
Tesis doctoral

Estudio in vitro de la resistencia y patrón de fractura de restauraciones tipo overlay. Análisis de la influencia del grosor de la restauración y del sustrato dental.

Borja Baldrich Pallarés



Aquesta tesi doctoral està subjecta a la licència [Reconeixement-NoComercial-SenseObraDerivada 4.0 Internacional \(CC BY-NC-ND 4.0\)](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/)

Esta tesis doctoral está sujeta a la licencia [Reconocimiento-NoComercial-SinObraDerivada 4.0 Internacional \(CC BY-NC-ND 4.0\)](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/)

This doctoral thesis is licensed under the [Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International \(CC BY-NC-ND 4.0\)](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/)



TESIS DOCTORAL

Universitat Internacional de Catalunya 2022

Estudio in vitro de la resistencia y patrón de fractura de restauraciones tipo overlay. Análisis de la influencia del grosor de la restauración y del sustrato dental.

Borja Baldrich Pallarés



TESIS DOCTORAL

Universitat Internacional de Catalunya 2022

Estudio in vitro de la resistencia y patrón de fractura de restauraciones tipo overlay. Análisis de la influencia del grosor de la restauración y del sustrato dental.

AUTOR

Borja Baldrich Pallarés

DIRECTOR

Dr. Miguel Roig Cayón

Programa de doctorando: ciencias de la salud

Línea de investigación: investigación básica y aplicada en odontología

A Dios, a mi esposa Blanca, a mis hijos y a toda mi familia,

porque sin su ayuda nunca habría llegado hasta aquí.

ÍNDICE

ÍNDICE DE FIGURAS	10
ÍNDICE DE TABLAS	13
AGRADECIMIENTOS.....	15
RESUMEN.....	19
1. JUSTIFICACIÓN	25
2. ESTADO DE LA CUESTIÓN	29
2.1 <i>Materiales CAD-CAM para restauraciones adhesivas en el sector posterior.....</i>	31
2.1.1 <i>Materiales híbridos (Enamic, Vita)</i>	31
2.1.2 <i>Materiales de resina con partículas de relleno o nanocerámicos, (Cerasmart, GC; Lava Ultimate, 3M; Brilliant Crios, Coltene; Block HC, Shofu entre otros)</i>	32
2.1.3 <i>Cerámicas feldespáticas/cerámicas reforzadas con leucita (Empress CAD, Ivoclar Vivadent; Marck II, Vita; Real Life, Vita entre otros)</i>	33
2.1.4 <i>Cerámicas reforzadas con disilicato de litio (Emax, Ivoclar Vivadent) o con silicato de litio y circonio (Suprinity, Vita y Celtra Duo, Dentsply)</i>	33
2.2 <i>Grosos mínimos de la restauración</i>	34
2.3 <i>Fuerza masticatoria</i>	35
2.3.1 <i>Factores biológicos</i>	36
2.3.2 <i>Factores mecánicos</i>	37
2.4 <i>Influencia del sustrato en la resistencia a la fractura de las restauraciones</i>	37
2.5 <i>Influencia de la interfaz adhesiva en la resistencia a la fractura de las restauraciones</i>	39
2.5.1 <i>Acondicionamiento mecánico</i>	40
2.5.2 <i>Acondicionamiento químico</i>	41
2.6 <i>Análisis de fractura (Fractografía)</i>	41
2.6.1 <i>Tipos de grieta de fractura</i>	44
3. HIPÓTESIS DE TRABAJO	47
3.1 <i>Respecto a la resistencia a la fractura bajo fuerzas de compresión máxima (contacto Hertziano) del material restaurador.</i>	49
3.2 <i>Respecto a la resistencia a la fractura bajo fuerzas de compresión máxima (contacto Hertziano) de los tejidos dentales.</i>	50
3.3 <i>Respecto al patrón de fractura bajo fuerzas de compresión máxima (contacto Hertziano) del material restaurador.....</i>	51
3.4 <i>Respecto al patrón de fractura bajo fuerzas de compresión máxima (contacto Hertziano) de los tejidos dentales.....</i>	52

4. OBJETIVOS	53
4.1 <i>Objetivo general</i>	55
4.2 <i>Objetivos específicos.....</i>	56
5. METODOLOGÍA	57
5.1 <i>Diseño del estudio.....</i>	59
5.2 <i>Fabricación de los discos de resina CAD-CAM.....</i>	60
5.3 <i>Fabricación de los cilindros de tejido dental</i>	61
5.4 <i>Cementado adhesivo</i>	62
5.5 <i>Resistencia a la fractura</i>	64
5.6 <i>Fractografía</i>	65
5.7 <i>Análisis de elementos finitos (FEA)</i>	66
5.8 <i>Análisis estadístico.....</i>	67
6. RESULTADOS	69
6.1 <i>Resistencia a la fractura</i>	71
6.2 <i>Fractografía</i>	72
6.3 <i>Análisis de elementos finitos (FEA)</i>	76
7. DISCUSIÓN	79
7.1 <i>Diseño y fabricación del espécimen</i>	81
7.2 <i>Test de fractura.....</i>	83
7.3 <i>Resistencia a la fractura según el grosor de la restauración</i>	85
7.4 <i>Resistencia a la fractura según el sustrato adhesivo</i>	87
7.5 <i>Influencia del módulo de elasticidad del sustrato y la restauración</i>	88
7.6 <i>Fractografía</i>	88
7.7 <i>Análisis de elementos finitos (FEA)</i>	90
7.8 <i>Interfaz adhesiva</i>	91
7.9 <i>Comparación entre sustratos (Esmalte Vs Dentina)</i>	92
8. CONCLUSIONES	93
9. PERSPECTIVAS DE FUTURO	97
10. BIBLIOGRAFÍA	101
11. ANEXOS	117
11.1 <i>Carta de aprobación de la Escuela de Doctorado</i>	119
11.2 <i>Artículo publicado en la revista Journal of Prosthodontic Research.</i>	121

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Imagen de un bloque de Enamic (Vita-Zhanfabrik).....	32
Figura 2. Imagen de un bloque de Brilliant Crios (Coltene Whaledent).....	32
Figura 3. Imagen de un bloque de Empress CAD (Ivoclar Vivadent).	33
Figura 4. Imagen de un bloque de E.max (Ivoclar Vivadent).....	34
Figura 5. Imágenes del borde incisal de una corona cerámica en un incisivo inferior donde se puede observar las “arrest lines” (A) y en el interior de la concavidad que forman se sitúa el origen de la fractura. También se puede observar la dirección de propagación de la fractura (dcp). Imágenes obtenidas de S. Scherrer et al. [78].	43
Figura 6. Imagen en la que se puede observar (H) las “hackle lines” y como discurren paralelas entre sí y paralelas a la dirección de propagación de la fractura. Imagen obtenida de S. Scherrer et al. [78].....	43
Figura 7. Imagen obtenida de Janet B. Quin et al. [77]. (A) Diagrama representativo de un “Wake hackle”. (B) Imagen de un microscopio SEM de la fractura de una cerámica en la que se puede observar el “wake hackle” y la dirección de la fractura representada por la flecha.	44
Figura 8. Esquema representativo de los diferentes tipos de grietas de fractura.	45
Figura 9. Esquema representativo de una fractura por grieta radial.	46
Figura 10. Esquema de la confección y distribución por grupos de los especímenes....	59
Figura 11. Preparación del espécimen: A y B) Perforación del cilindro de tejido dental mediante una trefina refrigerada con agua en un incisivo central inferior bovino. C) Grosor calibrado ($3\pm 0.1\text{mm}$) del espécimen después del pulido para obtener dos superficies completamente planas. D) Especimen final con la restauración de resina cementada sobre el cilindro de tejidos dentales.	61
Figura 12. Esquema del test de resistencia a la fractura (fuerza compresión axial).	64
Figura 13. Esquema de los tipos de fractura.	65
Figura 14. Medias de los valores de carga crítica y porcentaje de diferencia en la resistencia a la fractura de los grupos E respecto a los grupos D para un mismo grosor de la restauración.....	71

Figura 15. Espécimen del Grupo 1.5 E. Se observa una Fractura modo 2 en la que la restauración permanece cementada sobre el esmalte. (a) Imagen tomada con el estereomicroscopio en la que se observa la parte superior del espécimen fracturado. La zona roja es el área de contacto con el indentador. La mano blanca señala grietas medianas visibles mientras que la mano negra señala grietas cónicas. La línea de fractura atraviesa todo el espécimen (Modo 2) pero una gran parte de la restauración permanece en su sitio. (b) Imagen de la superficie fracturada tomada con el microscopio electrónico de barrido (SEM). La punta blanca señala la zona de contacto y el principal origen de la fractura. (c) Imagen de la zona de contacto vista desde arriba. La mano blanca y negra señalan grietas medias y cónicas respectivamente. (d) y (e) Las flechas blancas indican la dirección de propagación de las grietas. En ambos lados el origen de la fractura se inicia en la superficie externa de la restauración así como en la zona de contacto con el indentador y posteriormente se propaga hacia abajo y hacia los límites perimetrales de la restauración.73

Figura 16. Espécimen del Grupo 0.5D. Representa un ejemplo de fractura de una restauración fina cementada sobre dentina. Fractura modo 1. (a) Imagen tomada de la superficie fracturada desde un plano superior mediante el estereomicroscopio. La restauración se fracturó en múltiples fragmentos que a su vez se descementaron de la interfase adhesiva cemento/dentina, dejando prácticamente toda la superficie dentinaria intacta. La superficie roja indica la zona de contacto del indentador. La letra X indica el fragmento analizado. (b) Imagen de la fractura tomada con el SEM. La punta blanca indica la zona de contacto. Ambos lados de la fractura, tanto el derecho como el izquierdo, muestran grietas radiales de fractura. (c) Imagen de la zona de contacto tomada con SEM. (d) y (e) Las flechas blancas indican la dirección de propagación de las grietas (dpg). Las grietas radiales empiezan debajo la zona de contacto con el indentador pero en la parte inferior del área de deformación plástica (interfase cemento/dentina), y se propagan hacia arriba (superficie externa de la restauración) y hacia los extremos perimetrales de la restauración.74

Figura 17. Espécimen del Grupo 2D. Representa un ejemplo de fractura de una restauración gruesa cementada sobre dentina. Fractura modo 2. (a) Imagen tomada

desde un plano superior de la superficie fracturada mediante el estereomicroscopio. La fractura provocó la casi total descementación de la restauración. La letra X indica el fragmento analizado. Las manos blanca y negra indican grietas medias y cónicas respectivamente. (b) y (c) Imágenes tomadas con el SEM de los lados derecho e izquierdo de la superficie fracturada. Las flechas blancas indican la dirección de propagación de las grietas. Se observa claramente la coexistencia de grietas medias y cónicas (se propagan hacia abajo) y grietas radiales (se propagan hacia arriba). (d) Imagen con mayor magnificación del área subyacente a la zona de contacto.75

Figura 18. Cortes laterales que muestran la tensión principal máxima (MPa) de los modelos realizados en los grupos 0.5E, 0.5D, 2E y 2D. R: restauración; C: cemento; E: esmalte y D: dentina.77

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Diseño del estudio.	59
Tabla 2. Materiales utilizados en el estudio	63
Tabla 3. Medias, desviación estándar (SD) y coeficiente de variación (CV) de la resistencia a la fractura (N) de los diferentes grupos. Los grupos que comparten la misma letra no presentan diferencias estadísticamente significativas.....	71
Tabla 4. Modos de fractura macroscópica de la restauración.	72
Tabla 5. Tensiones principales máximas (MPa) registradas en las diferentes zonas del espécimen.	76

AGRADECIMIENTOS

A Dios. Él me ha dado todo lo que tengo y soy. A Él quiero dar gracias en primer lugar por permitirme empezar y acabar esta tesis y por haberme puesto en mi camino las personas que me han ayudado a conseguirlo.

A mi mujer Blanca, a mi hija Blanquita, a mi hijo Nico y a los que vendrán si Dios quiere, porque los quiero con toda mi alma y son la motivación más grande que tengo en esta vida. Agradecer especialmente a mi mujer todo el tiempo que esta tesis nos ha robado y que prometo devolver.

A mi familia, mis padres Bruno y Loles, a mis hermanos María, Bruno y Pablito porque siempre han estado ahí en los momentos duros.

Al Dr. Roig, por guiarme inicialmente en el máster del MORE exigiéndome siempre dar el máximo y por aceptar la dirección de esta ardua pero a la vez interesante investigación. Al Dr. Rocca por la paciencia que tuvo al inicio para calmar los ánimos de un joven nervioso y así poder desarrollar con paciencia una buena metodología.

Al Dr. Lluís Giner, a la Sra. Elisa San Agustín y a la Universitat Internacional de Catalunya como institución, porque creyeron en mí y me dieron la oportunidad de poder seguir vinculado a la Universidad. Gracias a ellos empezó todo, me ofrecieron una beca que ha cambiado mi vida para bien tanto en el plano personal como profesional. Siempre les estaré agradecidos por esa oportunidad.

A mis compañeros y amigos la Dra. Berta Paulo y el Dr. Luís Jané, con ellos me fui a Ginebra a empezar esta aventura, allí compartimos muchos momentos inolvidables juntos y esta Tesis en parte es suya.

Al Dr. Massimo Sarrati, al Dr. Luis María Delgado, al Dr. Rene Daher y a todo el equipo de gente que ha ayudado con su tiempo y esfuerzo en esta investigación. De manera especial a la Dra. María Cattani (†), ella fue siempre paciente, dulce y amable conmigo y jamás la olvidaré. Al Dr. Krejci por permitirme unirme a su equipo de investigación y formar parte de la Universidad de Ginebra (UNIGE).

RESUMEN

Purpose: To explore fracture strength and failure behaviour of minimally invasive CAD-CAM composite resin overlay restorations.

Material and methods: Eighty bi- and tri-layer cylindrical overlay model including the restoration bonded over bovine tooth dentin (Groups D) and enamel-dentin (Groups E) were assembled (diameter 9 mm). Restorations were milled from CAD-CAM composite resin blocks (Brilliant Crios, Coltène/Whaledent AG) in different thicknesses (0.5mm, 1mm, 1.5mm, 2mm) and equally distributed in four Groups D and four Groups E (n=10). All specimens were submitted to an Hertzian load-to-failure contact test with spherical indenter. Critical loads were recorded in Newton and data were analysed using Kruskal–Wallis test for multiple and Mann-Whitney test for 2-samples comparisons ($p < 0.05$). Fragments were examined using SEM. The stress distribution for specimens with restorations of 0.5 mm and 2 mm was also investigated with FEA.

Results: For all specimens, the mean static loads in Newton increased with an increase in restoration thickness. On contrary, restorations with the same thickness displayed higher resistance values when bonded over enamel than dentin, except for the 2-mm thick restorations. A damage competition was detected between cone/median cracks originating at the loading contact area of the restorations and radial cracks beginning at their inner surface, with the former prevailing in restorations bonded on enamel and the latter being dominant for restorations bonded on dentin.

Conclusions: For bonded ultra-thin resin composite restorations (0.5 mm to 1.5 mm) enamel as bonding substrate assures higher critical loads to fracture than dentin. This influence gradually decreases as restoration thickened.

