

Efecto del diseño de la preparación sobre la tensión marginal de las coronas no metálicas cementadas con resina: estudio de elemento finito

Akikazu Shinya, DDS, PhD¹/Lippo V. J. Lassila, DDS, MSc Eng²/Pekka K. Vallittu, DDS, PhD, CDT³

El objetivo de este estudio fue evaluar la distribución de la tensión en el borde marginal de las coronas sin metal utilizando dos materiales diferentes (cerámica y composite híbrido) y 4 diseños diferentes para la preparación (filo de cuchillo, *chamfer*, *chamfer* más pronunciado y hombro redondo). Todos los diseños de la preparación marginal de las coronas con composite híbrido presentaron una menor tensión de compresión y tracción que las coronas cerámicas. El diseño en hombro redondo produjo una distribución de la tensión más uniforme que el diseño en filo de cuchillo. El diseño *chamfer* más pronunciado fue un diseño de preparación aceptable para las coronas cerámicas; en las coronas de composite híbrido se prefirió el diseño *chamfer*. *Int J Prosthodont* 2008;11:175-181.

El éxito del tratamiento de las coronas radica en parte en su preparación¹. La preparación marginal es la región en la que el material de la corona artificial se encuentra con la dentina natural, dando lugar a una situación en la que materiales de diferentes propiedades mecánicas se cargan contactando unos con otros. Los materiales pueden unirse mediante una interfaz adhesiva. La proporción del volumen entre el material de la corona artificial y la dentina varía según el diseño de la preparación. Esto puede afectar a la distribución de la tensión y a la supervivencia de las coronas a largo plazo. El objetivo de este estudio fue evaluar la distribución de la tensión en el borde marginal de dos materiales diferentes (cerámica dental y composite híbrido) y 4 diseños marginales diferentes (filo de cuchillo, *chamfer*, *chamfer* más pronunciado y hombro redondo) utilizando el análisis tridimensional (3D) de elemento finito.

¹Visiting Scientist, Department of Prosthetic Dentistry and Biomaterials Science, Institute of Dentistry, University of Turku, Turku, Finland; Junior Lecture, Department of Crown and Bridge, School of Life Dentistry at Tokyo, The Nippon Dental University, Tokyo, Japan.

²Research Associate, Department of Prosthetic Dentistry and Biomaterials Science, Institute of Dentistry, University of Turku, Turku, Finland.

³Professor, Department of Prosthetic Dentistry and Biomaterials Science, Institute of Dentistry, University of Turku, Turku, Finland.

Correspondence to: Dr Akikazu Shinya, Department of Prosthetic Dentistry & Biomaterial Science, Institute of Dentistry, University of Turku, Lemminkäisenkatu 2, FI-20520 Turku, Finland. Fax: 358 2 333 8390. e-mail: akikazu.shinya@utu.fi

Materiales y métodos

La figura 1 muestra el diseño esquemático de la preparación de las condiciones del margen y los límites utilizados en este estudio. Se construyó un modelo con elementos finitos 3D del contorno de una corona molar. La geometría del modelo 3D de la corona fue descrita por Wheeler². Se realizó el diseño de la preparación de las piezas pilares asumiéndose una corona *jacket* con un tallado oclusal de 1,5 mm y un tallado cervical de 2,5 mm desde la forma externa hasta el nivel de la superficie oclusal de la pieza pilar. En este estudio se utilizaron 4 diseños de preparaciones marginales diferentes: filo de cuchillo, *chamfer*, *chamfer* más pronunciado y hombro redondo. El tallado marginal fue de 0 mm en el filo de cuchillo, de 0,9 mm en el *chamfer*, de 1,2 mm en el *chamfer* más pronunciado y de 1,5 mm en el hombro redondo. Para evitar diferencias cuantitativas en los valores de la tensión de los modelos, todos los modelos sólidos derivaron de un único patrón que generó 34.897 elementos con bloques de 20 nodos y 52.204 nodos. Las condiciones de carga consistieron en 75 N³ en la cúspide medial, aplicada de forma vertical en el elemento corona. El elemento final en todas las direcciones del modelo de elemento finito se fijó y definió como una condición límite. Se asumió la unión total entre la dentina y la corona. Los materiales utilizados fueron cerámica (IPS Empress 2, Ivoclar Vivadent) y composite híbrido (ESTENIA C&B, Kuraray). La mayoría de las propiedades de estos materiales, que se presentan en la tabla 1, se determinaron según una investigación en la literatura^{4,5}. Se presupone que el análisis de elemento finito fue estático y lineal. La construcción y el

