

### [Resumen]

Las coronas primarias realizadas en aleación de cobalto-cromo-molibdeno permiten alcanzar en la prótesis dental una elevada precisión de ajuste en el margen de la corona. Dicha precisión iguala la de las coronas primarias realizadas en aleación de oro. En la rehabilitación del edentulismo parcial utilizando prótesis parciales ancladas mediante coronas telescópicas puede prescindirse del metal noble sin merma del resultado.

### Palabras clave

Corona telescópica de Marburg.  
Corona primaria. Fisura marginal.

(Quintessenz Zahntech.  
2009;35(1):58-63)



## La precisión de ajuste de coronas primarias en función de la aleación

Andreas Schaudig, Klaus M. Lehmann y Michael Gente

### Introducción y planteamiento del problema

Para reconstrucciones del maxilar parcialmente desdentado utilizando prótesis parciales ancladas mediante coronas telescópicas se emplean aleaciones de oro, aleaciones de cobalto-cromo-molibdeno<sup>10</sup> y titanio<sup>12</sup>. Con estos tres metales es posible colar en el mismo material no sólo las coronas primarias, sino también la estructura de la prótesis junto con las coronas secundarias. Este procedimiento se corresponde también con las directrices de las autoridades sanitarias alemanas del año 1993, según las cuales se debe procurar la homogeneidad de las aleaciones en la boca<sup>2</sup>. Las propiedades mecánicas de la estructura de la prótesis revisten una importancia determinante para la confección de una prótesis parcial. En consecuencia surgen argumentos que postulan el uso de una aleación con un elevado módulo de elasticidad. En las aleaciones CoCrMo, éste es aproximadamente el doble que en las aleaciones de oro duras o en el titanio. De ahí que, si se utiliza una aleación CoCrMo, en las prótesis parciales ancladas mediante coronas telescópicas es posible confeccionar estructuras estables sin conectores grandes o pequeños (fig. 1). El sistema de la «corona telescópica de Marburg» constituye un ejemplo de ello<sup>8,9,11</sup>. Las coronas secundarias sirven aquí como único conector entre las sillas, lo cual posibilita un diseño perioprotésico de la base, mejora sensiblemente el confort de uso para el paciente e incrementa así la aceptación de la restauración dental.

# INVESTIGACIÓN

## CORONAS DOBLES

Dado que en el caso de la «corona telescópica de Marburg» los autores utilizan por motivos de estabilidad una aleación CoCrMo para la estructura secundaria, por las razones anteriormente explicadas emplean este tipo de aleación también para las coronas primarias. Mientras que la manipulación de aleaciones de metales nobles no presenta problemas, tanto las aleaciones CoCrMo como el titanio son más sensibles a los fallos durante la manipulación, de lo cual se derivan requisitos rigurosos para la manipulación protésica de estos metales. El titanio puede emplearse en pacientes que presenten reacciones alérgicas a determinados componentes de los metales nobles o no nobles. Sin embargo, las estructuras de prótesis de titanio no son más resistentes a la torsión que las realizadas en aleaciones de oro duros.

Schulze<sup>19</sup> postuló ya en 1953, como numerosos otros autores posteriores, que un ajuste marginal deficiente o un margen de la corona separado favorecen la aparición de caries secundaria y periodontopatías marginales. En consecuencia, la distancia entre la superficie del diente y el objeto colado, sobre todo en el margen de la corona, constituye un criterio de evaluación importante para la precisión de ajuste de las coronas. En este artículo se estudiará la precisión marginal protésicamente alcanzable de coronas primarias realizadas en una aleación CoCrMo y en titanio. Como grupo de control se utilizan coronas de una aleación de metales nobles.

A fin de poder determinar claramente la influencia de los factores estrictamente protésicos sobre la precisión de ajuste de las coronas, se omitieron deliberadamente los pasos de trabajo de la toma de impresión y la elaboración del modelo. El modelado en cera tuvo lugar sobre los mismos muñones dentales sobre los cuales más adelante se midieron las coronas. Se otorgó especial importancia a una elevada precisión durante la confección de las coronas primarias.

En el marco de los ensayos previos se crearon inicialmente condiciones de ensayo estandarizadas. Como metal para ello se utilizó el metal Phantom NF (Degussa, Fráncfort del Meno, Alemania). No se inició la confección de las coronas en los metales a estudiar hasta que se hubo alcanzado con metal Phantom un ajuste que cumpliera los siguientes criterios: tras su colocación sobre el muñón, las coronas debían presentar un asiento lo más exacto posible sin atascarse. El margen de la corona debería corresponderse a simple vista con el recorrido del límite de la preparación.