Objetivos: analizar la resistencia a la fractura y el patrón de fractura de restauraciones tipo *overlay* mínimamente invasivas de resina CAD-CAM.

Metodología: se confeccionaron ochenta especímenes con dos o tres láminas cilíndricas (diámetro 9 mm) resultando en una restauración cementada sobre dentina dental de origen bovino (grupos D) y sobre esmalte y dentina (grupos E). Las restauraciones fueron confeccionadas a partir de bloques CAD-CAM de un material de resina (Brilliant Crios, Coltène/Whaledent AG, Suiza) con diferentes grosores (0.5mm, 1mm, 1.5mm, 2mm) y distribuidas en cuatro Grupos D y cuatro Grupos E (n=10). Todos los especímenes fueron sometidos a compresión máxima (contacto Hertziano) mediante un indentador esférico. La carga crítica fue registrada en Newtons y los datos fueron analizados mediante un test de Kruskal–Wallis de comparaciones múltiples y un test de Mann-Whitney para comparaciones de 2 muestras ($p < 0.05$). Los fragmentos fracturados fueron analizados mediante un microscopio electrónico de barrido (SEM). La distribución de la tensión ejercida en los especímenes con restauraciones de 0.5 mm y 2 mm fue analizada mediante análisis de elementos finitos (FEA).

Resultados: la carga crítica de todos los especímenes necesaria para fracturar la restauración aumentó a medida que el grosor de la restauración aumentaba. Por el contrario, restauraciones con el mismo grosor y cementadas sobre esmalte mostraron mayores valores de resistencia a la fractura que las restauraciones cementadas sobre dentina, a excepción de las restauraciones de 2 mm de grosor. En las restauraciones cementadas sobre esmalte se encontró que el origen de la fractura se iniciaba en la zona de contacto del indentador con la restauración en forma de grietas medias o cónicas. Sin embargo, en las restauraciones cementadas sobre dentina el patrón predominante de fractura aparecía en la superficie interna de la restauración en forma de grietas radiales.

Conclusiones: cuando las restauraciones de resina de grosores finos (0.5 mm a 1.5 mm) se cementan sobre esmalte, se obtuvieron mayores valores de resistencia a la fractura que aquellas cementadas sobre dentina. Esta diferencia en los valores obtenidos entre esmalte y dentina decrecía a medida que el grosor de la restauración aumentaba.

1. JUSTIFICACIÓN

La odontología mínimamente invasiva tiene como objetivo conservar al máximo los tejidos del diente que están sanos para así poder respetar la integridad biomecánica del mismo [1,2].

Debido a que los procedimientos adhesivos actuales nos permiten obtener una buena retención de la restauración sin la necesidad de realizar preparaciones muy agresivas que busquen crear elementos de fricción [3], la cantidad de tejido dental eliminada es mínima y viene principalmente determinada por la extensión de la patología. Por lo tanto, en aquellos casos en los que tengamos que rehabilitar un diente con una pérdida muy pequeña de tejido sano, las restauraciones utilizadas deberán ser muy delgadas lo que nos lleva a cuestionarnos un aspecto fundamental en relación al grosor mínimo requerido por los nuevos materiales restauradores, especialmente en sectores posteriores, donde estarán sometidos a mayores cargas oclusales.

Las recomendaciones de la industria acerca del grosor mínimo para una incrustación de recubrimiento cuspidé total en el sector posterior (de ahora en adelante “*overlay*”) varía de 1 a 2 mm, tanto para materiales cerámicos o resinosos. Para cumplir estas recomendaciones de grosor mínimo el clínico en muchas ocasiones se verá obligado a realizar preparaciones más agresivas de lo deseado provocando una mayor eliminación de tejido dental sano. Por ejemplo, en aquellos pacientes que padecen procesos destructivos de tejido dental como son la erosión o la atricción, en los que se produce una pérdida de dimensión vertical (DV), un rápido restablecimiento de su DV es crucial para poder proteger la estructura dental remanente del proceso destructivo así como para recuperar la función y la estética [4–6]. En estos casos, el uso de incrustaciones de recubrimiento total u *overlays* adhesivos de grosor fino (menos de 1 mm) - también conocidos como “*table tops*” u “*occlusal veneer*” – sería el tratamiento ideal para así evitar realizar preparaciones más agresivas que produjeran más pérdida de tejido sano. Es por ello que necesitamos saber cuáles son los límites mecánicos de cada tipo de material restaurador para poder hacer restauraciones más finas que puedan soportar las fuerzas masticatorias.

Además del grosor, existen otros factores que pueden afectar al

comportamiento mecánico de la restauración como son: la calidad de la interfaz adhesiva y la diferencia en el módulo de elasticidad entre la restauración, el cemento resinoso y el sustrato adhesivo [7,8].

Recientemente han aparecido en el mercado numerosos materiales resinosos CAD-CAM para confeccionar restauraciones posteriores definitivas. Desgraciadamente, existe poca literatura científica sobre la respuesta mecánica de estos materiales bajo grosores finos o delgados [9–11]. Por lo tanto, el objetivo de este estudio era investigar la resistencia y el patrón/comportamiento a la fractura de un nuevo material resinoso CAD-CAM evaluado bajo diferentes grosores y adherido a dos sustratos (esmalte y dentina).

2. ESTADO DE LA CUESTIÓN

2.1 Materiales CAD-CAM para restauraciones adhesivas en el sector posterior

Existen muchos materiales CAD-CAM en el mercado y cada uno tiene unas indicaciones concretas. Los materiales CAD-CAM están producidos de forma industrial para después ser fresados con la anatomía final deseada [12]. Las principales ventajas que nos ofrecen respecto a los materiales restauradores realizados de forma artesanal son la homogeneidad en el material y la disminución en la presencia de poros o defectos [13]. En el caso de los materiales de resina, la tecnología CAD-CAM permite que sean polimerizados a unas mayores temperaturas y altas presiones y permite también aumentar la cantidad de partículas de relleno ya que las resinas para uso directo en boca requieren ser más plásticas para poder así ser modeladas.

Los materiales monolíticos CAD-CAM indicados para su uso en restauraciones adhesivas en el sector posterior son tanto las cerámicas como las resinas. Dentro de la familia de las resinas CAD-CAM podemos encontrar dos grandes subgrupos [14]:

2.1.1 Materiales híbridos (Enamic, Vita)

Se caracterizan por tener una matriz de cerámica infiltrada con polímero. En inglés se les conoce como PICN (polymer-infiltrated-ceramic-network material)[15]. Sin embargo, este material también es definido como una estructura híbrida con dos matrices (cerámica y de polímero) recibiendo el nombre de DNH (double network hybrid)[16]. Está compuesto en un 80% en peso (o 75% en volumen) de una matriz cerámica feldespática a la cual se entrelaza una matriz de resina [17]. Este material ha demostrado tener una mayor resistencia al desgaste que los materiales de resina CAD-CAM con partículas de relleno [18,19] y también presenta una mayor estabilidad durante el fresado para obtener márgenes finos para las carillas [17].



Figura 1. Imagen de un bloque de Enamic (Vita-Zhanfabrik).

2.1.2 Materiales de resina con partículas de relleno o nanocerámicos, (Cerasmart, GC; Lava Ultimate, 3M; Brilliant Crios, Coltene; Block HC, Shofu entre otros)

Se caracterizan por tener una matriz de polímero con nanopartículas de relleno cerámico. Estas nanopartículas tienen un tamaño inferior a 100 nm y representan el 80-90% del peso (o el 65-77% volumen). Sus características mecánicas son similares al diente natural. Tienen una resistencia a la flexión cercana a 200 MPa, su módulo de elasticidad es de 15 GPa y su resistencia a la abrasión es inferior a las cerámicas [15,20]. A diferencia de las cerámicas, permiten ser reparados en boca. Sin embargo, sus propiedades estéticas son inferiores.



Figura 2. Imagen de un bloque de Brilliant Crios (Coltene Whaledent).

En el caso de los materiales de cerámica CAD-CAM también podríamos subdividirlos en:

2.1.3 *Cerámicas feldespáticas/cerámicas reforzadas con leucita (Empress CAD, Ivoclar Vivadent; Marck II, Vita; Real Life, Vita entre otros)*

Las cerámicas feldespáticas están formadas por feldespato, cuarzo y caolín mientras que las cerámicas reforzadas con leucita son cerámicas feldespáticas que contienen además partículas de relleno de leucita en la fase vítrea[17]. El cuarzo (sílice) conforma la fase cristalina que es la responsable de las propiedades mecánicas mientras que el feldespato se descompone en vidrio, responsable de la estética [21]. Ambas cerámicas tienen las mejores propiedades estéticas de todos los materiales CAD-CAM debido a su alto porcentaje de fase vítrea (55-70%). Sin embargo, su resistencia a la flexión es de 150 MPa lo cual les confiere unas propiedades mecánicas muy inferiores a las cerámicas reforzadas [15]. Ambos tipos se caracterizan por ser las primeras cerámicas CAD-CAM en salir al mercado. Su uso está más recomendado en el sector anterior que en el posterior.



Figura 3. Imagen de un bloque de Empress CAD (Ivoclar Vivadent).

2.1.4 *Cerámicas reforzadas con disilicato de litio (Emax, Ivoclar Vivadent) o con silicato de litio y circonio (Suprinity, Vita y Celtra Duo, Dentsply)*

Se caracterizan por tener un mayor porcentaje de fase cristalina (70%) que las cerámicas convencionales. Contienen partículas de relleno que les confieren unas mejores propiedades mecánicas (disilicato de litio o silicato de litio con circonio)[21]. Su

resistencia a la flexión es de 360-420 MPa. Las marcas comerciales Emax y Suprinity, a diferencia de las cerámicas feldespáticas o de las resinas CAD-CAM se fresan en un estado pre-cristalizado para después ser tratadas en el horno y así adquirir sus propiedades estéticas y mecánicas finales. Son las más indicadas para su uso en sectores posteriores debido a los mayores valores de resistencia a la fractura que presentan [15].



Figura 4. Imagen de un bloque de E.max (Ivoclar Vivadent).

2.2 Grosos mínimos de la restauración

Recientemente, algunos autores han investigado acerca de los límites de los materiales restauradores modernos y más en particular sobre la relación *in vitro* entre el grosor y su carga crítica [9,10,22] así como su resistencia residual después de someterlos a fatiga [23–26]. Los resultados obtenidos en estos estudios acerca del grosor mínimo requerido de una restauración para soportar las fuerzas masticatorias varían entre sí y se ven principalmente influenciados por del tipo de material restaurador analizado. La mayoría de estudios encuentran una correlación entre una mayor resistencia a la fractura a medida que se aumenta el grosor restaurador [8]. En el caso de cerámicas reforzadas CAD-CAM (disilicato de litio o silicato de litio reforzado con circonio) las recomendaciones descritas se sitúan entre 0.7 y 1 mm [8,22,24,26–31] para soportar fuerzas masticatorias de 500 a 700 N. Algunos autores recomiendan la posibilidad de utilizar restauraciones de 0.6 mm o incluso de 0.3-0.6 mm [30,31] si bien es cierto que otros estudios reportan que su uso no debe hacerse en pacientes

apretadores puesto que se ha reportado la aparición de grietas de fractura a 450N en restauraciones de 0.5 mm de grosor [32]. En el caso de materiales de resina también para uso CAD-CAM, el grosor mínimo varía entre 0.3 y 0.6 mm [9,10,33]. Con unas recomendaciones similares, Albelasy et al. [8] en una revisión sistemática sobre la resistencia a la fractura *in vitro* de *overlays* realizados con materiales CAD-CAM concluye que los materiales resinosos se pueden utilizar con grosores inferiores a 1 mm.

A pesar de que no existe un consenso claro sobre que material o familia de materiales tiene una mayor resistencia a la fractura, en la mayoría de estudios la cerámica reforzada CAD-CAM obtiene, para un mismo grosor restaurador, mayores valores de carga crítica en comparación con los materiales de resina [31,34,35]. En relación a la resistencia a la fatiga mecánica y al termociclado los materiales de resina CAD-CAM obtienen un mejor comportamiento en comparación con las cerámicas reforzadas [27,28,36,37].

En cuanto a estudios clínicos no hay suficiente evidencia para determinar qué tipo de material ofrece una mayor supervivencia en boca a largo plazo. En una revisión sistemática de Morimoto et al. [38] no se reportó ningún artículo sobre *overlays* de resina que cumpliera con los criterios de inclusión y únicamente se incluyeron estudios que evaluaban cerámicas por lo que no se pudo realizar esta comparación entre diferentes materiales. De igual forma, Fron Chabouis et al. [39] en otra revisión sistemática sobre la supervivencia clínica de inlays de cerámica y resina no pudo obtener conclusiones consistentes debido a la variabilidad en la metodología entre estudios.

2.3 Fuerza masticatoria

La fuerza masticatoria es la carga mecánica que ejercen los músculos masticatorios en la cavidad oral y que recae sobre las estructuras dentales. Muchos autores han tratado de cuantificar esta fuerza para así poder reproducirla *in vitro* y poder predecir mediante test de fractura o de fatiga el comportamiento clínico de diversos

tipos de restauraciones y materiales. Los valores obtenidos varían aproximadamente de 300 a 600N en personas sanas y pueden llegar a valores de 780 hasta 1120N en pacientes con parafunción [40,41] . Estos valores están influenciados por numerosos factores mecánicos y biológicos que explican esta gran variabilidad. Los factores mecánicos están relacionados con el uso de diferentes sistemas de medición, la posición del medidor de fuerzas dentro del arco dental y si el registro se hace de forma unilateral o bilateral entre otras [42]. Los principales factores biológicos son: la morfología cráneo-facial, la edad, sexo, soporte periodontal de los dientes, signos y síntomas de trastornos témporo-mandibulares incluyendo dolor articular y el estado dental del paciente.

2.3.1 Factores biológicos

Se ha demostrado que la anatomía mandibular afecta a la fuerza masticatoria. Aquellas personas con una rama mandibular más vertical y un ángulo goníaco más agudo, presentan unos valores mayores de fuerza masticatoria. Por tanto, las personas con caras largas se relacionan con unos valores inferiores de fuerza masticatoria que aquellas con caras cortas ya que estas últimas se asocian con un mayor desarrollo de los músculos elevadores de la mandíbula y en especial el masetero [41,42].

La fuerza masticatoria aumenta con la edad y crecimiento a medida que la persona se desarrolla. A partir de los 20 años se mantiene constante hasta los 40-50 años en que empieza a decrecer [41,43].

El sexo también es un factor determinante. Los hombres presentan unos valores mayores que las mujeres debido a un mayor desarrollo de la musculatura masticatoria [42].

Los mecanorreceptores situados en el periodonto controlan y modulan la fuerza aplicada por la musculatura masticatoria. Los pacientes con periodontitis crónica presentan valores inferiores de fuerza masticatoria que aquellos con un periodonto sano [44].

La presencia de dolor o inflamación en la articulación temporomandibular actúa como factor limitante de los músculos masticatorios. Aquellos pacientes con trastornos o patología articular registran valores inferiores [45].

