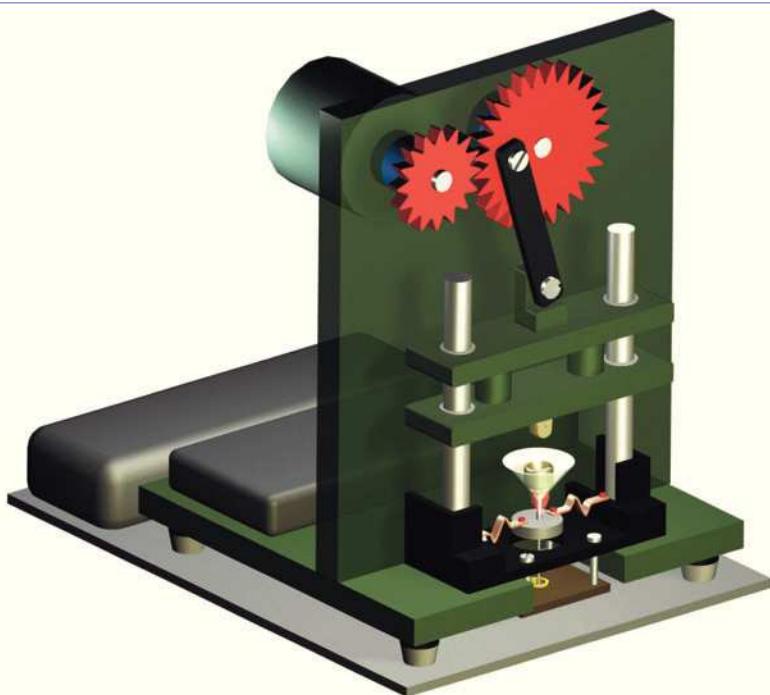


# INVESTIGACIÓN CORONAS TELESCÓPICAS



## [Resumen]

En este estudio *in vitro* se investigaron las fuerzas retentivas de coronas telescópicas con ajuste con juego y elemento de retención adicional (TK-Snap<sup>®</sup>) a lo largo de un total de 10.000 ciclos de unión. Las coronas se confeccionaron en una aleación de cobalto-cromo, en una aleación de oro-platino y en titanio. Para las coronas telescópicas de cada grupo se observó un comportamiento a largo plazo de las fuerzas retentivas clínicamente aceptable. Aquella corona telescópica de cada tipo de aleación que al final de la serie de ensayos presentó las menores fuerzas retentivas fue provista de un nuevo elemento de retención y sometida de nuevo a 10.000 ciclos de unión. Mediante la sustitución del elemento de retención fue posible alcanzar en cada caso no sólo el restablecimiento de las fuerzas retentivas iniciales, sino también el de las activas a largo plazo.

## Palabras clave

Coronas telescópicas. Elemento de retención. Prótesis extraíble. Corona telescópica de Marburgo. Ajuste con juego. Comportamiento de desgaste.

(Quintessenz Zahntech.  
2009;35(7):842-51)

## Introducción

## El comportamiento de desgaste de coronas telescópicas con ajuste con juego y elemento de retención adicional

**Hans-Jürgen Wenz, Djamil Puschmann, Frank Emde y Klaus M. Lehmann**

El rendimiento clínico a largo plazo y el confort de uso de la prótesis dental extraíble dependen esencialmente del concepto de restauración protésica. En este contexto, el tipo de unión de la prótesis dental extraíble a la dentición remanente ejerce una gran influencia sobre su función y su longevidad. Las coronas telescópicas se han acreditado desde hace muchos años para el anclaje de prótesis parciales extraíbles<sup>3,11,12,18,20,27,30</sup>. Cada vez se utilizan con mayor frecuencia también para el anclaje de prótesis dentales implantosportadas extraíbles<sup>4,9,13,26</sup>. Debido a la distinta acción retentiva, se distingue entre tres sistemas de corona telescópica<sup>28</sup>. En las coronas telescópicas, la acción retentiva se consigue mediante la fricción de superficies paralelizadas. En la corona cónica, la acción retentiva se logra mediante el enclavamiento por efecto cuña entre las coronas interior y exterior, estando la magnitud de la fuerza retentiva definida primariamente por el ángulo del cono<sup>8,21</sup>. En la corona telescópica con ajuste con juego existe también

# INVESTIGACIÓN

## CORONAS TELESCÓPICAS

un ajuste exacto entre las coronas interior y exterior, pero sin que durante la colocación o la retirada de la prótesis se produzca fricción o enclavamiento por efecto cuña. La retención de la prótesis dental se garantiza en coronas telescopicas seleccionadas mediante un elemento de retención adicional<sup>13,16,28</sup>. Otro sistema lo constituyen las denominadas telescopicas galvánicas, en las que sobre la telescopica interna se galvaniza una cofia de oro fino que se estabiliza mediante adhesión en una estructura de prótesis colada<sup>25</sup>. Sin embargo, a diferencia de los demás sistemas, para las telescopicas galvánicas todavía no existen hasta ahora estudios publicados acerca del comportamiento clínico a largo plazo.