En el marco de los ensayos previos se optimizó para cada metal a estudiar la expansión del revestimiento hasta que se alcanzó el ajuste anteriormente descrito. Esto tuvo lugar, tanto en las masas de revestimiento para el metal Phantom como para la aleación de oro y la de CoCrMo, ajustando la concentración del líquido del revestimiento con agua destilada y, en la masa de revestimiento para titanio, mediante la variación del tiempo de precalentamiento del cilindro de colado.

Como modelos de partida se emplearon dos dientes Frasaco –un canino y un molar–, los cuales fueron preparados con un chamfer cervical para el alojamiento de una corona. A partir de estos modelos se elaboraron duplicados en una resina de modelado dimensionalmente estable y de cantos resistentes (Biresin G 34, Sika Chemie, Offenbach, Alemania) (figs. 2 y 3). Se confeccionaron diez coronas de canino y de molar sobre diez muñones de duplicado, respectivamente, en una aleación CoCrMo y en titanio puro. Dado que no se discute la buena precisión de ajuste de las coronas de metal noble, en

Fig. 1 (página anterior). Prótesis parciales ancladas mediante coronas dobles con diseño perioprotésico, sin conectores grandes y pequeños (corona telescópica de Marburg).

### Material y método

Fig. 2. Muñón de canino realizado en resina de modelado, con preparación de chamfer.

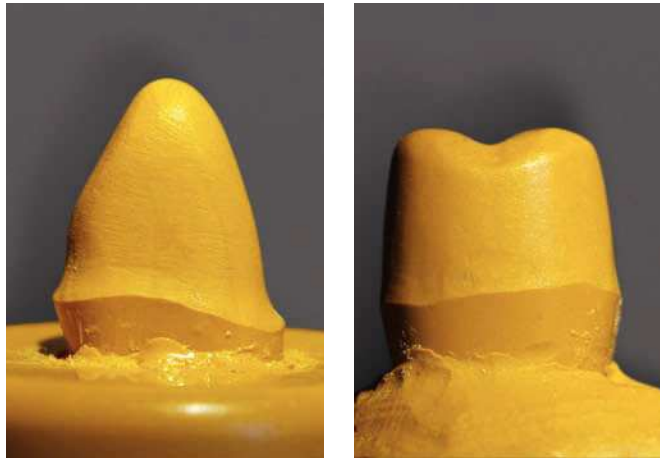


Fig. 3. Muñón de molar realizado en resina de modelado, con preparación de chamfer plana.

este caso se confeccionaron únicamente cinco coronas de canino y de molar. En el caso de las coronas de metal Phantom confeccionadas para el control del procedimiento, bastaron cinco coronas de canino. El modelado de las coronas tuvo lugar en el método de inmersión en cera, y se retocó el margen de la corona bajo el microscopio estereoscópico con ocho aumentos.

A continuación se pusieron en recubrimiento las coronas utilizando las masas de revestimiento específicas para cada producto. La tabla 1 indica los metales, su composición y las masas de revestimiento correspondientes. La aleación de oro, la aleación de CoCrMo y el metal Phantom se colaron utilizando un equipo de colado a presión al vacío (C-LIG, Heraeus Kulzer, Hanau, Alemania) y el titanio se coló mediante el equipo de colado Castmatic (Dentaurum, Ispringen, Alemania). Todos los materiales fueron preparados conforme a las indicaciones de los fabricantes. Tras la retirada del recubrimiento, los objetos colados fueron liberados cuidadosamente de restos de masa de revestimiento todavía adheridos utilizando material de arenado de grano fino (Korox 110, Bego, Bremen, Alemania). Durante la prueba de las coronas sobre los muñones correspondientes se prescindió deliberadamente del retoque de los márgenes de las coronas. Únicamente se eliminaron perlas de colado eventualmente presentes o puntos defectuosos similares en la superficie interior del objeto colado. A continuación se procedió a la fijación de las coronas sobre los muñones correspondientes mediante una pequeña gota de cianoacrilato aplicada por incisal y por oclusal. Cada muñón de modelo fue puesto en revestimiento en material autopolimerizable transparente (Palapress, Heraeus Kulzer) junto con la

**Tabla 1.** Composición de los metales de colado utilizados y la correspondiente masa de recubrimiento empleada

Metal	Composición (m%)	Masa de recubrimiento
Vitallium (Austenal, Colonia, Alemania)	Co 60,6; Cr 31,5; Mo 6,0 Resto Si, Mn, C	StarVest NEM (Weber, Stuttgart, Alemania)
Hera KF (Heraeus Kulzer, Hanau, Alemania)	Au 55,0; Ag 30,5; Pd 9,9 Resto Zn, In	Soft II (Weber, Stuttgart, Alemania)
Rematitan (Dentaurum, Ispringen, Alemania)	Ti 99,6 Resto Fe, O, N, H	Rematitan Ultra (Dentaurum, Ispringen, Alemania)

# INVESTIGACIÓN

## CORONAS DOBLES



Fig. 4. Cuarto de corona preparado para la medición, sobre un muñón de resina de modelado, revestido en material autopulimerizable transparente.