Existe una correlación entre la posición y el número de dientes y la fuerza masticatoria. Cuantos más contactos oclusales en el sector posterior tenga el paciente mayores valores se registran. Se ha demostrado que las fuerzas masticatorias son del 80, 35 y 11% en aquellos pacientes portadores prótesis parciales fijas, prótesis parciales removibles y prótesis completas removibles respecto a una persona con una dentición sana y completa [42,46].

2.3.2 Factores mecánicos

Actualmente, se utilizan diferentes aparatos electrónicos de medición los cuales permiten medir con precisión y exactitud las fuerzas de mordida. Todos ellos están basados en la acción de galgas extensiométricas los cuales son capaces de registrar fuerzas de 50-800N con un nivel de precisión y de exactitud de 10N y del 80% [47].

Cuanto más a posterior en el arco dental esté colocado el aparato de medición, mayores valores de fuerza de mordida se registrarán [42].

Los registros de mordida bilaterales, en los que se registran ambos lados a la vez obtienen valores de fuerza de mordida un 40% mayores respecto a los casos en los que se hace de forma unilateral [48].

Los aumentos de dimensión vertical de oclusión reducen la fuerza masticatoria del paciente ya que se altera la longitud normal de los músculos elevadores de la mandíbula así como la posición del cóndilo [49].

2.4 Influencia del sustrato en la resistencia a la fractura de las restauraciones

En el caso del uso de materiales más convencionales como serían las restauraciones de cerámica estratificada, se ha encontrado una clara influencia del sustrato donde se cementa la restauración y la resistencia de la restauración [50–58]. En concreto, si el módulo de elasticidad de Young del sustrato donde se ha cementado la restauración (E_s) es mucho menor que el del material de recubrimiento cerámico de

la restauración (E_c), este último bajo carga actuará de la misma manera que lo haría un cristal sobre un soporte flexible, produciendo la aparición de tensiones de tracción en la cara interna de la cerámica de recubrimiento. Estas tensiones pueden producir grietas radiales de fractura (conocidas como “*radial cracks*”) en la superficie interna del material de recubrimiento que normalmente se propagan perpendicularmente hacia el exterior. Estas grietas radiales son muy peligrosas y son consideradas como la principal causa de fracaso en las coronas cerámicas [59,60]. La carga crítica requerida por una restauración para que aparezcan estas grietas radiales aumenta a medida que la relación E_c/E_s se reduce. Por lo tanto, materiales utilizados para realizar muñones con un alto E_s (cerámica de vidrio, alúmina, aleación cromo-níquel) mejorarán la resistencia a la fractura de las coronas cerámicas cementadas sobre ellos en comparación con sustratos más flexibles como la dentina o las resinas [50].

Por contra, si se utiliza un material de recubrimiento cerámico con un grosor mayor y que a su vez esté cementado sobre un sustrato duro con un alto E_s , el inicio de la fractura ocurrirá ya bien en la superficie exterior de la cerámica como una grieta en forma de cono -conocida como “*cone crack*”- (en el caso de materiales muy duros) o bajo el área de deformación plástica -conocida como grieta media o “*median crack*”- (en el caso de materiales más deformables) [59,61]. Estas grietas cónicas o grietas medias requieren para iniciarse que se aplique una mayor carga crítica a la restauración y, por lo tanto, son consideradas menos dañinas que las grietas radiales.

En la odontología adhesiva mínimamente invasiva los sustratos que podemos encontrar sobre los que adherir nuestras restauraciones son: resina (levantamiento de suelo cavitario), esmalte y dentina [62]. Los valores aproximados de su módulo de elasticidad (E) son 2.6–19.18 GPa [63–65], 80–100 GPa y 16–20 GPa, respectivamente [22,56,66–69]. Esta gran diferencia en el módulo elástico entre el esmalte y la dentina/resina nos sugiere que la preservación del esmalte como sustrato adhesivo en restauraciones mínimamente invasivas nos permitirá obtener restauraciones mejor soportadas que a su vez se comporten mejor bajo el estrés de las fuerzas masticatorias [50,70–73]. Guess P. et al. [24] reportó que en *overlays* de cerámica en los que en la

preparación se exponía principalmente dentina, el riesgo de fractura en restauraciones con grosores finos era mayor que aquellas restauraciones adheridas a esmalte. Con resultados similares, Clausen JO. et al. [74] reportó que las restauraciones de disilicato de litio cementadas sobre esmalte obtenían mayores valores de resistencia a la fractura que aquellas cementadas sobre dentina.

2.5 Influencia de la interfaz adhesiva en la resistencia a la fractura de las restauraciones

La adhesión al sustrato restaurador también es uno de los factores que determina la resistencia a la fractura de las restauraciones cerámicas con grosores finos. Es imprescindible que se realice un cementado adhesivo de las restauraciones tipo *overlay* por varias razones: aumenta la resistencia a la fractura, mejora la retención, mejora la adaptación marginal de la restauración y a su vez mejora el sellado y previene la aparición de microfiltraciones entre la restauración y el diente [14,20]. La utilización de cementos resinosos es fundamental y sus ventajas están ampliamente descritas ya que aumenta la resistencia a la fractura de la cerámica de recubrimiento [9,75–81].

La interfaz adhesiva también tiene un papel muy importante durante la propagación de las grietas de fractura entre los materiales con diferentes módulos elásticos. Puede desviar la línea de fractura e impedir la penetración de la grieta en el sustrato, permitiendo mantener a salvo los tejidos dentales y evitando una posterior fractura catastrófica del diente [82,83].

La técnica de sellado inmediato de dentina o con sus siglas en inglés -IDS- consiste en el sellado de la dentina mediante el uso de un adhesivo justo inmediatamente después de ser tallada. Esta técnica está ampliamente descrita y ha demostrado aumentar significativamente la fuerza de adhesión [84] pero también algunos estudios recientes demuestran que aumenta la resistencia a la fractura de la

restauración. En un estudio de Yagizi et al. [85] en el que se fracturaban *overlays* con un grosor de 0.5-0.8 mm cementados siguiendo diferentes protocolos adhesivos sobre premolares, la resistencia a la fractura de la restauración en el grupo en los que se aplicó el IDS aumentó significativamente en comparación con los grupos en los que no se realizó esta técnica adhesiva.

El grabado selectivo del esmalte previo a la aplicación del adhesivo autograbante cuando el sustrato es esmalte o esmalte y composite ha demostrado aumentar significativamente la resistencia a la fractura de la restauración en comparación con el uso de este adhesivo sin el citado grabado selectivo previo [30].

Según el material restaurador elegido se deberá realizar un proceso concreto de acondicionado de la superficie adhesiva de la restauración. La mayoría de fabricantes y estudios publicados recomiendan la realización tanto de un acondicionamiento mecánico como químico [14,86,87]. H. Yu et al. en una revisión sistemática y meta-análisis sobre la adhesión a materiales CAD-CAM de resina demostró que la combinación de ambos procesos aumenta significativamente la fuerza de adhesión [20].

2.5.1 Acondicionamiento mecánico

Consiste en crear micro-retenciones en la superficie adhesiva y aumentar la rugosidad superficial de la restauración para permitir así un mejor entrelazamiento entre la restauración y el cemento resinoso [87,88]. Se puede realizar de dos maneras según el material:

- a) *Arenado*: consiste en aplicar a una distancia determinada y a una presión constante un chorro de partículas de óxido de aluminio en la superficie interna de la restauración. El tamaño de partícula recomendando con mayor frecuencia es de 50 micras [14]. Es el proceso de acondicionamiento mecánico recomendado en materiales CAD-CAM de resina.

- b) *Grabado*: consiste en aplicar ácido fluorhídrico en la superficie interna de la restauración. El tiempo de aplicación y la concentración del ácido (5-10%) puede variar según el fabricante. Es el proceso de acondicionamiento mecánico recomendado en materiales CAD-CAM cerámicos o materiales híbridos.

2.5.2 *Acondicionamiento químico*

Consiste en la aplicación de silano para así promover la unión de diferentes materiales mediante la creación de enlaces de siloxano [87]. También puede realizarse aplicando un “primer” adhesivo o un adhesivo universal que contenga silano [20].

2.6 *Análisis de fractura (Fractografía)*

La fractografía aplicada a los materiales dentales está ampliamente descrita en la literatura por diversos autores y de forma especial por la Dra. S. Scherrer y su equipo de investigación en biomateriales de la Universidad de Ginebra (Suiza). Toda la información descrita en este apartado ha sido obtenida gracias a su ayuda directa o al estudio de las investigaciones publicadas por ella y su equipo.

El análisis de fractura es la búsqueda de la causa por la cual un material fracasa en el cumplimiento de la función o fin para el cual está concebido. Para realizar este proceso se examina detalladamente el espécimen fracturado y todas las variables ambientales para finalmente poder determinar si la causa real de la fractura es una deficiencia del diseño del material, del proceso de fabricación o bien es debido a que se ha sometido a una carga que ha excedido la resistencia mecánica del mismo. En el medio oral lo más frecuente es que la fractura del material restaurador se dé durante la masticación de alimentos o debido a movimientos parafuncionales como el bruxismo [89–91].

Para realizar este análisis se examinan las superficies del espécimen fracturado las cuales contienen características y trazos propios resultantes de la combinación de dos factores: el avance de la grieta de fractura y la microestructura del material. Estas características o trazos no dejan de ser marcas en la superficie del material y su posterior descripción e interpretación sirve para comprender cómo ha sido la fractura. La fractura de los materiales restauradores se suele iniciar por un conjunto de grietas. Gracias a la fractografía podemos identificar las marcas o señales que dejan estas grietas de fractura y así determinar con claridad donde está el origen de la fractura del material restaurador. La aparición de estas grietas dependerá de muchos factores como: el tipo de carga aplicada al material (tensión, cizallamiento, flexión, fatiga, torsión), factores ambientales y las características intrínsecas del material [89–91].

Varios autores han identificado una serie de marcadores, los cuales son visibles al microscopio electrónico de barrido que nos permiten poder determinar la dirección de propagación de la grieta o línea de fractura y comprender así el proceso completo de la fractura de la restauración.

Los principales marcadores que podemos encontrar en la superficie de un material restaurador fracturado son:

- a) *Arrest line*: es una línea bien definida que se produce cuando la fractura se detiene para luego reanudar su propagación. Estas líneas también son indicadores de la dirección de propagación ya que el comienzo de una fractura siempre se encuentra en el lado cóncavo de la primera “*arrest line*”.

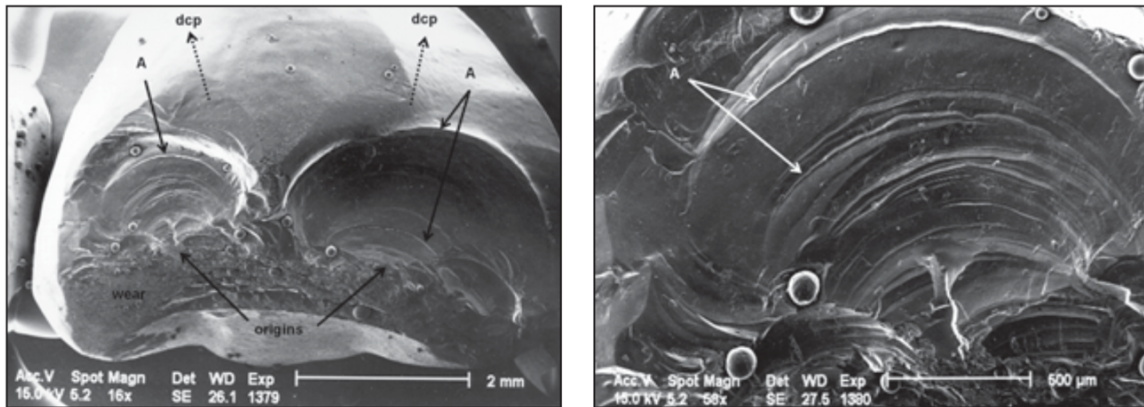


Figura 5. Imágenes del borde incisal de una corona cerámica en un incisivo inferior donde se puede observar las “*arrest lines*” (A) y en el interior de la concavidad que forman se sitúa el origen de la fractura. También se puede observar la dirección de propagación de la fractura (dcp). Imágenes obtenidas de S. Scherrer et al. [91].

- b) *Hackle line*: líneas en la superficie de la fractura que se propagan en la misma dirección que la fractura. Son paralelas entre sí.

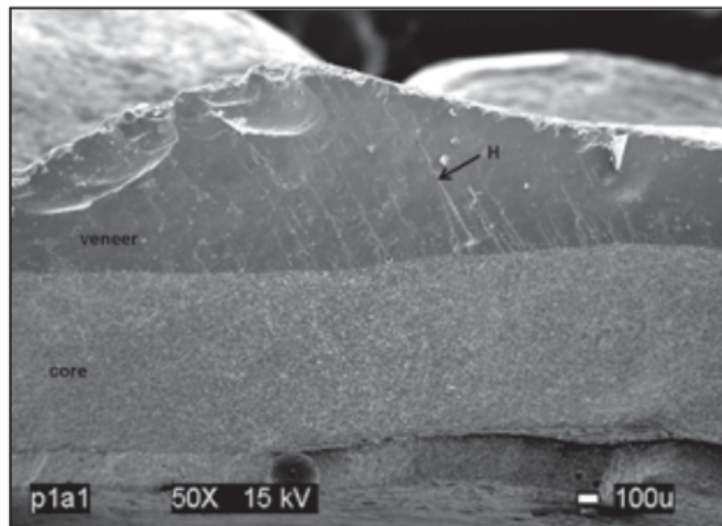


Figura 6. Imagen en la que se puede observar (H) las “*hackle lines*” y como discurren paralelas entre sí y paralelas a la dirección de propagación de la fractura. Imagen obtenida de S. Scherrer et al. [91].

- c) *Wake hackle*: se forma cuando la grieta de fractura encuentra una pequeña burbuja u otra discontinuidad (normalmente son poros del material

restaurador). La grieta avanza a lo largo de los lados de la burbuja y una vez sobrepasada continúa en un plano ligeramente diferente. Este cambio de plano provocado por este poro o burbuja provoca una irregularidad en la superficie que deja un rastro en forma de línea. Esta línea es como una veleta que queda paralela a la dirección de propagación de la fractura y sirve para indicar la dirección de fractura.

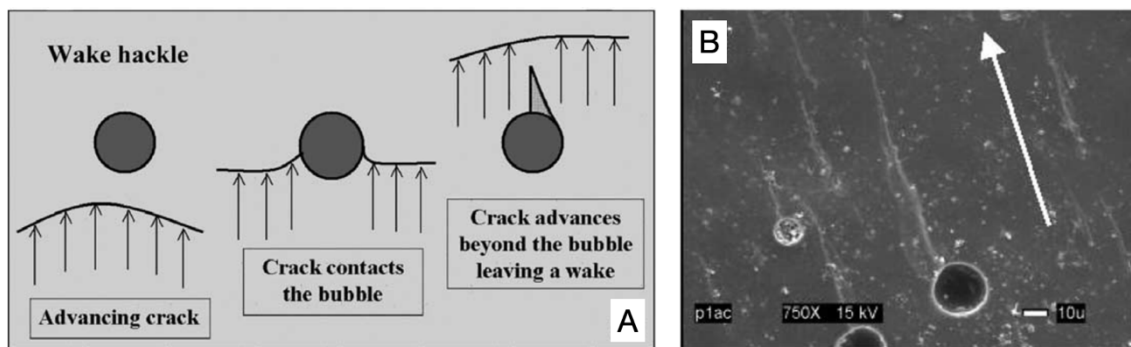


Figura 7. Imagen obtenida de Janet B. Quin et al. [90]. (A) Diagrama representativo de un “Wake hackle”. (B) Imagen de un microscopio SEM de la fractura de una cerámica en la que se puede observar el “wake hackle” y la dirección de la fractura representada por la flecha.