En las prótesis de coronas telescopicas y cónicas resulta difícil, desde el punto de vista protésico, alcanzar la fuerza retentiva deseada. Así, en distintos estudios con período de utilización prolongado, se observaron tanto una clara pérdida de retención como un fuerte incremento de las fuerzas retentivas<sup>7,12,19,21,22</sup>. De ahí que se aconsejaran distintos mecanismos o elementos de retención para controlar mejor clínicamente la fuerza retentiva en coronas telescopicas o cónicas o para poder restablecer la acción retentiva perdida<sup>1,14,15,17,22,24,28,30</sup>. Un sistema de coronas telescopicas con ajuste con juego, que debido a su diseño utiliza un elemento de retención adicional y sustituible (TK-Snap®, Si-tec, Gevelsberg, Alemania) para alcanzar la acción retentiva, es la corona telescopica de Marburgo<sup>28</sup>. Este concepto de tratamiento se ha acreditado clínicamente tanto en pilares naturales<sup>27</sup> como en prótesis dentales implantosoportadas<sup>13</sup>. Sin embargo, hasta la fecha no existen datos acerca del comportamiento de desgaste del elemento de retención ni en relación con la posibilidad de restablecer una retención perdida mediante la sustitución del elemento de retención.

En consecuencia, el objetivo del presente estudio era investigar el desgaste y el comportamiento de retención a largo plazo de coronas telescopicas con ajuste con juego y el elemento de retención TK-Snap®. Además, debía determinarse si es posible, y en qué medida, restablecer una acción retentiva perdida mediante la sustitución del elemento de retención.

### Material y método

Para obtener coronas primarias idénticas, en primer lugar se confeccionó una corona interior de referencia de latón con superficies exteriores paralelizadas de 4 mm de altura, y a partir de ésta se confeccionaron mediante la técnica de duplicado 15 coronas primarias de cera. La confección de cinco coronas telescopicas de una aleación CoCr, cinco de una aleación AuPt y otras cinco de titanio (tabla 1) tuvo lugar de forma estandarizada, conforme a las especificaciones para la confección de coronas telescopicas con ajuste con juego<sup>28</sup>. El elemento de retención (TK-Snap®) se incorporó a la corona secundaria siguiendo las indicaciones del fabricante. Para ello se adhirieron una caja

**Tabla 1.** Fabricante y composición de las aleaciones utilizadas

Aleación, fabricante	Composición en m%
Wironit®, [CoCr] (BEGO, Bremen, Alemania)	Co 64, Cr 28,65, Mo 5, Si 1, Mn 1, C 0,35
Mainbond EH®, [AuPt] (Heraeus Kulzer, Hanau, Alemania)	Au 70, Ag 13,4, Pt 8,5, Cu 7,5, Zn 0,5, Ir 0,1
Biotan®, [Ti] (Schütz-Dental, Rosbach, Alemania)	Ti 99,44, Fe 0,2, O 0,18, C 0,1, N 0,03, H 0,0125

# INVESTIGACIÓN CORONAS TELESCÓPICAS

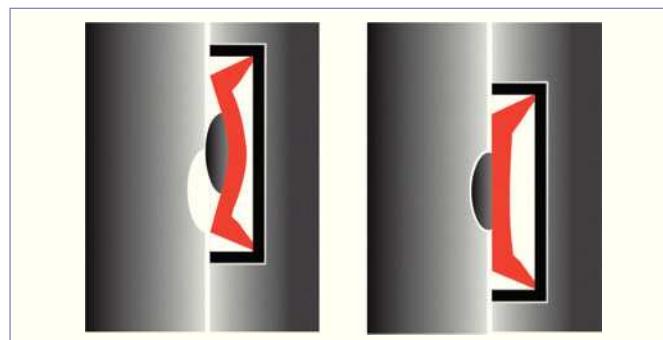


Fig. 1. El funcionamiento del elemento de retención TK-Snap®. El cuerpo de resina elástico se deforma durante la colocación. En la posición final, la bola de titanio encaja en la correspondiente entalladura de la corona primaria.

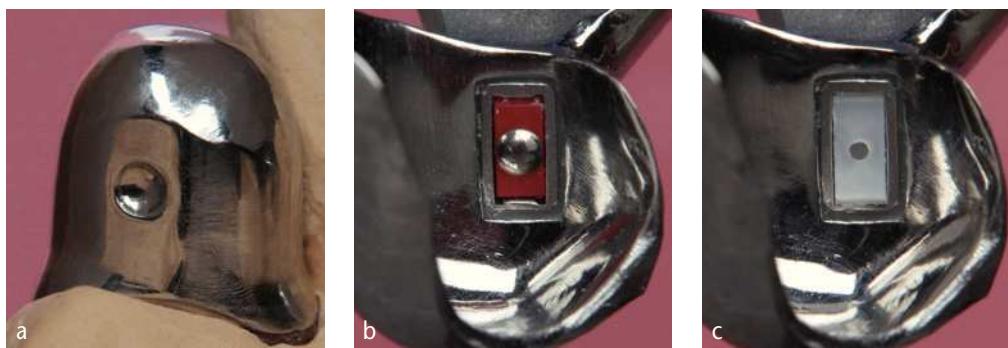


Fig. 2. **a** En una superficie paralelizada de la corona interior se encuentra una entalladura de 0,4 mm de profundidad. **b** En la superficie interior de la corona exterior se ha practicado una entalladura rectangular que aloja al elemento de retención sustituible, **c** espaciador inacitivo de resina insertado. Se ha cortado la corona exterior para una mejor apreciación (**b, c**).

de una aleación AuPt en una entalladura preparada en la superficie interna de la corona exterior. En dicha entalladura se insertó el elemento de retención, consistente en un cuerpo de resina elástica con bola de titanio integrada. Cuando, al colocar la prótesis dental, la corona secundaria se desliza sobre la primaria, se deforma elásticamente el cuerpo de resina del elemento de retención. Al alcanzarse la posición final de la corona secundaria, la bola de titanio encaja en la correspondiente entalladura de la corona primaria, generando así la acción retentiva (figs. 1 y 2).