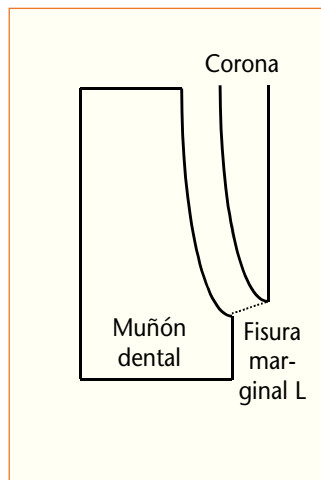


Fig. 5. Definición de la fisura marginal medida como distancia entre el margen de la corona y el límite de la preparación.

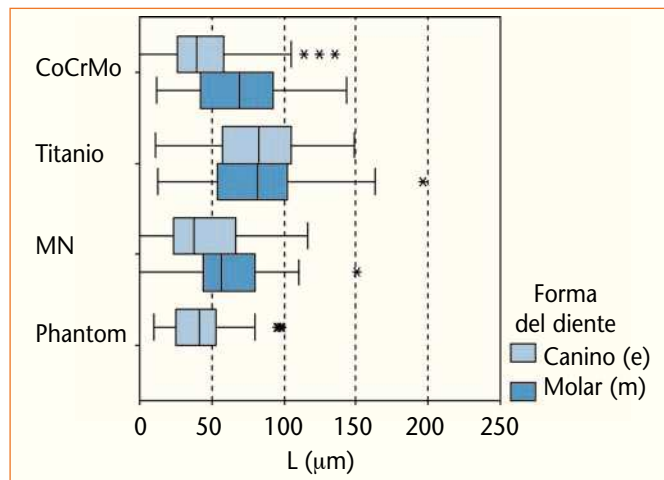


Fig. 6. Valor promedio para la fisura marginal (L) en micras en coronas primarias sobre caninos y molares realizadas en una aleación de metal noble (MN), en una aleación de CoCrMo y en metal Phantom.

corona fijada sobre el muñón. Los bloques de 2 x 2 cm de tamaño así obtenidos fueron cuarteados a lo largo del eje del diente utilizando una sierra circular de diamante refrigerada por agua y fueron alisados mediante un dispositivo de pulido bajo refrigeración por agua y finalmente mediante papel de lija en mojado de grano 4.000. Dado que cada cuarto de corona presenta dos superficies de corte, fue posible determinar la precisión de ajuste de cada corona en ocho puntos distintos (fig. 4). Se definió como fisura marginal la distancia entre el límite de la preparación y el margen de la corona, dado que dicha distancia es influida tanto por márgenes de corona separados como por coronas que no han alcanzado su ajuste final (fig. 5). Se midió cada fisura marginal dos veces con un microscopio de medición. A partir de todos los valores medidos de un tipo de corona se calculó el promedio de todos los cuartiles. Los valores medidos de los distintos grupos de coronas fueron comprobados por pares aplicando el test U según Mann y Whitney, a fin de determinar la existencia de diferencias estadísticamente significativas.

La figura 6 muestra los valores de la fisura marginal en forma de diagramas de cajas. Las coronas de caninos (e) y las de molares (m) de titanio presentaron, con promedios de 82 μm (e) y 81 μm (m), las mayores fisuras marginales. Las coronas de la aleación de CoCrMo presentaron, con promedios de 39 μm (e) y 69 μm (m), unas fisuras marginales sensiblemente menores. Las coronas de metal noble arrojaron unas fisuras marginales promedio de 37 μm (e) y 56 μm (m). Las coronas primarias de metal Phantom presentaron un ajuste de precisión equiparable. Los valores de las coronas primarias de la aleación de metales nobles y de la aleación de CoCrMo no se diferenciaron conforme a criterios estadísticos (tabla 2).