2.6.1 Tipos de grieta de fractura

Una vez que se conoce gracias a estos marcadores donde ha producido el origen de la fractura en la restauración, podemos determinar el tipo de fractura. Los diferentes tipos de grieta de fractura de una restauración cementada sobre un sustrato de tejido dental cuando se aplica una carga axial se explican en el siguiente esquema bilaminar [22,53,92]:

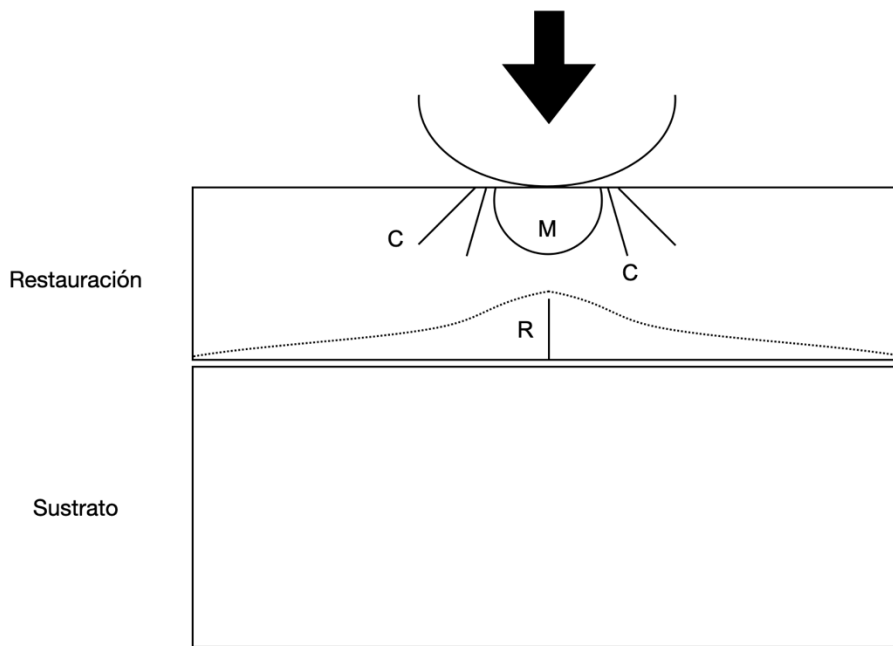


Figura 8. Esquema representativo de los diferentes tipos de grietas de fractura.

Los diferentes tipos de grietas que dan lugar a la fractura se muestran en el esquema y son tres:

- a) *Grieta cónica (C)*: Se origina en la superficie externa de la restauración en la zona de contacto con el indentador. Se da cuando el material no puede absorber más carga sin deformarse superando su límite elástico.
- b) *Grieta media (M)*: Se origina bajo el área de deformación plástica en una zona media entre la superficie externa y la interfaz adhesiva. Se da cuando el material no puede absorber más carga sin deformarse superando su límite elástico.
- c) *Grieta radial (R)*: Se origina en la superficie interna de la restauración en la interfaz adhesiva con el sustrato y se propaga lateralmente hacia la periferia de la restauración por la misma interfaz restauración-sustrato. El origen de esta grieta se produce por la fuerza de tracción que sufre la restauración al flexar.

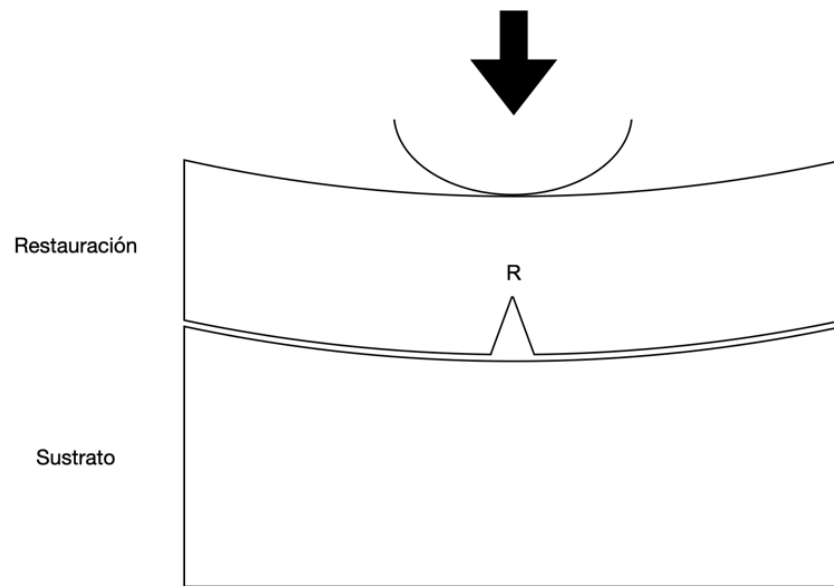


Figura 9. Esquema representativo de una fractura por grieta radial.

3. HIPÓTESIS DE TRABAJO

3.1 Respecto a la resistencia a la fractura bajo fuerzas de compresión máxima (contacto Hertziano) del material restaurador.

Hipótesis nula: no existen diferencias significativas en la resistencia a la fractura del material restaurador bajo fuerzas de compresión máxima entre los diferentes grosores evaluados de 0.5, 1, 1.5 y 2 mm.

Hipótesis alternativa: existen diferencias significativas en la resistencia a la fractura del material restaurador bajo fuerzas de compresión máxima entre los diferentes grosores evaluados de 0.5, 1, 1.5 y 2 mm.

3.2 Respecto a la resistencia a la fractura bajo fuerzas de compresión máxima (contacto Hertziano) de los tejidos dentales.

Hipótesis nula: no existen diferencias significativas en la resistencia a la fractura entre los dos tipos de tejidos dentales evaluados (esmalte y dentina) bajo fuerzas de compresión máxima.

Hipótesis alternativa: existen diferencias significativas en la resistencia a la fractura entre los dos tipos de tejidos dentales evaluados (esmalte y dentina) bajo fuerzas de compresión máxima.

3.3 Respecto al patrón de fractura bajo fuerzas de compresión máxima (contacto Hertziano) del material restaurador.

Hipótesis nula: no existen diferencias significativas en el patrón de fractura del material restaurador bajo fuerzas de compresión máxima entre los diferentes grosores evaluados de 0.5, 1, 1.5 y 2 mm.

Hipótesis alternativa: existen diferencias significativas en el patrón de fractura del material restaurador bajo fuerzas de compresión máxima entre los diferentes grosores evaluados de 0.5, 1, 1.5 y 2 mm.

3.4 Respecto al patrón de fractura bajo fuerzas de compresión máxima (contacto Hertziano) de los tejidos dentales.

Hipótesis nula: no existen diferencias significativas en el patrón de fractura entre los dos tipos de tejidos dentales evaluados (esmalte y dentina) bajo fuerzas de compresión máxima.

Hipótesis alternativa: existen diferencias significativas en el patrón de fractura entre los dos tipos de tejidos dentales evaluados (esmalte y dentina) bajo fuerzas de compresión máxima.

4. OBJETIVOS

4.1 Objetivo general

El objetivo de este estudio es investigar la resistencia y el patrón/comportamiento a la fractura de un nuevo material resinoso CAD-CAM evaluado bajo diferentes grosores y adherido a dos sustratos (esmalte y dentina).

4.2 Objetivos específicos

- Determinar la resistencia a la fractura de la restauración en sus diferentes grosores (0.5, 1, 1.5 y 2 mm) y adherida sobre un mismo sustrato.
- Determinar la resistencia a la fractura de la restauración bajo el mismo grosor y adherida a diferentes sustratos (esmalte o dentina).
- Evaluar el patrón de fractura de la restauración en sus diferentes grosores (0.5, 1, 1.5 y 2 mm) y adherida sobre un mismo sustrato.
- Evaluar el patrón de fractura de la restauración bajo el mismo grosor y adherida a diferentes sustratos (esmalte o dentina).

5. METODOLOGÍA

5.1 Diseño del estudio

Se confeccionaron especímenes cilíndricos con un diámetro de 9 mm. La lámina superior simulaba la restauración mientras que la lámina inferior simulaba los tejidos dentales (esmalte-dentina y dentina).

Los cilindros de tejido tanto de esmalte-dentina (E) como el de dentina (D) fueron aleatoriamente divididos en cuatro subgrupos (n=10), y asociados a discos de resina CAD-CAM de grosores de 0.5, 1, 1.5 y 2 mm.

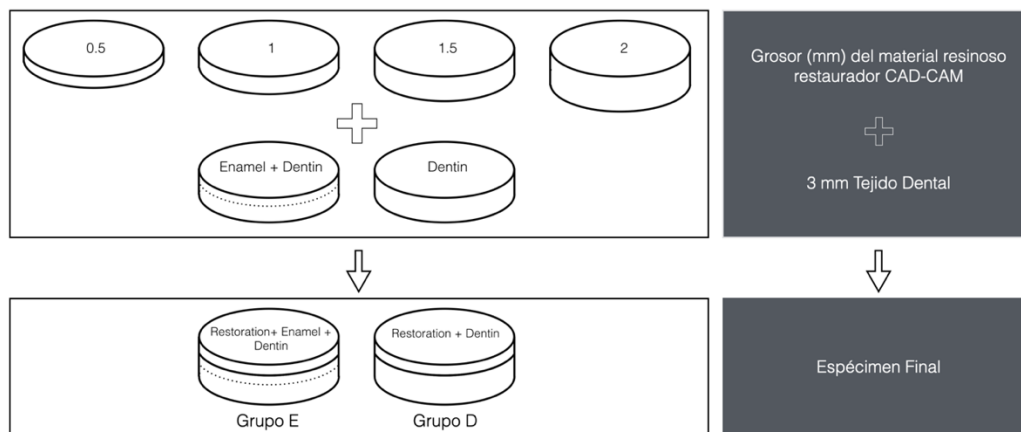


Figura 10. Esquema de la confección y distribución por grupos de los especímenes.

Grupos	Lámina de tejido dental	Material restaurador	Grosor de la restauración (mm)	Tamaño de muestra
0.5E	(E) Esmalte + Dentina	Brilliant Crios	0.5	n=10
1E			1	n=10
1.5E			1.5	n=10
2E			2	n=10
0.5D	(D) Dentina	Brilliant Crios	0.5	n=10
1D			1	n=10
1.5D			1.5	n=10
2D			2	n=10

Tabla 1. Diseño del estudio.

El tamaño muestral para comparar la resistencia a la fractura de estos ocho grupos se determinó a partir de una prueba piloto. Se estableció un error alfa del 5%, un error beta del 20%, asumiendo una desviación estándar de 225 N con una diferencia mínima a detectar entre grupos de 400 N. El tamaño muestral obtenido ajustado a pérdidas del 0% fue de 10 especímenes por grupo.

5.2 Fabricación de los discos de resina CAD-CAM

Para confeccionar la lámina superior que representa la restauración se utilizó bloques CAD-CAM de resina (Brilliant Crios, Coltène/Whaledent AG, Alstätten, Suiza) con las dimensiones de 14x14x18 mm. Posteriormente fueron cortados perpendicularmente a su eje longitudinal mediante el uso de un disco de corte a baja velocidad (IsoMet 11-1180 Low Speed Saw, Buehler Ltd, Illinois, IL, EEUU) para producir 80 pequeñas láminas de los siguientes grosores: 0.5 ± 0.05 mm (n=20), 1 ± 0.05 mm (n=20), 1.5 ± 0.05 mm (n=20) y 2 ± 0.05 mm (n=20). Finalmente, estas láminas cuadradas fueron transformadas en discos de 9 mm de diámetro mediante el uso de una trefina de corte.

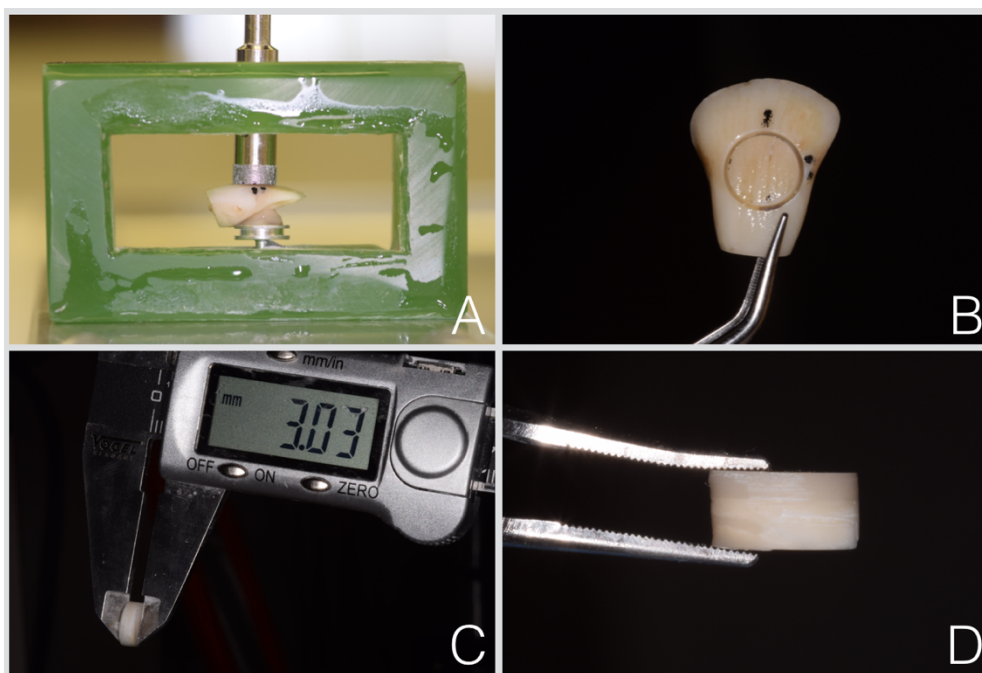


Figura 11. Preparación del espécimen: A y B) Perforación del cilindro de tejido dental mediante una trefina refrigerada con agua en un incisivo central inferior bovino. C) Grosor calibrado ($3\pm 0.1\text{mm}$) del espécimen después del pulido para obtener dos superficies completamente planas. D) Especimen final con la restauración de resina cementada sobre el cilindro de tejidos dentales.