Las coronas telescópicas fueron sometidas a un desgaste artificial en un aparato de ensayo especialmente diseñado, en el que ejecutaron 10.000 ciclos de unión (fig. 3a). Para ello se convirtió la rotación de un electromotor en un movimiento vertical de un patín guiado en paralelo. En su cabezal transversal inferior estaba atornillado en posición central un muñón de latón sobre el cual estaba fijada la corona primaria a ensayar. La parte inferior del aparato constaba del dispositivo de medición, que servía para alojar la correspondiente corona secundaria y el sensor de fuerza. Utilizando Pattern Resin (GC Europe, Lovaina, Bélgica) se sujetó la corona secundaria a una barra metálica fijada en un cilindro metálico. A los lados del cilindro metálico estaban dispuestos resortes portantes de una aleación de magnesio, los cuales apoyaban elásticamente todo el sistema (fig. 3b).

Los desplazamientos de la corona secundaria fueron transformados en una señal eléctrica mediante un núcleo de ferrita rodeado por una bobina de inducción y fueron registrados continuamente por un instrumento registrador XY (Linseis, Selb, Alemania). El dispositivo de medición garantizó el registro de las fuerzas de unión y de separación con una exactitud de 0,05 N. Un embudo de plástico que rodeaba a la corona secundaria fue llenado con saliva artificial (Glandosane, Fresenius, Bad Hom-

## Diseño de ensayo

# INVESTIGACIÓN CORONAS TELESCÓPICAS

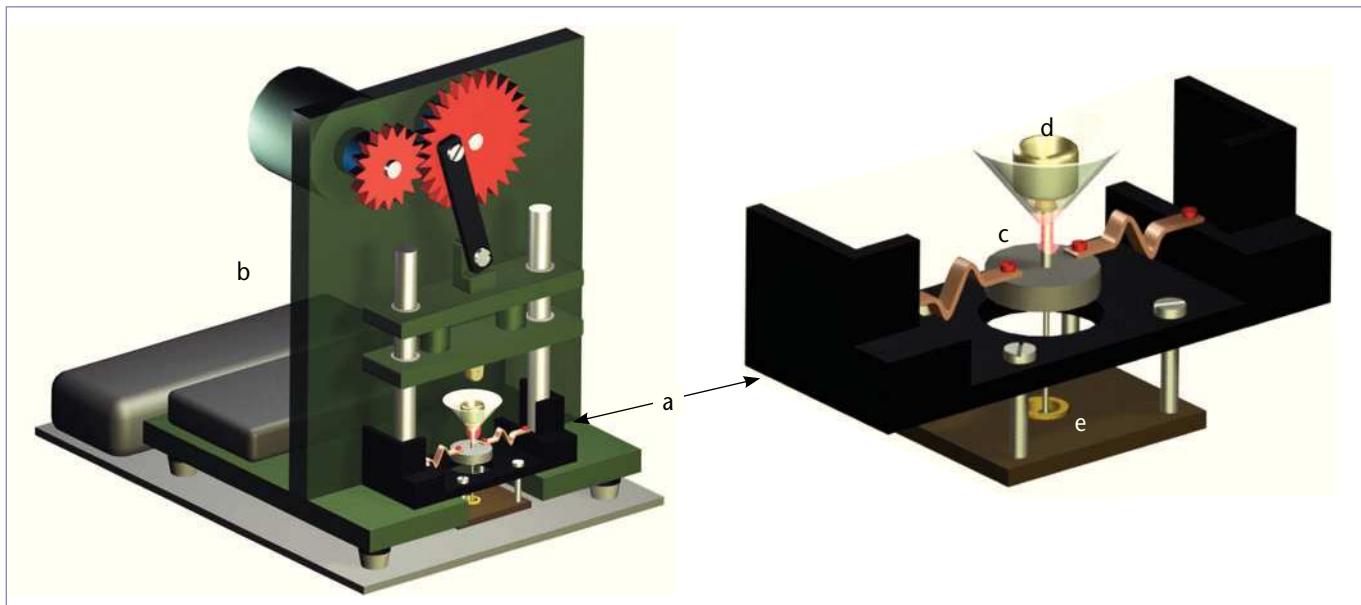


Fig. 3. El dispositivo de ensayo: la corona interior está fijada sobre un patín guiado en paralelo accionado por un motor (a). El dispositivo de medición (b) consta del cilindro metálico fijado mediante resortes portantes elásticos (c), una corona exterior fijada con resina al cilindro metálico (d) y el núcleo de ferrita rodeado por una bobina de inducción (e).

burg, Alemania) y posibilitó la unión y la separación de las coronas secundarias bajo humedecimiento con saliva artificial.

