un módulo de flexión elevado y una gran tenacidad a la rotura arrojaban los valores de desgaste más bajos. A partir de los parámetros físicos fue posible derivar una fórmula de desgaste que permite predecir el desgaste en el simulador de masticación. En el método de desgaste Ivoclar para materiales de composite utilizados en la técnica de obturación directa se utiliza como antagonista el material cerámico IPS Empress, y además el ensayo se realiza con cuerpos de ensayo planos. Sin embargo, en las prótesis completas se dan otras circunstancias: en este caso, el diente antagonista es también un diente protésico. En consecuencia, es preciso aplicar otro método para el ensayo de materiales de dientes protésicos en el laboratorio. Si se utilizan dientes totalmente anatómicos, es preciso situarlos en una relación oclusal razonable. Esto aumenta la variabilidad de los resultados, dado que la relación oclusal en los distintos pares de dientes no es absolutamente idéntica. Si se tallan los dientes hasta obtener cuerpos de ensayo planos, se elimina la configuración oclusal, la cual reviste gran importancia para el comportamiento de desgaste precisamente en dientes protésicos. Pese a que no está cuantificado clínicamente, cabe partir de la premisa de que los dientes con configuración totalmente anatómica presentan un mayor desgaste que los dientes con cúspides planas.

El resultado del presente estudio clínico se contradice con un ensayo en laboratorio que arrojó el resultado inverso: el material DCL presentó menos desgaste que el NFC. En este ensayo de laboratorio, cuyos resultados han sido publicados en una revista inglesa<sup>7</sup> y una alemana<sup>8</sup>, se estudiaron en el simulador de masticación Willytec cuatro materiales distintos (diente cerámico, NFC, resina IPN, variante DCL experimental). Se utilizaron premolares acortados en 0,5 mm, y como antagonista sirvió la cúspide bucal del primer premolar inferior. Se sometieron los dientes 600.000 veces a una carga de 5 kg. La pérdida vertical en el material NFC fue 2,7 veces mayor que en el material DCL. Curiosamente, también los dientes cerámicos arrojaron un desgaste de más del doble que los dientes DCL, si bien todas las experiencias clínicas demuestran que los dientes cerámicos son muchos más resistentes al desgaste. En cambio, en otra publicación de los mismos autores el material NFC presentó un desgaste un 71% menor que el del material DCL<sup>6</sup>, mientras que el desgaste de los dientes cerámicos fue el menor de todos los dientes protésicos. Sin embargo, en este estudio no se utilizaron dientes protésicos como antagonista, sino bolas de cerámica (esteatita) con un diámetro de 6 mm.

Es significativo el hecho de que la variabilidad en el material NFC fue sensiblemente menor que la del material DCL. También con este último hubo pacientes que presentaban poco desgaste al cabo de un año. No obstante, algunos de ellos presentaron mucho desgaste. Alrededor del 40% de los pacientes concentraron el 60% del desgaste total de todo el grupo de pacientes. Para el material NFC, la distribución estaba equilibrada.

La cuantificación del desgaste mediante réplicas de yeso y la moderna tecnología de escaneo láser es un método adecuado, eficiente y suficientemente preciso para medir el desgaste en vivo. La exactitud del método se sitúa en  $\pm 10$  a  $15 \mu\text{m}$ <sup>16</sup>. Sin embargo, durante la impresión y la elaboración de las réplicas se debe respetar un alto grado de exactitud y estandarización. De ahí que se realizaran las impresiones con materiales de impresión reticulados por adición, utilizando un material altamente viscoso y otro de baja viscosidad. No es necesario utilizar cubetas de impresión individualizadas específi-

camente para los tamaños dentales, tal como ha demostrado un estudio comparativo, si bien realizado con materiales de obturación directa<sup>20</sup>. Durante la impresión debe procurarse que el material de impresión de baja viscosidad se adapte bien a las superficies dentales mediante un soplador de aire, antes de aplicar el material altamente viscoso por encima con la cubeta. De lo contrario, se obtienen en el modelo de yeso estrías y escalones que imposibilitan un análisis exacto del desgaste. Para la elaboración de las réplicas de yeso es preciso utilizar yeso superduro mezclado al vacío y endurecido en la olla a presión. Pese a observar todos los pasos del procedimiento, en muchos casos no fue posible lograr una referenciación adecuada de los modelos. Cabe suponer que en la impresión existe una deformación que no es perceptible, pero que impide una superposición suficiente de los modelos. Si pese a la elevada desviación estándar durante el procedimiento de superposición se aceptara el resultado de referenciación, se cuantificaría sistemáticamente un desgaste demasiado bajo, y por consiguiente se falsearían los datos. Las experiencias del autor inicial con otros estudios demuestran que, pese a una impresión y una elaboración de las réplicas esmerada, resulta imposible evaluar hasta el 25% de los casos.

El material de diente protésico NFC a base de composite se mostró al cabo de 12 meses más resistente al desgaste que el material a base de DCL, incluso con una diferencia estadísticamente significativa en la zona de los molares. La influencia del sujeto de estudio sobre el desgaste fue menor en el material basado en composite que en el material DCL.