5.3 Fabricación de los cilindros de tejido dental

Para realizar la lámina interna, se utilizaron 80 incisivos centrales inferiores de origen bovino ($n=80$) almacenados en una solución de timol al 0.1% a $37\text{ }^{\circ}\text{C}$, todos ellos libres de la presencia de lesiones cariosas así como de líneas de fractura visibles, se seccionaron en sentido vestíbulo-lingual en el centro de la corona mediante el uso de una trefina refrigerada con agua. Se obtuvieron 80 cilindros de tejido dental (con un diámetro de 9 mm) que contenían: esmalte y dentina vestibular, la cámara pulpar y esmalte y dentina palatinos (Fig. 2). Únicamente se conservó el esmalte y dentina vestibular. Estos cilindros fueron distribuidos aleatoriamente en dos grupos: esmalte-dentina (E) y dentina (D). En el grupo E ($n=40$), los especímenes fueron pulidos bajo refrigeración con agua mediante el uso de papel de carburo de silicio de grano 500 hasta alcanzar cilindros de 3 mm de grosor ($\pm 0.1\text{ mm}$) que contuvieran esmalte y dentina con una superficie externa de esmalte totalmente plana. El grosor de esmalte remanente en el cilindro se estableció en $0.5\pm 0.05\text{ mm}$. En el grupo D ($n=40$), el esmalte fue eliminado con fresas diamantadas y la superficie de dentina fue pulida y aplanada también mediante el uso de papel de carburo de silicio de grano 500 hasta alcanzar cilindros de 3 mm de grosor ($\pm 0.1\text{ mm}$). En los especímenes en los que el grosor de dentina era menor a 3 mm debido a la aparición de la cámara pulpar, se adhirió en la parte inferior del cilindro un composite resinoso (Clearfil Majesty Posterior, Kuraray, Japón) con un módulo de elasticidad similar al de la dentina (Tabla 1) para compensar la falta de tejido dentinario. La superficie adhesiva del cilindro con la restauración CAD-CAM era completamente de dentina.

5.4 Cementado adhesivo

Los discos de resina fueron arenados (Kavo EWL, Type 5423, Biberach, Alemania) en su superficie interna con óxido de aluminio de 27 μm de tamaño a 1.5 bares de presión durante 5 s a 5 mm de distancia seguido por un baño ultrasónico en agua destilada (Biosonic UC100, Coltène/Whaledent AG, Alstätten, Suiza) tal y como recomienda el fabricante [93,94]. Posteriormente se secaron con aire comprimido (libre de aceites) y se aplicó en la superficie interna un adhesivo universal (One Coat 7 Universal, Coltène/Whaledent AG, Alstätten, Suiza) siguiendo las recomendaciones del fabricante. Los discos fueron colocados en una caja (Vivapad, Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) que impide que el adhesivo se polimerice con la luz ambiente.

Los cilindros de tejido dental del grupo E fueron grabados (grabado selectivo) en la superficie de esmalte mediante ácido ortofosfórico 35% (Etchant Gel S, Coltène/Whaledent AG, Alstätten, Suiza) durante 30 s [95] y posteriormente se lavaron con agua y se secaron sin desecar. Justo después, el mismo adhesivo universal utilizado para los discos CAD-CAM de resina (One Coat 7 Universal) fue aplicado sobre el esmalte previamente grabado (especímenes grupo E) y sobre la dentina (especímenes grupo D) siguiendo las recomendaciones del fabricante. Una vez realizado el procedimiento adhesivo, estos cilindros de tejido dental (grupo E y D) fueron también colocados dentro de una caja inhibidora de la polimerización de la luz ambiente.

Nombre del fabricante	Composición química	Módulo de Young (GPa)	Coefficiente de Poisson
Brilliant Crios (Coltène/Whaledent AG)	Cross-linked resin matrix of methacrylates reinforced by 71 wt% of barium glass (<1 μm) and amorphous silica particles (<20nm)	10.3 ^a	0.24 ^c
One Coat 7 Universal Adhesive (Coltène/Whaledent AG)	10-MDP, methacrylated, polyacrylic acid, other methacrylates, photoinitiators, ethanol, water	n. d	n. d
DuoCem (Coltène/Whaledent AG)	Bis-EMA, Bis-GMA, TEGDMA, reinforced by 71%wt of barium glass silanized, amorphous silicic acid hydrophobed,	6.7 ^a	0.3 ^b

	inorganic filler		
Clearfil Majesty Posterior (Kuraray)	Light-cure, nano-superfilled, radiopaque restorative posterior composite resin composed of nano and micro inorganic filler, silanated glass ceramic filler (average: 1.5 μ m), surface treated alumina micro filler (average: 20 nm) Bis-GMA, TEGDMA, di-camphorquinone, accelerators, pigments	22 ^a	0.22 ^d
Dentina		18.6 ^c	0.31 ^c
Esmalte		84.1 ^c	0.3 ^c

MDP, metacrilóxidecilsulfato dihidrogenado; Bis-GMA, bisfenol glicidil metacrilato; TEGDMA, diametacrilato trietilenglicol; Bis-EMA, dimetacrilato bisfenol A etoxilado; n.d, no disponible.

a. Proporcionado por los fabricantes.

b. Li LL, Wang ZY, Bai ZC, Mao Y, Gao B, Xin HT, Zhou B, Zhang Y, Liu B. Three-dimensional finite element analysis of weakened roots restored with different cements in combination with titanium alloy posts. *Chin Med J (Engl)*. 2006 Feb 20;119(4):305-11.

c. Daher R, Feilzer AJ, Krejci I. Novel non-invasive reinforcement of MOD cavities on endodontically treated teeth. *J Dent*. 2016 Nov;54:77-85.

d. Papadogiannis D, Tolidis K, Lakes R, Papadogiannis Y. Viscoelastic properties of low-shrinking composite resins compared to packable composite resins. *Dent Mater J*. 2011;30(3):350-7. Epub 2011 May 20.

Tabla 2. Materiales utilizados en el estudio

Para la cementación de los discos CAD-CAM de resina sobre los cilindros de tejido dental se utilizó un cemento resinoso (DuoCem, Coltène/Whaledent AG, Alstätten, Suiza) y los primeros se colocaron aplicando una presión uniforme. Durante el proceso de cementado, a fin de poder estandarizar el grosor de cemento resinoso, se hicieron dos alas de composite resinoso en los dos lados opuestos, tanto en los cilindros de tejido dental como en los discos de resina. Su función era trabajar como plataformas de soporte, permitiendo colocar entre ellas una tira metálica de 100 μ m de grosor por lado durante el proceso de cementado, asegurando un grosor uniforme de cemento de aproximadamente 100 μ m. Antes de polimerizar, para estandarizar la presión ejercida sobre los discos de resina, se colocó un peso metálico de 5 Kg durante 30 s. Finalmente, los excesos de cemento fueron removidos y se polimerizó con una lámpara LED de 1200 mW/cm² (Elipar S10, 3M ESPE, St Paul, MN, EEUU), 60 s por superficie. Por último, se

utilizó una trefina refrigerada con agua para eliminar las alas de composite resinoso y volviendo los especímenes a adquirir una forma cilíndrica.

5.5 Resistencia a la fractura

Los especímenes fueron sometidos a un test de contacto Hertziano hasta fracturarlos (Dyna-Mess, Stolberg, Alemania). Para ejercer la fuerza de compresión axial justo en el medio de la superficie oclusal de los especímenes se utilizó un indentador de acero inoxidable esférico (diámetro 5 mm). Se estableció una velocidad de 1.0 mm/min y se ejerció una fuerza compresiva hasta que el espécimen fracturara. Para reducir las tensiones en la zona de contacto entre la superficie del espécimen y el indentador, se colocó una fina tira de papel de 40 μm de grosor (Bausch Articulating Paper, Nashua, EEUU). Se registraron en Newtons (N) los valores obtenidos de carga máxima hasta fractura y se calcularon las medias y las desviaciones estándar para cada subgrupo.

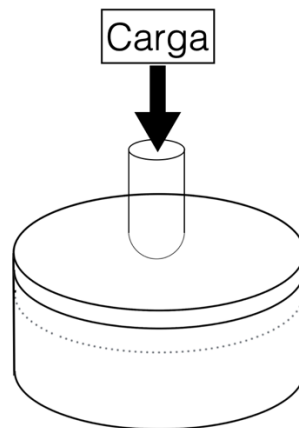


Figura 12. Esquema del test de resistencia a la fractura (fuerza compresión axial).

5.6 Fractografía

Después de fracturarlos, todos los especímenes fueron examinados visualmente mediante un estereomicroscopio (SZX9, Olympus Optical Co., Tokyo, Japón). Bajo el criterio común de dos examinadores, las fracturas se clasificaron en diferentes tipos:

- Modo 1: cuando la línea de fractura rompía la restauración sin dañar los tejidos dentales subyacentes provocando un descementado total o parcial de la restauración.
- Modo 2: cuando la línea de fractura afectaba tanto a la restauración como a los tejidos dentales subyacentes.

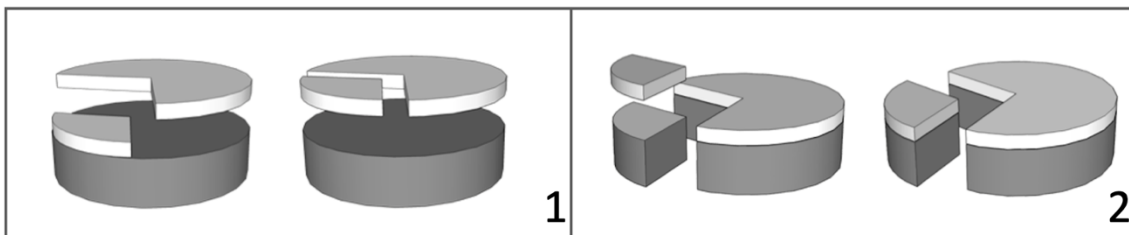


Figura 13. Esquema de los tipos de fractura.

Se hizo una selección para determinar que fragmentos eran los apropiados para el análisis fractográfico. Se utilizaron diferentes magnificaciones (variando de 6.3x hasta 50x) dependiendo del tamaño de las características de fractura a analizar. La iluminación angulada también se utilizó para poder visualizar mejor la superficie de fractura. Todas las líneas de fractura analizadas se documentaron y fotografiaron.

También se utilizó un microscopio electrónico de barrido (SEM) (Digital SEM XL20, Philips, Ámsterdam, Países Bajos) para poder analizar más detalladamente todas las superficies de fractura. A fin de eliminar todas las impurezas, los fragmentos fueron

limpiados en un baño de ultrasonidos con hipoclorito de sodio al 10% durante 3 min, luego fueron lavados con agua y secados para finalmente ser montados en el soporte del microscopio. Antes de ser analizados con el SEM, los especímenes fueron bañados en oro. Se utilizaron magnificaciones de hasta 2000x para poder obtener e identificar todas las características de las líneas de fractura con la mayor resolución posible. Se determinó y localizó sistemáticamente en todos los especímenes analizados la dirección de la línea de fractura y su origen.

5.7 Análisis de elementos finitos (FEA)

Se crearon cuatro modelos tridimensionales (3D) mediante el programa informático FEMAP (FEMAP 11.1, Siemens PLM software, Plano, Tejas, EEUU) basados en las especificaciones de los especímenes testados en la fase experimental del estudio. Dos modelos representaban especímenes con grosores del material de la restauración de 0.5 y 2 mm cementados sobre esmalte (grupos 0.5E y 2E) mientras que otros dos modelos representaban los mismos grosores de material restaurador cementado sobre dentina (grupos 0.5D y 2D). El grosor de la capa de cemento se estableció en 0.1 mm de grosor y la de esmalte en 0.5 mm (sólo para los modelos de esmalte). El sustrato de tejido dental se modeló con 3 mm de grosor y 9 mm de diámetro recreando las mismas dimensiones que los especímenes de la fase experimental *in vitro*. Del mismo modo se modeló el indentador esférico de acero inoxidable con un diámetro de 5 mm.

Posteriormente se simuló una fuerza compresiva axial que correspondía a la media de la carga crítica registrada en la fase *in vitro* por cada uno de los grupos modelados (0.5 E, 2E, 0.5D y 2D)(Tabla 3). Se definieron las zonas de contacto entre el disco restaurador y el cilindro de tejido recreando un conector adhesivo en cada material. Si embargo, en la zona de contacto entre el indentador esférico y la superficie del material restaurador se estableció un coeficiente de fricción de 0.25. Se asumió que todos los materiales eran isotrópicos, homogéneos y elásticos lineales. Se obtuvo de la literatura científica (Tabla 1) el módulo elástico de Young y el coeficiente de Poisson de

cada material. Las mallas de los modelos fueron creadas con elementos tetraédricos y se requirieron tres procesos de refinamiento de las mallas para conseguir unos resultados estables. El tamaño de los elementos del modelo variaba entre 0.1 y 0.5 mm y la media del número de elementos por modelo fue de 220.000. En la base del cilindro de tejido dental se aplicaron restricciones en los ejes x-, y- y z- y se bloquearon todos los grados de libertad de esa superficie. Se realizó un análisis estático y los resultados se compararon mediante el programa informático Nastran (NX Nastran, Siemens PLM software, Plano, Tejas, EEUU). Los valores de la tensión normal máxima (Maximum principal stress – MPS) y su distribución fueron analizados desde diferentes secciones y perspectivas.

5.8 Análisis estadístico

Los datos numéricos se expresaron como media \pm desviación estándar (SD). El análisis se realizó mediante el uso de un programa informático (Minitab 67Versión 17, Minitab, EEUU). Se obtuvo una distribución normal de cada muestra de población (prueba de normalidad de Anderson-Darling) sin homogeneidad en las varianzas (prueba de Bartlett y Levene) y por tanto se rechazó el análisis de varianza unidireccional (ANOVA).

Se utilizaron estadísticas no paramétricas y, por tanto, se realizó la prueba de Kruskal-Wallis para comparaciones múltiples y la prueba de Mann-Whitney para comparaciones de dos muestras. La significación estadística se estableció en $p < 0,05$.

6. RESULTADOS

6.1 Resistencia a la fractura

Las medias de la carga crítica registrada en Newtons (N) de los diferentes grupos fueron las siguientes (Tabla 3): Grupo 0.5E: 2.175.5 (246.9) N; Grupo 0.5D: 1326.2 (191.7) N; Grupo 1E: 2561.5 (202.2) N; Grupo 1D: 2016.2 (205.9) N; Grupo 1.5E: 2.899.1 (474.8) N; Grupo 1.5D: 2412 (321.6) N; Grupo 2E: 3413.2 (537.9) N; Grupo 2D: 3325.4 (447.6) N.

	Grosor de la restauración (mm)			
	0.5	1	1.5	2
Grupos E	2175,5 (246,9) ^{d,e} CV: 11.35%	2561,5 (202,2) ^c CV: 7.89%	2899,1 (474,8) ^b CV: 16.38%	3413,2 (537,9) ^a CV: 15.76%
Grupos D	1326,2 (191,7) ^f CV: 14.46%	2016,2 (205,9) ^e CV: 10.21%	2412,0 (321,6) ^{c,d} CV:13.33%	3325,4 (447,6) ^{a,b} CV:13.46%

Tabla 3. Medias, desviación estándar (SD) y coeficiente de variación (CV) de la resistencia a la fractura (N) de los diferentes grupos. Los grupos que comparten la misma letra no presentan diferencias estadísticamente significativas.