Una unidad de transferencia especial sirvió para alinear las superficies de guía de la corona interior con el movimiento vertical del patín accionado por motor, mediante lo cual se garantizó la posición axialmente correcta de la corona interior. Finalmente se procedió a la fijación de la corona secundaria con resina autopolimerizable (Pattern Resin) al cilindro metálico en la posición más baja del movimiento vertical del patín, a fin de asegurarse de que las corona interior y exterior fueran unidas completamente en la posición final. El montaje correcto de los componentes en cuanto al ajuste con juego se comprobó mediante la medición de las fuerzas de unión y de separación sin el elemento de retención incorporado y sin saliva artificial. A este respecto, los valores registrados debían ser inferiores a 0,1 N.

Las coronas telescópicas se unieron y separaron alternativamente en hasta 10.000 ciclos, registrándose continuamente las fuerzas resultantes. Partiendo de la premisa de que una prótesis se retira y se vuelve a colocar tres veces al día, esto equivale a un período de utilización simulado de una prótesis de aproximadamente 10 años. El tiempo invertido para un ciclo completo fue de cinco segundos. Para el análisis del desarrollo de la fuerza, se leyeron los valores de fuerza durante los primeros 720 ciclos cada 18 ciclos y posteriormente a intervalos de 370 ciclos hasta el final del ensayo. Los datos se analizaron estadísticamente al cabo de 10, 100, 1.000, 5.000 y 10.000 ciclos. Al cabo de 10.000 ciclos se determinó el diámetro de la bola de titanio del TK-Snap® mediante un calibrador digital y se comparó con el diámetro al principio del ensayo. Además, se examinaron las superficies exteriores de las coronas interiores en busca de huellas de desgaste visibles macroscópicamente.

# INVESTIGACIÓN CORONAS TELESCÓPICAS

Aquella corona telescópica de cada tipo de aleación que al final de la serie de ensayos presentó las menores fuerzas retentivas fue provista de un nuevo TK-Snap® y sometida de nuevo a 10.000 ciclos de desgaste.

El análisis estadístico se llevó a cabo mediante el programa de estadística SPSS 11.0. Se empleó la prueba de Kolmogorov-Smirnov para verificar la distribución normal de los datos obtenidos. La comparación de los valores promedio de las distintas aleaciones se llevó a cabo mediante ANOVA unifactorial y el test de Scheffe post-hoc. El nivel de significación se estableció en  $p < 0,05$ . El análisis del desarrollo de fuerza a lo largo del tiempo tuvo lugar mediante un análisis de varianza con repetición de la medición, seguido de una prueba t para muestras emparejadas.

Las fuerzas retentivas de las coronas telescópicas de las tres aleaciones estudiadas se desarrollaron de manera distinta en el curso de los 10.000 ciclos (fig. 4, tabla 2). Mientras que las coronas telescópicas de la aleación AuPt no registraron una disminución signifi-

Análisis estadístico

Resultados

Desarrollo de las fuerzas retentivas

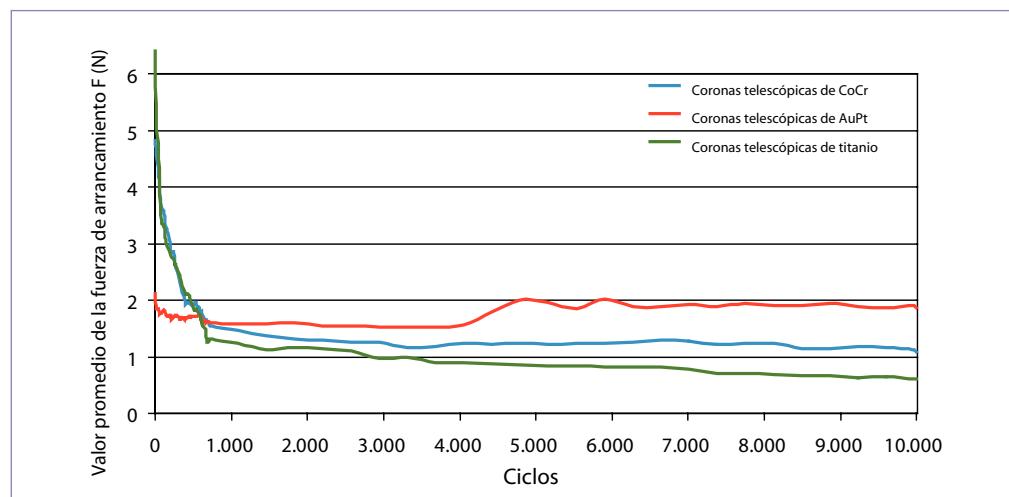


Fig. 4. Valores promedio de las fuerzas de arrancamiento [N] de las coronas telescópicas de todas las aleaciones en el curso de 10.000 ciclos.