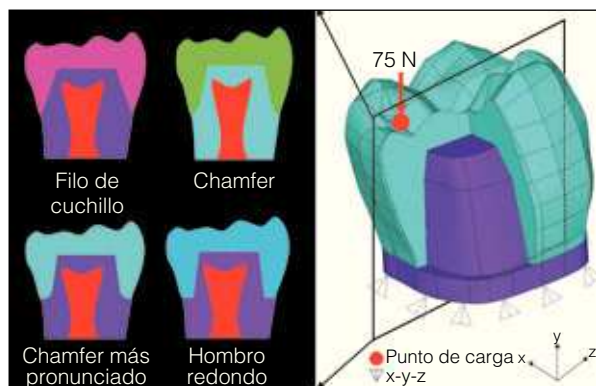


Figura 1 Diseño esquemático de una preparación de las condiciones del margen y los límites utilizadas en este estudio

Tabla 1 Propiedades de las estructuras orales y de los materiales utilizados en este estudio

	Módulo de Young (GPa)	Proporción de Poisson
Dentina	18,6	0,31
Pulpa	$2,1 \cdot 10^{-3}$	0,45
Cerámica	96	0,24
Composite híbrido	22	0,27

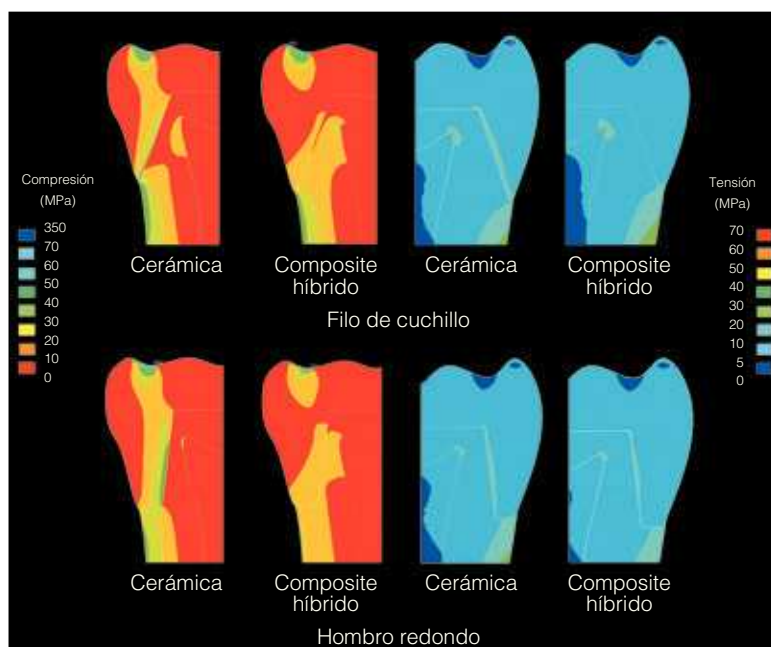


Figura 2 Distribución de la tensión de las coronas híbridas y cerámicas

análisis del modelo de elemento finito se realizaron en un ordenador personal (Precision Work Station 670, Dell) utilizando un programa de análisis de elemento finito (ANSYS 10 Sp, ANSYS). Se utilizó este mismo análisis para calcular la tensión de compresión, la tensión de tracción del borde marginal y el desplazamiento de la corona.

Resultados

La concentración de la tensión se localizó en el borde marginal de la corona en todos los modelos (figura 2). Cada diseño de preparación para las coronas de composite híbrido mostró menor tensión de compresión y tensión de tracción que los de las coronas de cerámica. La tensión de compresión, tensión de tracción y desplazamiento máximo de la co-

rona se muestran en la figura 3. Las cifras de la tensión de compresión y de tracción de las coronas composite híbrido con una preparación en filo de cuchillo fueron un 64% menores que las de las coronas de cerámica. Sin embargo, en los casos de hombro redondo no se observaron diferencias entre las coronas de cerámica y las de composite híbrido. En el margen, la mayor tensión se observó con las coronas de cerámica en filo de cuchillo (tensión de compresión: 322 MPa, tensión de tracción: 25,5 MPa). Dado que la reducción marginal aumentó, la tensión en el borde marginal disminuyó. El desplazamiento de las coronas de cerámica en filo de cuchillo fue el mayor de los diseños y materiales estudiados. Al aumentar la reducción marginal, disminuyó el máximo desplazamiento. El menor desplazamiento se observó con las coronas de composite híbrido.