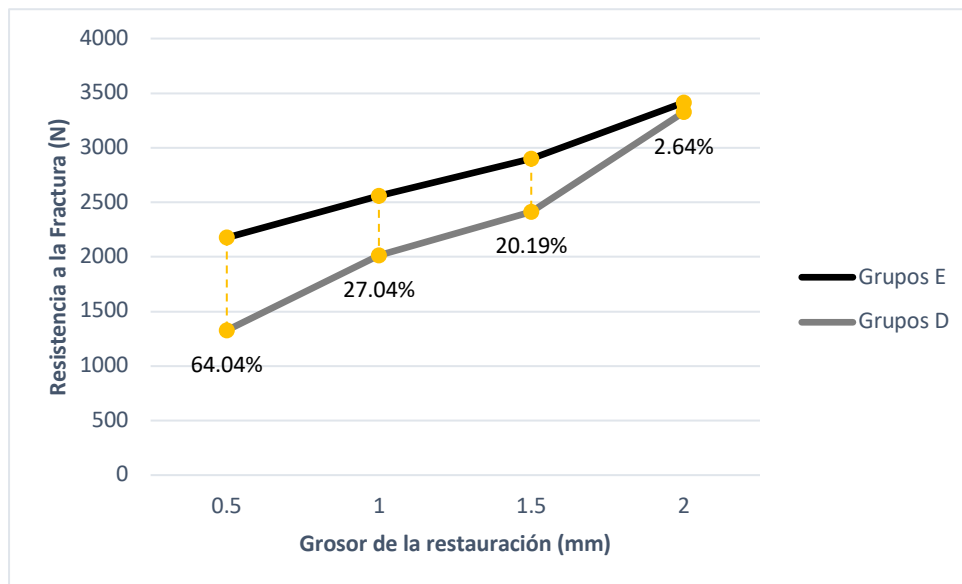


Figura 14. Medias de los valores de carga crítica y porcentaje de diferencia en la resistencia a la fractura de los grupos E respecto a los grupos D para un mismo grosor de la restauración.

Analizando el sustrato, tanto el esmalte como la dentina mostraron un aumento en la resistencia a la fractura a medida que aumentaba el grosor de la restauración. Por el contrario, analizando restauraciones con el mismo grosor adheridas sobre los dos sustratos, se observó mayor resistencia a la fractura en aquellas cementadas sobre esmalte que respecto a dentina a excepción de las restauraciones de 2 mm de grosor que mostraron la misma resistencia a la fractura en los dos sustratos. Esta diferencia entre los grupos de esmalte y dentina era mayor cuando la restauración era delgada y disminuía a medida que la restauración se engrosaba (Fig 5).

6.2 Fractografía

La mayoría de los especímenes del Grupo E mostraron múltiples grietas, las cuales rompían la restauración y los tejidos dentales subyacentes en múltiples trozos (fractura Modo 2, 87.5%). En la gran mayoría de casos, después de la fractura, la restauración permanecía cementada al esmalte, es decir, se fracturaba el espécimen en múltiples trozos como una porción de tarta, pero estos trozos estaban compuestos de restauración y tejido dental pegados entre sí. Por el contrario, en el Grupo D la proporción entre la fractura Modo 1 y el Modo 2 era similar, un 40 y un 60% respectivamente. En casi todos los casos se producía una descementación de la restauración respecto a la dentina (Tabla 4). Las fracturas Modo 1 eran más frecuentes en las restauraciones más finas (0.5 mm).

	Grupos E				Grupos D			
	0.5	1	1.5	2	0.5	1	1.5	2
Fractura Modo 1	3	1	1	0	7	3	4	3
Fractura Modo 2	7	9	9	10	3	7	6	7

Tabla 4. Modos de fractura macroscópica de la restauración.

El análisis fractográfico reveló que coexistían ambos tipos de grietas, tanto las grietas medias o cónicas, las cuales se originaban cerca del área de contacto indentador-

restauración, así como las grietas radiales, las cuales se originaban en la superficie interna de la restauración. Las primeras (grietas cónicas y medias) predominaban en las restauraciones cementadas sobre esmalte (Grupos E) (Fig. 6) y las segundas (grietas radiales) eran más frecuentes en aquellas restauraciones cementadas sobre dentina (Grupos D) (Figs. 7 and 8). También se estableció una correlación entre el grosor de la restauración y el tipo de fractura ya que se observó que en restauraciones finas predominaban las grietas radiales.

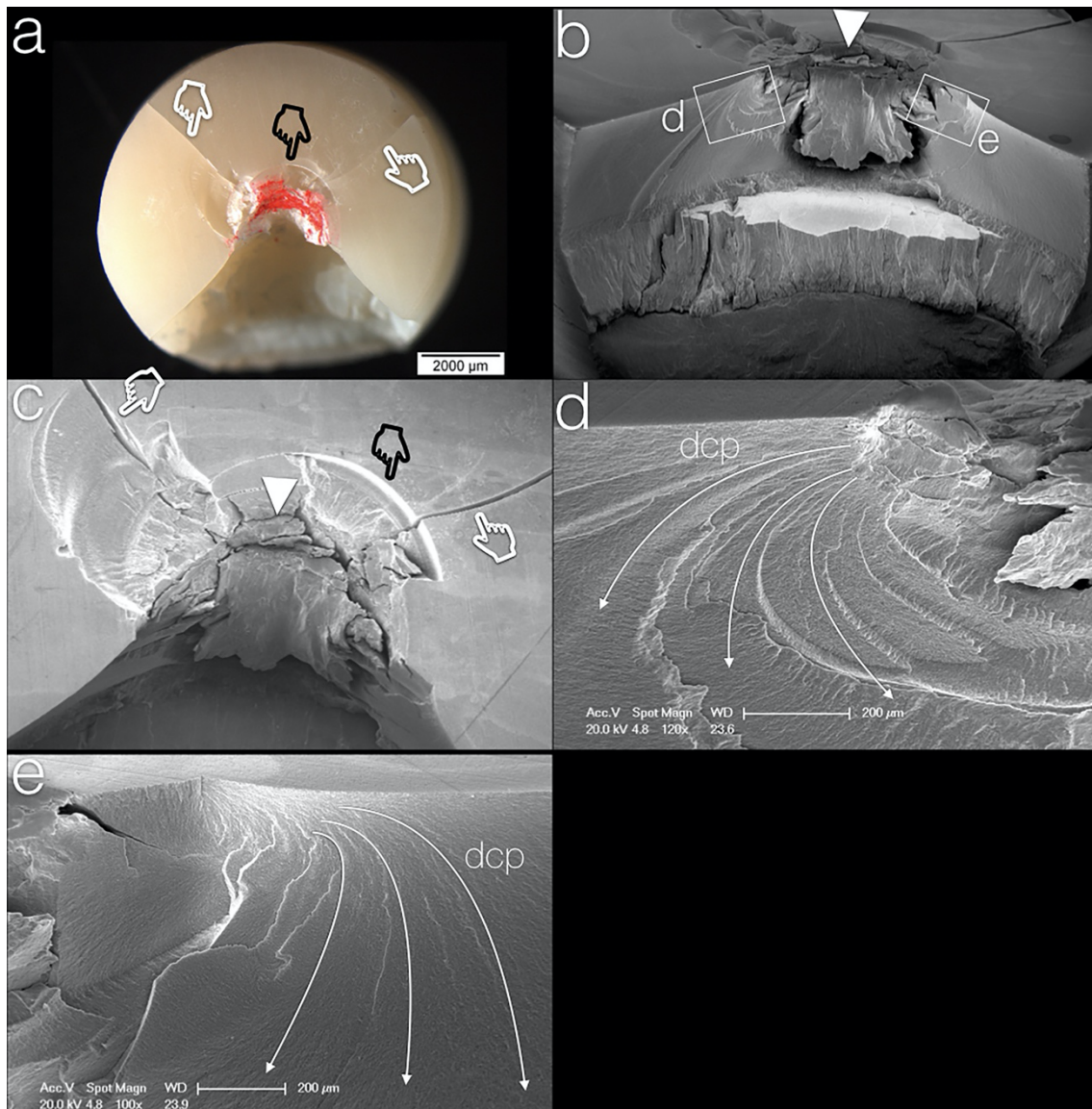


Figura 15. Especimen del Grupo 1.5 E. Se observa una Fractura modo 2 en la que la restauración permanece cementada sobre el esmalte. (a) Imagen tomada con el estereomicroscopio en la que se observa la parte superior del espécimen fracturado. La zona roja es el área de contacto con el indentador.

La mano blanca señala grietas medianas visibles mientras que la mano negra señala grietas cónicas. La línea de fractura atraviesa todo el espécimen (Modo 2) pero una gran parte de la restauración permanece en su sitio. (b) Imagen de la superficie fracturada tomada con el microscopio electrónico de barrido (SEM). La punta blanca señala la zona de contacto y el principal origen de la fractura. (c) Imagen de la zona de contacto vista desde arriba. La mano blanca y negra señalan grietas medias y cónicas respectivamente. (d) y (e) Las flechas blancas indican la dirección de propagación de las grietas. En ambos lados el origen de la fractura se inicia en la superficie externa de la restauración así como en la zona d contacto con el indentador y posteriormente se propaga hacia abajo y hacia los límites perimetrales de la restauración.

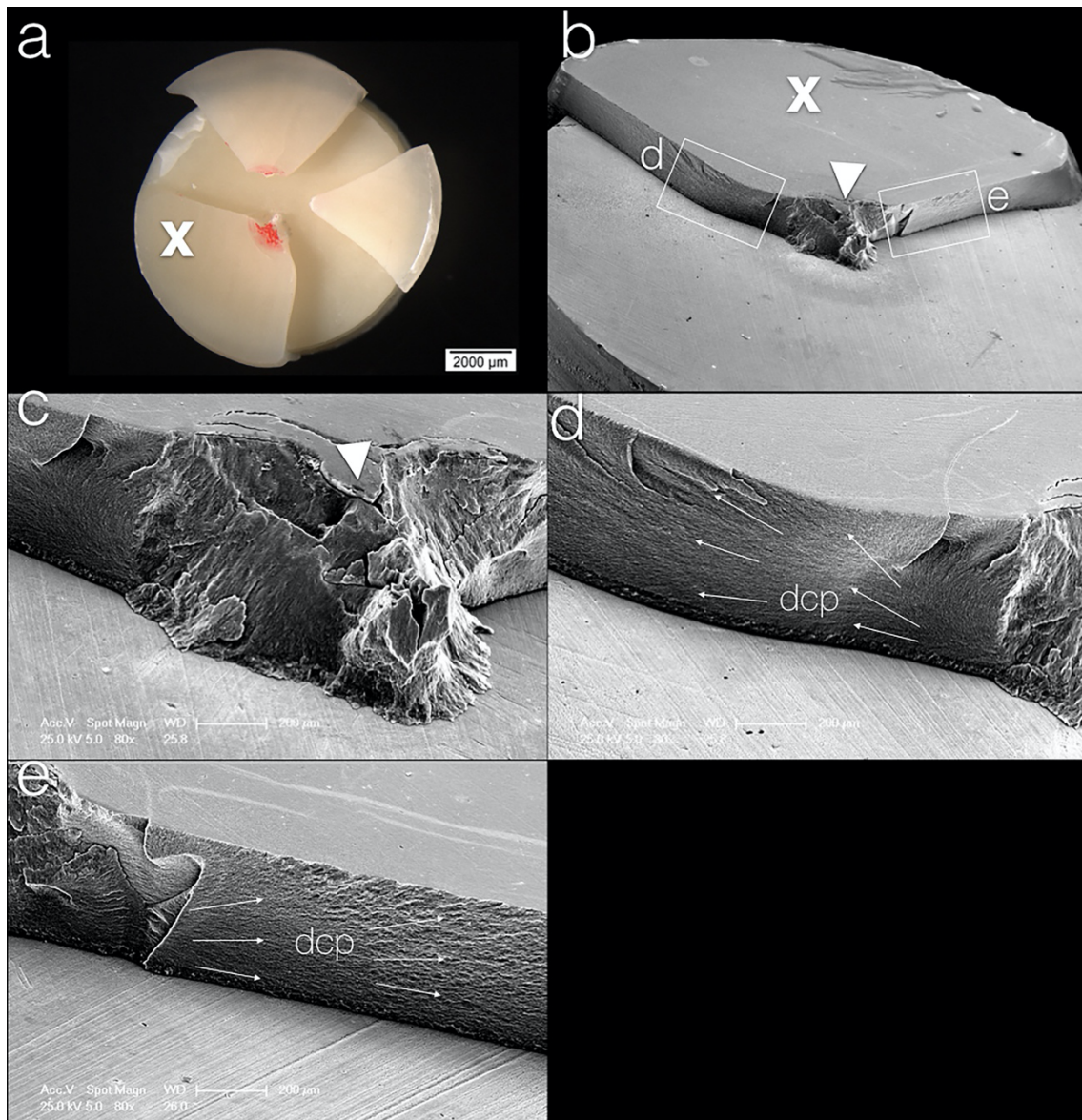


Figura 16. Especimen del Grupo 0.5D. Representa un ejemplo de fractura de una restauración fina cementada sobre dentina. Fractura modo 1. (a) Imagen tomada de la superficie fracturada desde un plano superior mediante el estereomicroscopio. La restauración se fracturó en múltiples fragmentos que a su

vez se descementaron de la interfaz adhesiva cemento/dentina, dejando prácticamente toda la superficie dentinaria intacta. La superficie roja indica la zona de contacto del indentador. La letra X indica el fragmento analizado. (b) Imagen de la fractura tomada con el SEM. La punta blanca indica la zona de contacto. Ambos lados de la fractura, tanto el derecho como el izquierdo, muestran grietas radiales de fractura. (c) Imagen de la zona de contacto tomada con SEM. (d) y (e) Las flechas blancas indican la dirección de propagación de las grietas (dpg). Las grietas radiales empiezan debajo la zona de contacto con el indentador pero en la parte inferior del área de deformación plástica (interfaz cemento/dentina), y se propagan hacia arriba (superficie externa de la restauración) y hacia los extremos perimetrales de la restauración.