Número de ciclos	10	100	1.000	5.000	10.000
Coronas telescópicas de CoCr	$4,8 \pm 0,7$	$3,6 \pm 0,7$	$1,5 \pm 0,1$	$1,3 \pm 0,3$	$1,1 \pm 0,5$
Coronas telescópicas de AuPt	$2,1 \pm 0,9$	$1,8 \pm 0,4$	$1,6 \pm 0,5$	$2,0 \pm 0,8$	$1,9 \pm 0,7$
Coronas telescópicas de titanio	$5,8 \pm 2,0$	$3,4 \pm 0,5$	$1,2 \pm 0,3$	$0,9 \pm 0,4$	$0,6 \pm 0,2$

Tabla 2. Valores promedio de las fuerzas de arrancamiento [N] y desviación estándar de todas las aleaciones al cabo de 10, 100, 1.000, 5.000 y 10.000 ciclos de unión y desprendimiento

Análisis de la varianza prueba	t para muestras emparejadas (número de ciclos)			
	10 vs. 100	100 vs. 1.000	1.000 vs. 5.000	5.000 vs. 10.000
Coronas telescópicas de CoCr	0,000	0,000	0,002	0,095 <sup>ns</sup>
Coronas telescópicas de AuPt	0,466 <sup>ns</sup>	0,234 <sup>ns</sup>	0,195 <sup>ns</sup>	0,120 <sup>ns</sup>
Coronas telescópicas de titanio	0,000	0,060 <sup>ns</sup>	0,000	0,015
				0,113 <sup>ns</sup>

Tabla 3. Análisis estadístico (valor p) de las diferencias de las fuerzas retentivas de las diversas aleaciones en los distintos puntos de medición. El nivel de significación se estableció en  $p < 0,05$

# INVESTIGACIÓN

## CORONAS TELESCÓPICAS

**Tabla 4.** Análisis estadístico (valor p) de las diferencias de las fuerzas retentivas entre las diversas aleaciones al cabo de 10, 100, 1.000, 5.000 y 10.000 ciclos. El nivel de significación se estableció en  $p < 0,05$

Número de ciclos	ANOVA	Test de Scheffé		
		CoCr vs. AuPt	CoCr vs. Ti	AuPt vs. Ti
10	0,002	0,024	0,468 <sup>ns</sup>	0,003
100	0,000	0,000	0,741 <sup>ns</sup>	0,002
1.000	0,329 <sup>ns</sup>	0,871 <sup>ns</sup>	0,613 <sup>ns</sup>	0,340 <sup>ns</sup>
5.000	0,018	0,151 <sup>ns</sup>	0,491 <sup>ns</sup>	0,019
10.000	0,007	0,094 <sup>ns</sup>	0,360 <sup>ns</sup>	0,007

cativa de la fuerza retentiva, la acción retentiva de las coronas telescópicas de la aleación CoCr y de titanio se redujo significativamente (tabla 3). En las coronas telescópicas de la aleación CoCr, la acción retentiva disminuyó de forma significativamente estadística durante los primeros 1.000 ciclos desde 4,8 hasta 1,5 N y al cabo de 10.000 ciclos se redujo a 1,1 N. También en las coronas telescópicas de titanio, las fuerzas retentivas durante los primeros 1.000 ciclos disminuyeron significativamente desde 5,8 hasta 1,2 N. Al cabo de 10.000 ciclos, las coronas telescópicas de titanio registraron con 0,6 N la fuerza retentiva más reducida. En las coronas telescópicas de la aleación AuPt, la fuerza retentiva inicial era, con 2,1 N, considerablemente menor que en los otros dos grupos, pero al cabo de 10.000 ciclos registró una disminución insignificante hasta 1,9 N (tabla 2).

### Desgaste

En la comparación de las fuerzas retentivas de los distintos grupos se observaron en los cinco puntos de medición (10, 100, 1.000, 5.000, 10.000 ciclos) diferencias significativas tras 10 y 100 ciclos entre el grupo AuPt y los otros dos grupos. Los tres grupos alcanzaron al cabo de 1.000 ciclos un nivel de fuerza retentiva equiparable (1,2 a 1,6 N) sin diferencias significativas. Al cabo de 5.000 y 10.000 ciclos, la acción retentiva de las coronas telescópicas de la aleación AuPt era significativamente mayor que la de las coronas telescópicas de titanio (tabla 4).

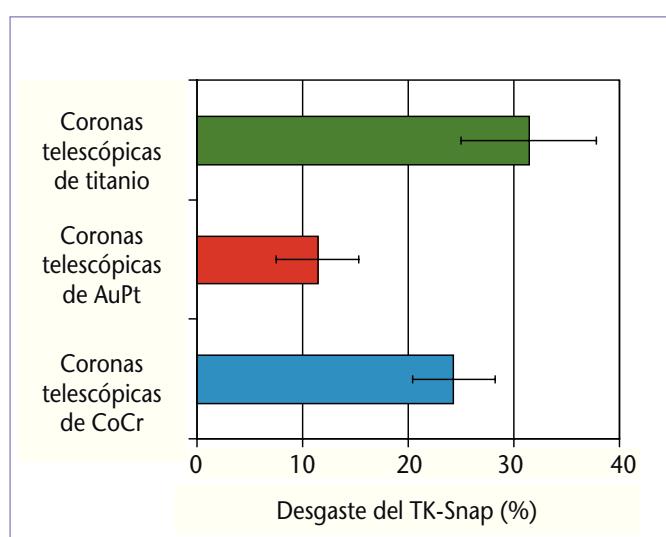


Fig. 5. El desgaste de la bola de titanio del TK-Snap® [% del diámetro] al cabo de 10.000 ciclos para coronas telescópicas de todas las aleaciones.