## Conclusión

## Bibliografía

1. Alajbeg IZ, Valentic-Peruzovic M, Alajbeg I, Illes D, Celebic A. The influence of dental status on masticatory muscle activity in elderly patients. *Int J Prosthodont* 2005;18:333-338.
2. Douglas WH, Delong R, Pintado MR, Latta MA. Wear rates of artificial denture teeth opposed by natural dentition. *J Clin Dent* 1993;4:43-47.
3. FDA. Guideline on general principles of process validation. No. 820, 1987.
4. Fontijn-Tekamp FA, Slagter AP, Van der Bilt A, Van't Hof MA, Kalk W, Jansen JA. Swallowing thresholds of mandibular implant-retained overdentures with variable portion sizes. *Clin Oral Implants Res* 2004;15:375-380.
5. Gausch K. Erfahrungen mit Front-Eckzahn-kontrollierten Totalprothesen. *Dtsch Zahnärztl Z* 1986;41:1146-1149.
6. Ghazal M, Yang B, Ludwig K, Kern M. Two-body wear of resin and ceramic denture teeth in comparison to human enamel. *Dent Mater* 2008;24:502-507.
7. Ghazal M, Steiner M, Kern M. Wear resistance of artificial denture teeth. *Int J Prosthodont* 2008;21:166-168.
8. Ghazal M, Steiner M, Kern M. Abrasionsfestigkeit von Prothesenzähnen. *Quintessenz Zahntech* 2008;34:1016-1019.
9. Harrison A, Huggett R. Measuring the rate of wear of artificial teeth in complete dentures. *J Prosthet Dent* 1975;33:615-619.
10. Heintze SD. How to qualify and validate wear simulation devices and methods. *Dent Mater* 2006;22:712-734.
11. Heintze SD, Zappini G, Rousson V. Wear of ten dental restorative materials in five wear simulators-Results of a round robin test. *Dent Mater* 2005;21:304-317.
12. Heintze SD, Zellweger G, Zappini G. The relationship between physical parameters and wear rates of dental composites. *Wear* 2007;263:1138-1146.
13. Hirano S, May KB, Wagner WC, Hacker CH. In vitro wear of resin denture teeth. *J Prosthet Dent* 1998;79:152-155.
14. ISO. Dental materials – Guidance on testing of wear. Part 2: Wear by two-and/or three body contact. Technical Specification 2001;No. 14569-2.



15. Khan Z, Morris JC, von Fraunhofer JA. Wear of anatomic acrylic resin denture teeth. J Prosthet Dent 1985;53:550-551.
16. Mehl A, Gloger W, Kunzelmann KH, Hickel R. A new optical 3-D device for the detection of wear. J Dent Res 1997;76:1799-1807.
17. Milosevic A, Dawson LJ. Salivary factors in vomiting bulimics with and without pathological tooth wear. Caries Res 1996;30:361-366.
18. Moriya Y, Tuchida K, Sawada T, Koga J, Sato J, Nishikawa M, Takizawa T, Uematsu H, Ozaki T, Gionhaku N. The influence of craniofacial form on bite force and EMG activity of masticatory muscles. VIII-1. Bite force of complete denture wearers. J Oral Sci 1999;41:19-27.
19. Ogle RE, David LJ, Ortman HR. Clinical wear study of a new tooth material: Part II. J Prosthet Dent 1985;54:67-75.
20. Peschke A, Heintze SD, Roulet JF. Comparison of two impression methods for clinical wear measurement. J Dent Res(Spec Iss B) 2005;84:Abstract No 350(Continental European and Scandinavian Divisions)(www.dentalresearch.org).
21. Shinogaya T, Bakke M, Thomsen CE, Vilmann A, Sodeyama A, Matsumoto M. Effects of ethnicity, gender and age on clenching force and load distribution. Clin Oral Investig 2001;5:63-68.
22. Söderholm KJ, Lambrechts P, Sarrett D, Abe Y, Yang MC, Labella R, Yildiz E, Willems G. Clinical wear performance of eight experimental dental composites over three years determined by two measuring methods. Eur J Oral Sci 2001;109:273-281.
23. Stober T, Lutz T, Gilde H, Rammelsberg P. Wear of resin denture teeth by two-body contact. Dent Mater 2006;22:243-249.
24. Suzuki S. In vitro wear of nano-composite denture teeth. J Prosthodont 2004;13:238-243.
25. Türp JC, Antes G. Evidenzbasierte Zahnmedizin. Dtsch Zahnärztl Z 2000;55:394-400.
26. Van Fraunhofer JA, Razavi R, Khan Z. Wear characteristics of high-strength denture teeth. J Prosthet Dent 1988;59:173-175.
27. Vergani CE, Giampaolo ET, Cucci AL. Composite occlusal surfaces for acrylic resin denture teeth. J Prosthet Dent 1997;77:328-331.
29. Winkler S, Monasky GE, Kwok J. Laboratory wear investigation of resin posterior denture teeth. J Prosthet Dent 1992;67:812-814.
28. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. Three-year follow-up of five posterior composites: in vivo wear. J Dent 1993;21:74-78.
30. Yeh CK, Johnson DA, Dodds MW, Sakai S, Rugh JD, Hatch JP. Association of salivary flow rates with maximal bite force. J Dent Res 2000;79:1560-1565.

## Correspondencia

Dr. med. dent. Siegwald Heintze.  
Leiter In-vitro-Forschung, Ivoclar Vivadent.  
Bendererstrasse 2, 9494 Schaan, Liechtenstein.  
Correo electrónico: siegwald.heintze@ivoclarvivadent.com

Dr. med. dent. Martina Schmid-Schwap.  
Assistenzprofessorin prothetische Abt. der Bernhard-Gottlieb-Universität Wien.  
Währingerstrasse 25a, 1090 Viena, Austria.

Prof. Dr. Dr. Ingrid Grunert.  
Leiterin Abt. Zahnersatz und Zahnerhaltung, Universitätsklinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde,  
Medizinische Universität Innsbruck.  
Anrichstrasse 35, 6020 Innsbruck, Austria.

Prof. Dr. Eva Piehslinger, Leiterin prothetische Abt. Bernhard-Gottlieb-Universität Wien.  
Währingerstrasse 25a, 1090 Viena, Austria.