### Resultados

En la rehabilitación del edentulismo parcial mediante el sistema de la corona telescópica de Marburg (coronas telescópicas con ajuste con juego con elemento de retención en pilares seleccionados), los autores utilizan con éxito desde hace años una aleación de

### Discusión

**Tabla 2.** Nivel de significancia (Test U) de la diferencia de las fisuras marginales de coronas primarias de una aleación de metal noble (MN), de una aleación de CoCrMo y de titanio, diferenciadas en coronas de caninos y de molares; se indica el grupo que arroja el promedio más bajo en cada caso

Caninos		Molares	
CoCrMo – MN	no significativo ( $p > 0,05$ )	CoCrMo – MN	no significativo ( $p > 0,05$ )
CoCrMo – titanio	altamente significativo ( $p \leq 0,001$ ) (CoCrMo)	CoCrMo – titanio	escasamente significativo ( $0,01 < P \leq 0,05$ ) (CoCrMo)
Titanio – MN	altamente significativo ( $p \leq 0,001$ ) (MN)	Titanio – MN	significativo ( $0,001 < p \leq 0,01$ ) (MN)

CoCrMo tanto para las coronas primarias como para las construcciones secundarias diseñadas perioprotésicamente. Los estudios posteriores<sup>21-23</sup> confirman que la utilización de una aleación de CoCrMo para las coronas primarias no se traduce en ningún tipo de desventaja clínica. El sistema es tan eficaz clínicamente cuando menos como las prótesis parciales ancladas mediante coronas cónicas<sup>1,6,7</sup> o mediante coronas telescópicas<sup>5,14,15,17,20</sup>. En los estudios utilizados para la comparación, las coronas primarias estaban realizadas en una aleación de metales nobles. El presente estudio confirma el éxito clínico de la corona telescópica de Marburg, al demostrar que las coronas primarias de una aleación de CoCrMo presentan prácticamente la misma precisión marginal que las realizadas en una aleación de oro. Las pequeñas diferencias, no significativas estadísticamente, carecen de relevancia clínica conforme a los estudios posteriores de los autores.

Hasta ahora, los únicos estudios de la precisión de ajuste alcanzable protésicamente, especialmente de coronas primarias, que pueden hallarse en la bibliografía se encuentran en la disertación de Schaudig, sobre la cual se basa el presente artículo<sup>18</sup>. Ninguna de las formas de corona sometidas a ensayo satisface al 100% la exigencia de Dreyer-Jørgensen<sup>4</sup> de una precisión de ajuste de las coronas con una fisura marginal de 50  $\mu\text{m}$  como máximo. Los requisitos de Dreyer-Jørgensen son satisfechos únicamente por el 57% de los valores medidos para las coronas de caninos de metal noble, el 65% de los medidos para las de CoCrMo y el 20% de los medidos para las de titanio. Estos requisitos son satisfechos por el 45% de los valores medidos para las coronas de molar de metal noble, el 33% de los medidos para las de CoCrMo y el 23% de los medidos para las de titanio.

Para determinar un valor para una fisura marginal tolerable de una corona, Biffar<sup>3</sup> remite al manual de estudio del proyecto «Aseguramiento de la calidad en la odontología». Según dicho manual, pueden evaluarse como satisfactorias fisuras marginales de hasta 100  $\mu\text{m}$ . También en el trabajo de Pelka et al<sup>16</sup> se presenta como clínicamente aceptable la integridad marginal en valores de 100  $\mu\text{m}$  como máximo. También Marxkors y Meiners<sup>13</sup> opinan que los defectos marginales de 100  $\mu\text{m}$  no constituyen bajo ningún concepto una demostración de un procedimiento negligente durante la confección de la corona, sino que son inherentes al sistema. Con referencia al valor de 100  $\mu\text{m}$ , en las coronas de caninos de metal noble y en las de CoCrMo, el 95% de las mediciones se sitúan en esta gama, mientras que en las de titanio lo hacen el 66% de las mediciones.



# INVESTIGACIÓN

## CORONAS DOBLES

En cuanto a las coronas de molar de metal noble, se sitúan en esta gama el 95% de los valores, mientras que en las de CoCrMo lo hacen el 79% y en las de titanio el 74%. Las coronas de canino se ajustaron mejor que las coronas de molar, dándose las diferencias menos pronunciadas en las coronas de titanio.

Un resultado importante para los autores fue el hecho de que con una aleación de CoCrMo pueden conseguirse unas coronas primarias de ajuste satisfactorio similar al obtenido con una aleación de metales nobles. Si bien las coronas de molar de aleación de cobalto-cromo-molibdeno presentaron un ajuste ligeramente peor que el de las coronas de molar de aleación de metal noble, la diferencia no fue significativa tras la verificación estadística. En combinación con los estudios posteriores de los autores, este trabajo demuestra que en la rehabilitación del edentulismo parcial utilizando prótesis parciales duraderas ancladas mediante coronas telescópicas puede prescindirse del metal noble sin merma del resultado.