# INVESTIGACIÓN CORONAS TELESCÓPICAS

Número de ciclos	Coronas telescopicas de CoCr		Haltekraft [N]		Coronas telescopicas de titanio	
	TK-Snap (1)	TK-Snap (2)	TK-Snap (1)	TK-Snap (2)	TK-Snap (1)	TK-Snap (2)
10	4,68	4,80	2,09	2,30	4,82	5,20
100	3,78	3,26	1,64	1,34	3,14	2,80
1.000	1,44	1,30	1,23	1,22	0,82	0,73
5.000	0,90	1,00	1,37	1,24	0,41	0,52
10.000	0,45	0,90	1,23	1,33	0,36	0,45

**Tabla 5.** Restablecimiento de la fuerza retentiva mediante la sustitución del TK-Snap® en la corona telescópica (según el tipo de aleación) que registró la menor fuerza retentiva al cabo de 10.000 ciclos

Durante el examen macroscópico de las superficies exteriores de las coronas primarias en busca de huellas de desgaste, se constataron las huellas de desgaste más acusadas y extendidas en las coronas interiores de titanio. Por el contrario, las coronas primarias de la aleación CoCr presentaron el menor desgaste. El desgaste del elemento de retención TK-Snap®, evaluado por la reducción del diámetro de la bola de titanio, alcanzó tras 10.000 ciclos un 32% en el grupo de titanio, un 24% en el grupo CoCr y fue el menor de todos en el grupo AuPt con un 11% (fig. 5).

Mediante la sustitución del TK-Snap® al cabo de 10.000 ciclos fue posible restablecer la fuerza retentiva inicial en todas las coronas telescopicas sometidas a ensayo. Todas ellas registraron un desarrollo similar de las fuerzas retentivas en comparación con el ensayo principal (tabla 5).

*Restablecimiento de la fuerza retentiva*

Una fuerza retentiva insuficiente o excesiva puede limitar el éxito clínico de una prótesis dental anclada sobre coronas telescopicas. Las coronas cónicas pueden presentar –sobre todo inicialmente– una fuerza retentiva excesiva, lo cual puede conducir a dificultades al retirar la prótesis. En relación con este problema, Hulten et al<sup>11</sup> describieron complicaciones, como el desprendimiento de coronas primarias o la fractura de dientes pilares. Un problema radica en el hecho de que antes del cementado de la prótesis dental es difícil determinar si se ha alcanzado una fuerza retentiva correcta y adecuada de toda la estructura. Las irregularidades superficiales con zonas de contacto aisladas entre las coronas exterior e interior, así como una estructura de prótesis colocada bajo tensión, pueden confundirse inicialmente por una retención cónica suficiente. Sin embargo, ésta puede perderse ya tras un breve período de uso, debido al desgaste o al movimiento ortodóncico de los dientes, de modo que en última instancia resulta tan sólo un asiento pasivo de la prótesis<sup>7</sup>.

*Discusión*

En contraste, Wagner y Kern<sup>23</sup> observaron en más del 50% de las prótesis de coronas cónicas estudiadas por ellos, incluso al cabo de 10 años de uso, unas fuerzas retentivas suficientes de entre 5 y 10 N. En cambio, Ohkawa et al<sup>21</sup>, así como Güngör et al<sup>8</sup>, recomendaron, para garantizar a largo plazo la retención de coronas cónicas, la integración de un elemento de retención adicional. Estos resultados tan dispares ponen de manifiesto que la confección de coronas cónicas constituye un procedimiento

# INVESTIGACIÓN

## CORONAS TELESCÓPICAS

técnicamente sensible. La experiencia clínica demuestra que pueden aparecer fuerzas retentivas insuficientes especialmente cuando la dentición remanente es escasa. Así lo confirmaron Igarashi et al<sup>12</sup>, quienes observaron fuerzas retentivas insatisfactorias en el 58% de las prótesis de coronas cónicas estudiadas cuando éstas estaban ancladas a sólo unos pocos dientes remanentes.

Mock et al<sup>18</sup> constataron, en un estudio clínico del rendimiento a largo plazo de coronas telescopicas, que la queja más frecuente de los pacientes era la pérdida de la acción retentiva. Dado que la pérdida de fuerza retentiva debida al desgaste de las superficies metálicas correspondientes no puede compensarse en la medida suficiente, se recomendaron elementos de retención adicionales también para las coronas telescopicas. Se utilizaron ejemplos como elementos de retención en forma de junta tórica<sup>14</sup>, pins<sup>1</sup> y espigas de fricción<sup>24</sup> horizontales soldados, pero no existen estudios sobre su rendimiento a largo plazo. Minagi et al<sup>17</sup> presentaron una corona exterior hendida que puede encajar en una zona retentiva en la corona interior. Demostraron que era posible restablecer la fuerza retentiva mediante la activación de la zona flexible de la corona exterior. No existen datos sobre su aplicación clínica o su rendimiento a largo plazo. Stark y Stiefenhofer<sup>22</sup> estudiaron in vitro el comportamiento de fuerza de coronas telescopicas a fricción y sin fricción de una aleación NiCr, así como de aleaciones Au. En las telescopicas sin fricción, el TK-Snap® sirvió como elemento de retención adicional. En comparación con la fuerza retentiva al principio del experimento, las coronas telescopicas registraron al cabo de 10.000 ciclos de unión una pérdida de acción retentiva de alrededor del 50%.