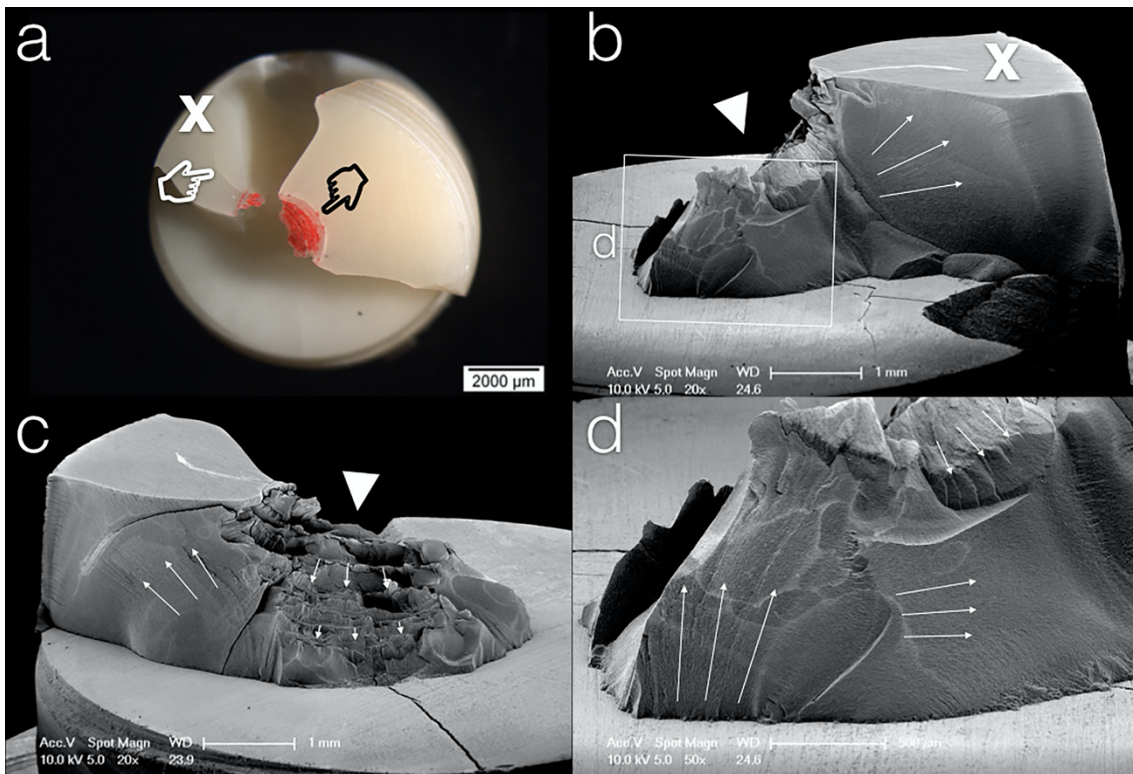


Figura 17. Espécimen del Grupo 2D. Representa un ejemplo de fractura de una restauración gruesa cementada sobre dentina. Fractura modo 2. (a) Imagen tomada desde un plano superior de la superficie fracturada mediante el estereomicroscopio. La fractura provocó la casi total descementación de la restauración. La letra X indica el fragmento analizado. Las manos blanca y negra indican grietas medias y cónicas respectivamente. (b) y (c) Imágenes tomadas con el SEM de los lados derecho e izquierdo de la superficie fracturada. Las flechas blancas indican la dirección de propagación de las grietas. Se observa claramente la coexistencia de grietas medias y cónicas (se propagan hacia abajo) y grietas radiales (se propagan hacia arriba). (d) Imagen con mayor magnificación del área subyacente a la zona de contacto.

6.3 Análisis de elementos finitos (FEA)

Los resultados del Análisis de Elementos Finitos para los especímenes del grupo 0.5D, 0.5E, 2D y 2E están representados en la Tabla 5 y la Figura 9. En los modelos de los especímenes con restauraciones delgadas cementados sobre dentina (0.5D) se observó que las tensiones principales máximas (MPs) se concentraban tanto en la superficie externa como interna de la restauración así como en la interfaz adhesiva.

Por el contrario, en los modelos con el mismo grosor de restauración cementada sobre esmalte (0.5E), las tensiones máximas se situaban en la superficie externa de la restauración y en el esmalte subyacente. En los modelos del grupo 2D el patrón de distribución de las tensiones principales máximas era similar al de los modelos del grupo 0.5D pero con valores más altos, especialmente en la superficie externa de la restauración y en la capa de cemento. En los modelos del grupo 2E, el patrón de tensiones máximas era similar al del grupo 0.5 E pero más aumentado en la zona del esmalte.

Especímenes modelados	Restauración sup. externa	Restauración sup. interna	Cemento	Esmalte sup. superior	Dentina sup. superior
0.5E	57	12	8	118	..
0.5D	40	33	27	..	27
2E	38	7	8	149	..
2D	106	56	90	..	69

Tabla 5. Tensiones principales máximas (MPa) registradas en las diferentes zonas del espécimen.

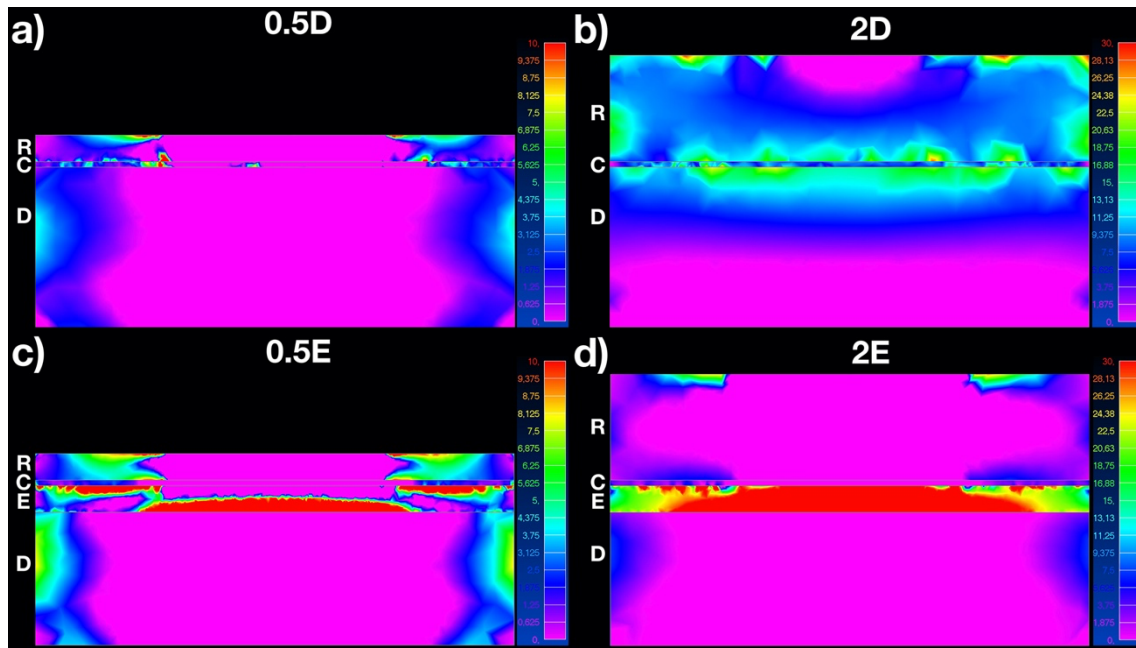


Figura 18. Cortes laterales que muestran la tensión principal máxima (MPa) de los modelos realizados en los grupos 0.5E, 0.5D, 2E y 2D. R: restauración; C: cemento; E: esmalte y D: dentina.

7. DISCUSIÓN

En este estudio se investigó la resistencia y el patrón de fractura de un nuevo material resinoso CAD-CAM evaluado en diferentes grosores y cementado sobre dos sustratos dentales distintos. Con todas las limitaciones de este estudio, los resultados mostraron una relación lineal entre el grosor de la restauración y su resistencia a la fractura bajo cargas compresivas axiales independientemente del sustrato, mientras que la influencia del sustrato sobre el que estaba cementada la restauración únicamente se limitaba a los casos de restauraciones finas sin afectar a las restauraciones de 2 mm de grosor. Por lo tanto, en términos de resistencia a la fractura respecto al material restaurador, la hipótesis nula 3.1 fue rechazada y respecto a los tejidos dentales, la hipótesis nula 3.2 fue parcialmente rechazada (excepto para las restauraciones de 2 mm de grosor). Del mismo modo, en términos de patrón de fractura respecto al material restaurador así como respecto a los tejidos dentales, las hipótesis nulas 3.3 y 3.4 fueron rechazadas.

7.1 Diseño y fabricación del espécimen

Los especímenes realizados eran estructuras bi/trilaminares las cuales estaban formadas por un disco de material restaurador (diferentes grosores) cementado sobre un cilindro de tejido dental, pudiendo ser dentina (Grupo D) o dentina y esmalte (Grupo E) (Fig. 1). El diámetro de los discos de material restaurador y de todo el espécimen se estableció en 9 mm, similar a las dimensiones de un molar [96].

Los discos de material restaurador se fresaron a partir de un bloque CAD-CAM de un material resinoso (Brilliant Crios, Coltène/Whaledent AG). El hecho de ser un material CAD-CAM garantiza que su polimerización se ha realizado bajo condiciones estables y controladas de presión y temperatura, de forma que el material resultante es altamente homogéneo y por lo tanto sus propiedades mecánicas son superiores a su equivalente en resina fotopolimerizada en clínica [97]. El grosor de la capa de cemento se estandarizó en 100µm. Estudios recientes han demostrado que el grosor de la capa de cemento influye de forma significativa en la resistencia a la fractura de coronas

cerámicas CAD-CAM. Una restauración con un grosor de $50\mu\text{m}$ de cemento tiene casi el doble de resistencia a la fractura que la misma restauración con un grosor de la capa de cemento de $500\mu\text{m}$ [98,99].

El uso de esmalte o dentina de origen bovino ha sido ampliamente utilizado y por tanto validado como sustituto a los tejidos dentales humanos en todo tipo de estudios in vitro gracias a sus propiedades adhesivas y mecánicas [100–102]. Para poder simular la superficie oclusal de un molar humano, los especímenes del grupo E (contienen esmalte) fueron realizados teniendo en cuenta que los prismas del esmalte debían estar orientados de forma paralela a la zona de contacto con el indentador, lo cual ha demostrado que aumenta de 4 a 5 veces la resistencia a la fractura respecto a aplicar una fuerza sobre prismas dispuestos perpendicularmente a la zona de contacto [103,104].

El hecho de utilizar un material restaurador y unos tejidos dentales con forma circular y completamente plana, nos permite una mayor estandarización de los especímenes en comparación con dientes extraídos de origen humano. El principal obstáculo que encontramos para estandarizar dientes de origen humano es la geometría y anatomía de los mismos, la cual hace imposible obtener dientes posteriores con las mismas dimensiones. Además, es importante obtener una superficie plana para así evitar tener restauraciones con una disposición cuspídea diferente lo cual puede influir en la resistencia a la fractura de la restauración [105,106]. Es por ello que se utilizaron incisivos de origen bovino, ya que nos permitían obtener superficies planas de tejido dental con unas dimensiones similares a la superficie oclusal de un molar humano.

El grosor del cilindro de tejido dental sobre el que se cementaron los discos de material restaurador se estandarizó en 3 mm para todos los especímenes para así evitar cualquier tipo de influencia en los valores de resistencia y patrón de fractura. Esta conjunción de especímenes completamente planos y un test de contacto Hertziano permitió obtener un alto grado de estandarización. Esta alta estandarización de la muestra experimental se demuestra por el bajo coeficiente de variación (CV) en los valores de resistencia a la fractura en todos los grupos (Tabla 3).

7.2 Test de fractura

Para llevar a cabo esta investigación se realizó un test de contacto Hertziano hasta provocar la fractura en los especímenes mediante un indentador esférico que hacía contacto sobre una superficie plana. Gracias a este tipo de test podemos realizar la parte experimental de una forma simple y estandarizada [9,29,71,107]. El uso de un indentador con un radio pequeño (5 mm), como el utilizado para este estudio, puede generar en la zona de contacto puntos o zonas con mayor carga, las cuales a su vez pueden dañar la superficie de la restauración y son difícilmente detectadas en clínica [108].

Todas las muestras cumplieron con los requisitos mínimos de resistencia a la fractura descritos - más de 1000 N [109] –para soportar las fuerzas de una mordedura accidental. Es muy inusual que clínicamente se detecten cargas críticas tan elevadas y daños por contacto en la superficie la restauración como los obtenidos con la prueba de contacto Hertziano utilizada en este estudio.

Los valores de resistencia a la fractura obtenidos en este estudio no son fácilmente comparables a los descritos en la literatura para materiales de resina/híbridos CAD-CAM debido a la gran variabilidad en la metodología que presentan y al hecho de no poder comparar el mismo material restaurador resinoso. En un estudio realizado por Chen et al. con una metodología similar que utiliza como sustrato una resina epoxy que simula la dentina y para un grosor restaurador de 0.5 mm y de 2 mm se obtuvieron unos valores para LAVA Ultimate de 2221N y 1994N en contraposición a los obtenidos en el presente estudio con dentina como sustrato (1326.2N y 3325.4N). Una posible explicación para esta gran variabilidad es que el grosor total del espécimen en el estudio de Chen et al. se mantuvo constante a pesar de aumentar el grosor restaurador ya que se disminuía el grosor del sustrato mientras que en el presente estudio aumentaba a medida que se aumentaba la restauración.

En un estudio de Andrade et al. [31] sobre premolares con un sustrato adhesivo íntegramente en dentina para un grosor de 0.6 mm se obtuvieron valores de 2973N para

Vita Enamic y de 3384N para Lava Ultimate mientras que para un grosor de 1.5 mm se obtuvieron valores de 3540N y 3584N respectivamente en comparación con los 2412N obtenidos en este estudio sobre el mismo sustrato. Una posible causa de la disparidad de los resultados es el tipo de sustrato utilizado ya que el grosor total del espécimen más grueso en el presente estudio era como máximo de 5 mm para las restauraciones de 2 mm mientras que en el estudio de Andrade et al. se utilizaron dientes naturales completos con una resina epoxy que simulaba el periodonto obteniendo un espécimen final mucho más grueso.

A pesar de que los altos valores de resistencia a la fractura obtenidos con esta configuración *in vitro* (carga crítica cuasiestática / uniaxial sobre un contacto oclusal central), éstos no deben usarse para predecir los límites mecánicos clínicos de una restauración ya que está demostrado que en el entorno clínico las restauraciones fallan con mayor frecuencia en condiciones de fatiga bajo cargas fisiológicas cíclicas/multiaxiales con múltiples áreas de contacto [110,111]. Además, los cambios de temperatura en la cavidad oral pueden provocar cambios en el coeficiente de expansión térmica de un material restaurador afectando a sus propiedades mecánicas [8].

Los estudios publicados sobre la influencia de los test de envejecimiento termo-mecánico sobre la resistencia a la fractura de *overlays* en sectores posteriores ofrecen resultados contradictorios. Al-Akhali et al. [34] sorprendentemente concluyó que todas las muestras analizadas sobrevivieron el envejecimiento termo-mecánico y que éste aumentó significativamente la resistencia a la fractura respecto a aquellas que no fueron envejecidas. Estas observaciones se daban tanto en materiales restauradores de resina (Enamic, Vita y Telio CAD, Ivoclar)) como en materiales cerámicos (Emax, Ivoclar) . Sin embargo, el mismo autor en una investigación posterior observó lo contrario, reportando que este tipo de test disminuía significativamente la resistencia a la fractura de los materiales resinosos con la excepción del disilicato de litio y que únicamente sobrevivieron al envejecimiento termo-mecánico la mitad de las muestras [112]. En ambos estudios la superficie adhesiva del diente estaba confinada íntegramente en esmalte. Según el autor, una posible explicación a esta disparidad de resultados puede deberse al uso de un sistema adhesivo diferente ya que en el primer estudio se utilizó

un sistema adhesivo de grabado y lavado mientras que en el segundo se empleó un sistema autograbante sin realizar ningún tipo de grabado selectivo del esmalte.