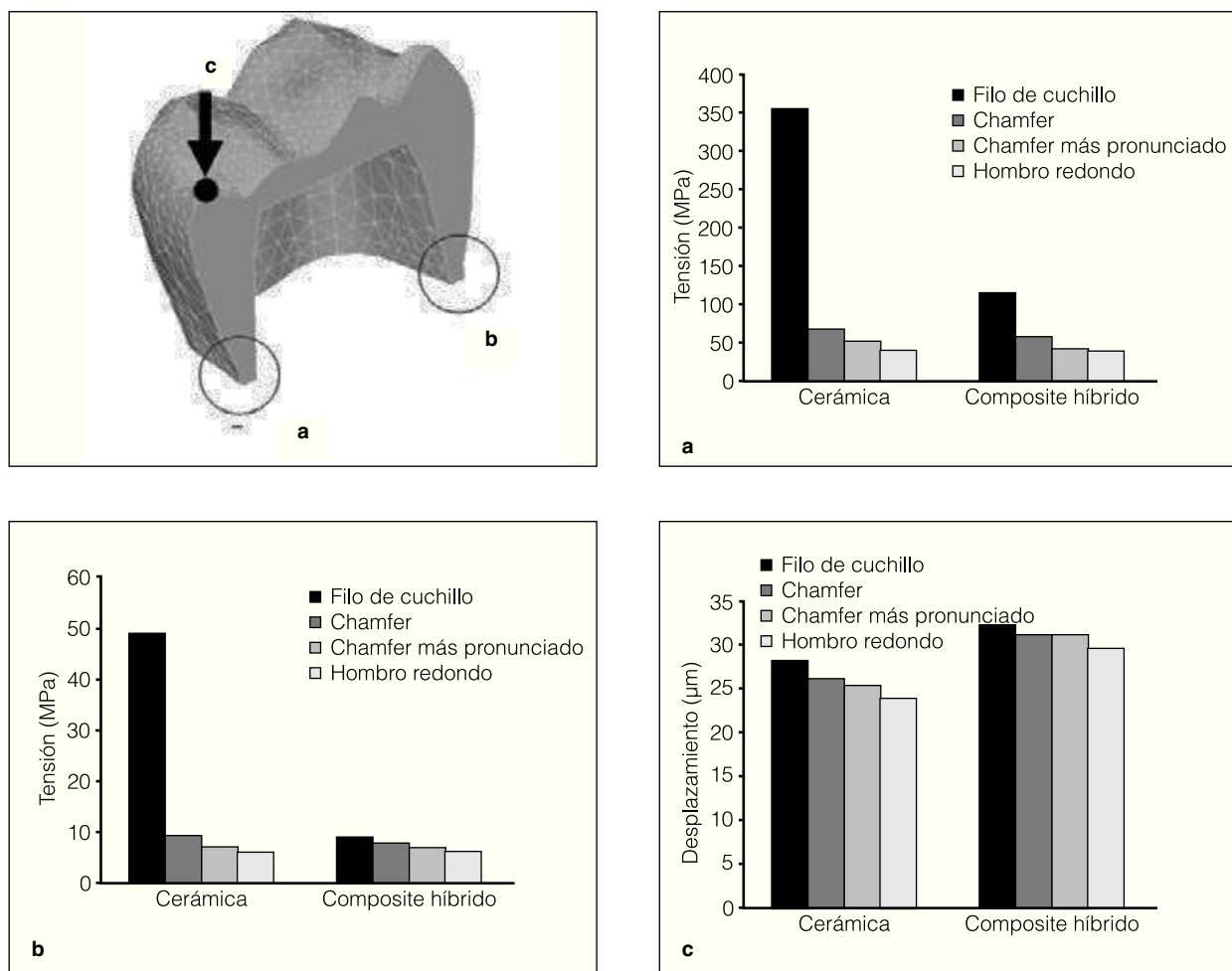


Figura 3 Tensión de compresión, **a**; tensión de tracción, **b**; y desplazamiento máximo de la corona, **c**

Conclusiones

El modelo de elemento finito reveló diferencias en el desplazamiento y la tensión entre los diferentes diseños y materiales marginales. En general, las preparaciones en hombro redondo proporcionaron una distribución más uniforme de la tensión en el margen que las preparaciones en filo de cuchillo. Las preparaciones en *chamfer* más pronunciado con 1,2 mm de reducción marginal fueron aceptables para las coronas cerámicas. En cuanto a las coronas de composite híbrido se prefirió una preparación *chamfer* con 0,9 mm de reducción marginal.

Bibliografía

1. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Contemporary Fixed Prosthodontics, ed 1. St. Louis: Mosby, 1998.
2. Wheeler RC. An Atlas of Tooth Form, ed 4. Philadelphia: WB Saunders, 1969.
3. Bakke M, Holm B, Jensen BL, Michler L, Möller E. Unilateral, isometric bite force in 8 68-year-old women and men related to occlusal factors. Scand J Dent Res 1990;98:149-158.
4. Ootaki M, Shinya A, Gomi H, Shinya A, Nakasone Y. Optimum design for fixed partial dentures made of hybrid resin with glass fiber reinforcement on finite element analysis: Effect of vertical reinforced thickness to fiber frame. Dent Mater J 2007;26:280-289.
5. DeHoff PH, Anusavice KJ, Götzen N. Viscoelastic finite element analysis of an all-ceramic fixed partial denture. J Biomech 2006;39:40-48.