En la corona telescopica de Marburgo, gracias al ajuste con juego inherente al sistema, se evitan efectos de enclavamiento y de apriete, lo cual facilita la manipulación de la prótesis dental por los pacientes. La acción retentiva se garantiza selectivamente mediante un elemento de retención adicional y sustituible en caso de pérdida de fuerza retentiva, integrado en coronas telescopicas seleccionadas.

Además de aleaciones con elevado contenido en oro y CoCr<sup>16,27,28</sup> o aleaciones CrNi<sup>22</sup>, también pueden utilizarse titanio o aleaciones de titanio para la confec-ción de una prótesis dental anclada sobre coronas telescopicas<sup>5</sup>. Los experimentos de los autores demuestran que el sistema TK-Snap® ofrece una retención a largo plazo suficiente también en combinación con coronas telescopicas de titanio. Sin embargo, en este caso los desarrollos de fuerza arrojaron inicialmente la máxima dispersión y, en el curso de 10.000 ciclos de unión, la mayor pérdida de fuerza retentiva. La causa de ello podría residir en la elevada dureza superficial y las dificultades técnicas para lograr un ajuste exacto entre las coronas interiores y exteriores en caso de colado de titanio. Esto explica la constatación de un comportamiento de desgaste de los conectores de precisión de titanio confeccionados mecánicamente más desfavorable en comparación con los realizados en aleacio-nes de oro<sup>10</sup>.

Normalmente, en los sistemas de anclaje se distingue entre una denominada fase de rodaje con fuerzas retentivas iniciales variables y una posterior fase funcional más estable<sup>6</sup>. Lo mismo ocurre con las coronas telescopicas sometidas a ensayo por los

# INVESTIGACIÓN CORONAS TELESCÓPICAS

autores, en las que este efecto depende del material de las coronas telescopicas. Bayer et al<sup>2</sup> estudiaron el desgaste de sistemas de elementos de retención prefabricados con elementos macho y hembra metálicos, así como de sistemas con elementos hembra de resina. Estos últimos arrojaron la menor variación de la fuerza retentiva. También Wichmann et al<sup>29</sup> constataron, en conectores de precisión en los que los elementos macho y hembra eran metálicos, una notable reducción inicial de la fuerza retentiva, mientras que los conectores con elementos de resina presentaron un desarrollo de fuerza más constante.

El elemento de retención investigado en el presente estudio es una combinación de un elemento flexible de resina y una pequeña bola de titanio, la cual está sometida al mayor desgaste. Esto podría explicar la notable reducción inicial de la acción retentiva de las coronas telescopicas de CoCr y titanio observada por los autores. Ésta coincide con la elevada dureza superficial de estas aleaciones y el mayor desgaste resultante de la bola de titanio del TK-Snap® (fig. 5). El restablecimiento completo del comportamiento de fuerza tras la colocación de un nuevo TK-Snap® (tabla 5) permite suponer que el proceso de desgaste tiene lugar casi íntegramente en el elemento de retención sustituible.

Las fuerzas retentivas determinadas in vitro por los autores fueron menores que las recomendadas en la bibliografía para el anclaje de prótesis dentales extraíbles. Sin embargo, en este contexto debe tenerse en cuenta que generalmente se provee de un elemento de retención a más de una corona telescopica de una prótesis, de modo que las fuerzas retentivas se suman y también las coronas telescopicas con ajuste con juego actúan como amortiguador de prótesis en virtud de sus superficies paralelizadas. Además, debe tenerse en cuenta que el diseño del ensayo sólo permitía un grado de libertad al unir y desprender la corona exterior. Según las observaciones clínicas de los autores, la fuerza retentiva de una prótesis dental anclada mediante coronas telescopicas con ajuste con juego a menudo es suficiente incluso sin elementos de retención TK-Snap®. En este caso son sustituidos por espaciadores de resina inactivos (fig. 2c), hasta que tras una fase de rodaje se desea una mayor acción retentiva<sup>28</sup>.

Este estudio in vitro permite extraer las siguientes conclusiones: para coronas telescopicas con ajuste con juego realizadas en aleación AuPt, en aleación CoCr y en titanio se observaron en el ensayo a largo plazo fuerzas retentivas clínicamente aceptables, en combinación con el elemento de retención TK-Snap®. El proceso de desgaste al unir y desprender las coronas telescopicas tuvo lugar casi íntegramente en el elemento de retención sustituible. Se logró demostrar ejemplarmente que mediante la sustitución del elemento de retención al cabo de 10.000 ciclos se alcanzó de nuevo la fuerza retentiva original con un comportamiento a largo plazo equiparable en las coronas telescopicas de las tres aleaciones.

## Conclusión

1. Akagawa Y, Seo T, Ohkawa S, Tsuru H. A new telescopic crown system using a soldered horizontal pin for removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 1993;69:228-231.
2. Bayer S, Gruner M, Keilig L et al. Investigation of the wear of prefabricated attachments-an in vitro study of retention forces and fitting tolerances. *Quintessence Int* 2007;38:e229-237.
3. Bergman B, Ericson A, Molin M. Long-term clinical results after treatment with conical crown-retained dentures. *Int J Prosthodont* 1996;9:533-538.