1. Bergmann B, Ericson A, Molin M: Long-term clinical results after treatment with conical crown-retained dentures. *Int J Prosthodont* 1966;9:533-538.
2. BGA-Informationsschrift: Legierungen in der Zahnärztlichen Therapie. Berlin: Bundesgesundheitsamt, 1993.
3. Biffar R. Klinische Anwendung von pulvermetallurgisch hergestelltem Zahnersatz. *Dtsch Zahnärztl Z* 1990;45:495-498.
4. Dreyer-Jørgensen K. Prüfergebnisse zahnärztlicher Gussverfahren. *Dtsch Zahnärztl Z* 1958;13:461-469.
5. Eisenburger M, Gray G, Tschernitschek H. Long term results of telescopic crown retained dentures – a retrospective study. *Eur J Prosthodont Rest Dent* 2000;8:87-91.
6. Heners M, Walther W. Die Prognose von Pfeilerzähnen bei stark reduziertem Restzahnbestand. *Dtsch Zahnärztl Z* 1990;45:579-581.
7. Igarashi Y, Goto T. Ten-year follow-up study of conical crown-retained dentures. *Int J Prosthodont* 1997;10:149-155.
8. Lehmann KM. Die Doppelkrone im stark reduzierten Lückengebiss In: Zahnärztekammer Westfalen-Lippe (Hrsg.): *Prothetik heute*. Wessels, Greven 1989:91-95.
9. Lehmann KM, Gente M. Doppelkronen als Verankerungselemente für herausnehmbaren Zahnersatz. In: *Deutscher Zahnärzte Kalender*. München: Hanser, 1988:106.
10. Lehmann KM, Gente M, Wenz HJ, Hertrampf K (Hrsg.). *Berichte zur Marburger Doppelkrone*. Marburg: Philipps-Universität, 2001.
11. Lehmann, KM, Lotzmann U, Feldesz G. Werkstoffkundliche Aspekte der „Marburger Doppelkrone“. *Quintessenz Zahntech* 2001;27:187-195.
12. Lenz, E. Titan als Werkstoff für kombiniert festsitzenden und abnehmbaren Zahnersatz. Balingen: Spitta, 1998.
13. Marxkors R, Meiners H. Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag, 2001.
14. Möser M. Verweildauer von Teleskopkronen und –prothesen in einer zahnärztlichen Praxis. Köln: Med. Diss., 1997.
15. Nickenig A, Kerschbaum Th. Langzeitbewährung von Teleskop-Prothesen. *Dtsch Zahnärztl Z* 1995;50:753-755.
16. Pelka M, Schmidt G, Petschelt A. Klinische Qualitätsbeurteilung von gegossenen Metallinlays und -onlays. *Dtsch Zahnärztl Z* 1996;51:268-272.
17. Rehmann P, Weber A, Ferger P. Klinische Bewährung von Zähnen, die zur Verankerung einer Teilprothese mit Teleskopkronen versorgt wurden. *Dtsch Zahnärztl Z* 2007;62:99-103.
18. Schaudig A. Die Passgenauigkeit von Primärkronen in Abhängigkeit von der Legierung. Marburg: Med. Diss., 2003.
19. Schulze C. Untersuchungen überkronter Zähne unter Berücksichtigung des marginalen Parodontiums. *Zahnärztl Welt* 1953;8:251-257.
20. Stark H, Schrenker H. Bewährung teleskopverankerter Prothesen – eine klinische Langzeitstudie. *Dtsch Zahnärztl Z* 1998;53:183-186.

### Bibliografía

21. Wenz HJ, Hertrampf K, Gente M, Lehmann KM. Langzeitverweildauer von Doppelkronen mit Spielpassung. Dtsch Zahnärztl Z 1999;54:655-657.
22. 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.
23. Wenz HJ, Hertrampf K, Sonnenschein A, Lehmann KM. Klinischer Langzeiterfolg Bei doppelkronenverankerten Teilprothesen. Stellenwert der Doppelkrone mit Spielpassung. Quintessenz 2002;53:239-250.

## Correspondencia

OA Dr. med. dent. Andreas Schaudig.

Prof. Dr. med. dent. Klaus M. Lehmann.

Prof. Dr. med. dent. Michael Gente.

Abteilung für Zahnersatzkunde, Bereich Zahnärztliche Propädeutik und Kiefer- Gesichtsprothetik, Medizinisches Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Universitätsklinikum Giessen und Marburg – Standort Marburg.

Georg-Voigt-Strasse 3, 35033 Marburg, Alemania.

Correo electrónico: schaudig@staff.uni-marburg.de