## Bibliografía

# INVESTIGACIÓN

## CORONAS TELESCÓPICAS

4. Besimo C, Gruber G. A new concept of overdentures with telescope crowns on osseointegrated implants. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1994;14:486-495.
5. Besimo CH, Gruber G, Fluhler M. Retention force changes in implant-supported titanium telescope crowns over long-term use in vitro. *J Oral Rehabil* 1996;23:372-378.
6. Besimo CE, Guarneri A. In vitro retention force changes of prefabricated attachments for overdentures. *J Oral Rehabil* 2003;30:671-678.
7. Ericson A, Nilsson B, Bergman B. Clinical results in patients provided with conical crown retained dentures. *Int J Prosthodont* 1990;3:513-521.
8. Güngör MA, Artunç C, Sonugelen M. Parameters affecting retentive force of conus crowns. *J Oral Rehabil* 2004;31:271-277.
9. Heckmann SM, Schrott A, Graef F, Wichmann MG, Weber HP. Mandibular two-implant telescopic overdentures. *Clin Oral Implants Res* 2004;15:560-569.
10. Holst S, Blatz MB, Eitner S, Wichmann M. In vitro wear of different material combinations of intracoronal precision attachments. *Int J Prosthodont* 2006;19:330-332.
11. Hulten J, Tillstrom B, Nilner K. Long term clinical evaluation of conical crown retained dentures. *Swed Dent J* 1993;17:225-234.
12. Igarashi Y, Goto T. Ten-year follow-up study of conical crown-retained dentures. *Int J Prosthodont* 1997;10:149-155.
13. Krennmair G, Weinlander M, Krainhofner M, Piehslinger E. Implant-supported mandibular overdentures retained with ball or telescopic crown attachments: a 3-year prospective study. *Int J Prosthodont* 2006;19:164-170.
14. Lee MW, Baum L, Pence B, Hererra W. O-ring coping attachments for removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 1995;74:235-241.
15. Longoni S, Apruzzese D, Careddu G, Sartori M, Davide R. New telescopic crown protocol for partially edentulous patients: report of 32 cases. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2005;25:475-481.
16. Mengel R, Lehmann KM, Metke W, Wolf J, Flores-de-Jacoby L. A telescopic crown concept for the restoration of partially edentulous patients with aggressive generalized periodontitis: two case reports. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2002;22:129-137.
17. Minagi S, Natsuaki N, Nishigawa G, Sato T. New telescopic crown design for removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 1999;81:684-688.
18. Mock FR, Schrenker H, Stark HK. Eine klinische Langzeitstudie zur Bewährung von Teleskopprothesen. *Dtsch Zahnärztl Z* 2005;60:148-153.
19. Molin M, Bergman B, Ericson A. A clinical evaluation of conical crown retained dentures. *J Prosthet Dent* 1993;70:251-256.
20. Nickenig A, Kerschbaum T. Langzeitbewährung von Teleskopprothesen. *Dtsch Zahnärztl Z* 1995;50:753-755.
21. Ohkawa S, Okane H, Nagasawa T, Tsuru H. Changes in retention of various telescope crown assemblies over long-term use. *J Prosthet Dent* 1990;64:153-158.
22. Stark H, Stiefenhofer A. Untersuchungen zum Verschleißverhalten von Aktivierungselementen für Teleskopkronen. *Dtsch Zahnärztl Z* 1994;49:707-710.
23. Wagner B, Kern M. Clinical evaluation of removable partial dentures 10 years after insertion: success rates, hygienic problems, and technical failures. *Clin Oral Investig* 2000;4:74-80.
24. Weber H, Frank G. Spark erosion procedure: a method for extensive combined fixed and removable prosthodontic care. *J Prosthet Dent* 1993;69:222-227.
25. Weigl P, Hahn L, Lauer HC. Advanced biomaterials used for a new telescopic retainer for removable dentures. *J Biomed Mater Res* 2000;53:320-336.
26. Weischer T, Mohr C. Implant-supported mandibular telescopic prostheses in oral cancer patients: an up to 9-year retrospective study. *Int J Prosthodont* 2001;14:329-334.
27. Wenz HJ, Hertrampf K, Lehmann KM. Clinical longevity of removable partial dentures retained by telescopic crowns: outcome of the double crown with clearance fit. *Int J Prosthodont* 2001;14:207-213.
28. Wenz HJ, Lehmann KM. A telescopic crown concept for the restoration of the partially edentulous arch: the Marburg double crown system. *Int J Prosthodont* 1998;11:541-550.
29. Wichmann MG, Kuntze W. Wear behavior of precision attachments. *Int J Prosthodont* 1999;12:409-414.
30. Widbom T, Lofquist L, Widbom C, Soderfeldt B, Kronstrom M. Tooth-supported telescopic crown-retained dentures: an up to 9-year retrospective clinical follow-up study. *Int J Prosthodont* 2004;17:29-34.

# INVESTIGACIÓN CORONAS TELESCÓPICAS

Prof. Dr. med. dent. Hans-Jürgen Wenz. y Dr. med. dent. Djamila Puschmann.  
Klinik für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik und Werkstoffkunde.  
Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Campus Kiel.  
Arnold-Heller-Strasse 3, Haus 26, 24105 Kiel, Alemania.  
Correo electrónico: kjwenz@proth.uni-kiel.de

Correspondencia

Dr. med. dent. Frank Emde.  
Mendelssohnstr. 7, 87700 Memmingen, Alemania.

Prof. Dr. med. dent. Klaus M. Lehmann.  
Kreutzacher 7, 35041 Marburgo, Alemania.