7.3 Resistencia a la fractura según el grosor de la restauración

Los resultados del test de resistencia a la fractura muestran que aquellos especímenes con mayor grosor de la restauración, independientemente de si están cementados sobre esmalte o dentina, obtienen mayores valores de resistencia (Tabla 3 y Fig. 3). Los especímenes con un grosor de la restauración de 0.5 mm cementados sobre esmalte obtuvieron un 36.26% menos de resistencia a la fractura que aquellos con 2 mm de grosor restaurador (0.5E vs 2E), mientras que en los especímenes con la restauración cementada únicamente sobre dentina la diferencia aumentaba hasta el 60.11% (0.5D vs 2D). Esta diferencia disminuía progresivamente cuando se evaluaban restauraciones de 1 y 1.5 mm de grosor. Esto nos indica que existe una clara relación lineal entre la resistencia a la fractura y el grosor de la restauración para ambos sustratos, si bien es cierto que es más evidente en restauraciones cementadas sobre dentina que sobre esmalte.

Estos resultados se contradicen con estudios previos realizados con una metodología de fractura similar por Chen et al.[9] en el cual los autores no encontraron diferencias en la resistencia a la fractura entre restauraciones realizadas con un material CAD-CAM de resina nano cerámica (LAVA Ultimate, 3M) de 0.5 mm y 2 mm, cementadas sobre un cilindro de resina que simulaba la dentina humana. Sin embargo, en ese estudio las dimensiones del cilindro de tejido dental (resina que simulaba la dentina) variaban en función del grosor de la restauración para así mantener las dimensiones totales del espécimen iguales entre todos los grupos, lo que podría haber producido esta correlación no lineal entre el grosor de la restauración y la carga crítica necesaria para fracturarla.

También se observan resultados dispares en estudios que evalúan *overlays* adhesivos en el sector posterior en los que el grosor del espécimen final no es constante

y varía en función del grosor de la restauración [10,32,35,113]. En estos estudios sí se observa una relación lineal entre el grosor restaurador y la resistencia a la fractura del espécimen. No obstante, ninguno de ellos observa esta relación lineal en todos los materiales/grosos evaluados, y en los casos en los que sí existe, ésta no es significativa, mostrando únicamente una tendencia.

Sin embargo, en un estudio de Andrade et al. [31] que evalúa la resistencia a la fractura en molares de restauraciones tipo *overlay* de diferentes materiales (Emax, Ivoclar Vivadent; LAVA Ultimate, 3M; Enamic, Vita) con dos tipos de grosos (0.6 y 1.5 mm) se observó una relación lineal significativa para el disilicato de litio entre los dos grosos analizados y los valores de resistencia a la fractura mientras que en el caso de los otros dos materiales esta relación existía pero no de forma significativa. De igual modo, un estudio de Sasse et al. [26] que analizaba un material cerámico (Emax, Ivoclar Vivadent) bajo tres tipos de grosos restauradores tipo *overlay* (0.3-0.7 mm; 0.5-0.8 mm; 0.7-1 mm) cementados sobre tres tipos de sustratos (esmalte; esmalte y dentina; esmalte, dentina y composite) también encontró una relación lineal entre los valores de resistencia de fractura de los especímenes con un mismo sustrato adhesivo y diferentes grosos restauradores siendo únicamente significativa para la comparación de restauraciones con grosos de 0.5-0.8 mm respecto a las de 0.7-1 mm cementados sobre el sustrato esmalte, dentina y composite.

De igual manera, en un estudio de M. Piemjai et al. [114] que estudiaba la resistencia a la fractura de laminados de porcelana bajo dos tipos de grosos (0.5 y 1 mm) cementados a dos tipos de sustratos (esmalte y dentina) adheridos con diferentes cementos resinosos, sí se observó una relación lineal significativa entre los dos grosos restauradores analizados y los valores de resistencia a la fractura obtenidos para todos los grupos.

7.4 Resistencia a la fractura según el sustrato adhesivo

Respecto a las diferencias en los valores de resistencia a la fractura entre diferentes sustratos con el mismo grosor restaurador, aquellos especímenes con restauraciones de 0.5, 1 y 1.5 mm cementadas sobre dentina (grupos 0.5D, 1D y 1.5D) presentaron una resistencia a la fractura significativamente menor, concretamente un 39.04%, 21,28% y 16.80% inferior que los grupos 0.5E, 1E y 1.5E, respectivamente (Fig. 3). No obstante, esta diferencia no era significativa entre los especímenes con restauraciones de 2 mm de grosor – la resistencia media del Grupo 2D era solo 2.57% inferior a la del 2E – lo cual sugiere que la influencia del sustrato es muy evidente en restauraciones delgadas y disminuye progresivamente a medida que la restauración va ganando grosor.

Jan-Ole Clausen et al. [74] en un estudio que analizaba la resistencia a la fractura de restauraciones tipo *overlay* de dos materiales cerámicos (Emax, Ivoclar Vivadent; IPS Empress, Ivoclar Vivadent) sobre dos tipos de sustratos adhesivos (esmalte o dentina) y con dos tipos de terminaciones de la preparación (chamfer o bisel) observó que el esmalte como sustrato permitía obtener unos valores mayores de resistencia a la fractura respecto a la dentina. Sin embargo, esta diferencia no era significativa y sólo se observaba como una tendencia. En otro estudio posterior del mismo grupo investigador con una metodología similar [26] se obtuvieron resultados diametralmente opuestos ya que el grupo con el sustrato de esmalte obtuvo los peores resultados en los valores de resistencia a la fractura. Los autores sugieren que estos resultados pueden venir motivados por un fallo en la metodología debido a la no utilización de un grabado selectivo previo en el esmalte antes de la aplicación de un adhesivo autograbante.

Asimismo, en un estudio antes citado de M. Piemjai et al. [114] se observó que el esmalte como sustrato adhesivo ofrece unos valores de resistencia a la fractura significativamente superiores respecto a la dentina.

7.5 Influencia del módulo de elasticidad del sustrato y la restauración

El módulo de elasticidad del sustrato adhesivo influye de forma considerable en el comportamiento mecánico de una restauración [115].

En la odontología actual podemos encontrar diferentes tipos de sustratos, ya bien sean con un módulo de elasticidad bajo como la dentina o las resinas (11-15 GPa) o con altos módulos de elasticidad como los muñones metálicos (200 GPa) [116].

Las fuerzas masticatorias inducen en las restauraciones movimientos de flexión, dando lugar a una concentración de tensiones localizadas principalmente en la interfaz adhesiva entre la restauración y el sustrato [117].

Estudios recientes concluyen que aquellos sustratos adhesivos con un mayor módulo de elasticidad como por ejemplo la aleación metálica Cr-Ni (el cual es 10 veces mayor al de la dentina), impiden o reducen el movimiento de flexión de la cerámica bajo cargas oclusales y en consecuencia mejoran las propiedades mecánicas de la restauración [115–119]. En el presente estudio, la causa que pueda explicar la disparidad de resultados obtenidos tanto en los valores de resistencia como en el patrón de fractura entre los dos sustratos (esmalte y dentina) es posiblemente la gran diferencia que presentan sus módulos de elasticidad (80 y 11-15 GPa respectivamente). El esmalte como sustrato adhesivo reduce la flexión de la restauración y por lo tanto, aumenta su resistencia mecánica en comparación con la dentina.

7.6 Fractografía

El análisis fractográfico fue llevado a cabo en todos los fragmentos para así poder investigar detenidamente y posteriormente comprender todos los sucesos que ocurrieron a lo largo del proceso de fractura. Para ello se combinó el uso de un estereomicroscopio y de un microscopio electrónico de barrido. Mientras que el estereomicroscopio permite tener una mejor visión 3D de la superficie fracturada, el

SEM nos permite obtener imágenes que nos den información detallada sobre las características propias de la fractura como *“hackle lines”, “arrest lines”* y *“wake hackle”*, los cuales son indicadores de la dirección de propagación de las grietas de fractura [89,120].

Las grietas medias o cónicas se encontraron de forma más frecuente cuando la restauración estaba cementada sobre esmalte, sin ser relevante el grosor de la restauración (Fig. 4). Las grietas cónicas se originan principalmente en la zona de contacto con el indentador y se propagan hacia abajo a través de la restauración y finalmente a través de los tejidos (Fractura modo 2), rompiendo el espécimen en dos mitades (o en porciones) con descementaciones esporádicas de la restauración. En la zona subyacente al área de contacto es donde se inician las grietas medias dando lugar a una zona de deformación plástica. Es en esta zona donde se da una concentración de tensiones de tracción que llevan a la aparición de una coalescencia de microgrietas que acaban formando la grieta principal de fractura [121]. En todos los especímenes del grupo E, se observaron sobre la superficie de la restauración grietas secundarias medias y cónicas. En algunos especímenes del Grupo 0.5E y de forma excepcional, la grieta de fractura se originaba en la superficie interna de la restauración en forma de grieta radial.

Por el contrario, en restauraciones delgadas cementadas sobre dentina (Grupo 0.5D) se observó que la fractura se originaba predominantemente por grietas radiales. En estos especímenes se encontraron muy pocas grietas secundarias medias y cónicas sobre la superficie de la restauración. De hecho, se observó que la restauración se curvaba al someterla a compresión y flexaba sobre el sustrato al cual estaba cementada (dentina), dando lugar a grietas radiales que se originaban en la interfaz cemento-dentina bajo la zona de deformación plástica y a su vez se propagaban tanto hacia arriba como horizontalmente hacia la periferia provocando finalmente la fractura de la restauración. Algunas de estas grietas radiales que se propagaban de forma perpendicular al eje axial por la interfaz adhesiva cemento-dentina y eran las responsables de un gran porcentaje de descementaciones de las restauraciones. Aquellas que se propagaban hacia arriba impedían que la línea de fractura se dirigiera al sustrato subyacente de dentina (fractura Modo 1, 70%) (Fig. 5). En restauraciones de

grosos delgados (Grupo 0.5E Vs 0.5D) la asociación entre esmalte - grietas medias/grietas cónicas, y dentina – grietas radiales, puede ser la explicación de la gran diferencia en los valores de resistencia a la fractura obtenidos entre estos dos grupos puesto que para que se dé la aparición de grietas radiales en materiales frágiles o de recubrimiento no se requiere aplicar elevadas cargas críticas [59].

A medida que se incrementaba gradualmente del grosor de la restauración se observó que disminuía la diferencia en los valores de resistencia a la fractura y en el patrón de fractura entre los grupos E y D (Fig. 3). De hecho, los especímenes del Grupo 2D se fracturaron en múltiples trozos y el tipo de fractura predominante era el modo 2. También se observó que en estos especímenes y a pesar de que las grietas radiales seguían predominando, era más frecuente encontrar grietas medias que se originaban en la zona de contacto (deformación plástica), siendo un patrón similar al descrito para los especímenes del grupo E y por ende dispar al descrito para el grupo 0.5D (Fig. 6). Esta similitud en el patrón de fractura entre grupos E y D en grosos restauradores de 2mm puede ser la razón de la obtención de valores de resistencia a la fractura tan parejos. Por otro lado, la proporción de descementaciones de los fragmentos fracturados en el Grupo 2D seguía siendo superior al del Grupo 2E.

7.7 Análisis de elementos finitos (FEA)

En el análisis de elementos finitos (FEA), en el modelo con una restauración ultrafina adherida a esmalte (0.5E) se observó que los MPS se concentraban sobre todo en la superficie superior de la restauración y en el esmalte, sin haber prácticamente tensiones en la capa de cemento ya que el esmalte, que es muy rígido, absorbe las tensiones e impide a al espécimen doblarse. Estos datos obtenidos en el FEA explican el claro predominio de grietas medianas y cónicas que se observan en los especímenes *in vitro*, las cuales comienzan en el área de contacto oclusal y luego fracturan las restauraciones y los tejidos subyacentes sin casi producir descementaciones de la restauración. Por otro lado, en la muestra modelada con una restauración fina adherida a dentina (0.5D), la concentración de tensión se distribuye por igual entre la parte

superior/inferior de la restauración, la capa de cemento y la dentina, debido a la mayor elasticidad que ofrece la dentina. Este patrón de distribución de la tensión explica la prevalencia en los especímenes *in vitro* de grietas radiales provenientes de la interfaz restauración/dentina y la alta tasa de descementaciones de la restauración.

En la muestra modelada con una restauración gruesa adherida a esmalte (2E), la distribución de MPS fue similar a la respectiva muestra modelada 0.5E, lo que podría explicar la similitud en términos de comportamiento de fractura *in vitro* entre los especímenes de estos dos grupos. En la muestra modelada con una restauración gruesa adherida a dentina (2D) se observó un aumento en la rigidez de la muestra debido al aumento del grosor de la restauración. El patrón de distribución MPS del espécimen 2D es similar a 0.5D pero con un aumento de tensión sobre todo en la parte superior de la restauración y en la capa de cemento. Este patrón podría explicar la presencia simultánea en los especímenes fracturados de este grupo de grietas radiales, medianas y cónicas.

7.8 Interfaz adhesiva

La fuerza de adhesión entre la restauración y el sustrato (esmalte o dentina) influye en la resistencia a la fractura de las restauraciones [122,123]. En este estudio se utilizó un sistema adhesivo universal (One Coat 7 Universal, Coltène / Whaledent AG, Suiza) tanto para el esmalte como para la dentina, con un grabado previo del esmalte con ácido ortofosfórico. Como ya se ha explicado anteriormente, el grabado selectivo del esmalte aumenta significativamente la resistencia a la fractura de la restauración en comparación con el uso del adhesivo universal sin el grabado selectivo previo [30].

La fuerza de adhesión de los sistemas adhesivos autograbantes "universales" al esmalte y la dentina es muy similar [124]. Sin embargo, en este estudio se produjo una mayor tasa de descementación de las restauraciones después de someterlos a fractura en los especímenes con sustrato de dentina que en los de esmalte, independientemente del grosor de las restauraciones.

Existen dos posibles causas que expliquen este hecho. En primer lugar suponer que en esta configuración *in vitro* la interfaz adhesiva con la dentina es más débil en comparación con la del esmalte. En este caso habría sido necesario realizar una prueba para evaluar la fuerza de adhesión inmediata en estos especímenes para validar esta hipótesis y correlacionar la eficacia en la adhesión con los valores de resistencia a la fractura y el patrón de fractura. En segundo lugar, sería más plausible pensar que esta mayor descementación en la dentina viene dada por el menor módulo de elasticidad que presenta respecto al esmalte. Esta es la causa por la que la dentina flexa más bajo fuerzas de compresión provocando la aparición de grietas radiales las cuales se propagan horizontalmente por la interfaz adhesiva provocando la descementación de la restauración.

7.9 Comparación entre sustratos (Esmalte Vs Dentina)

Desde un punto de vista clínico, los resultados de esta investigación sugieren que el esmalte permite obtener mayores valores de resistencia a la fractura que la dentina cuando es utilizado como sustrato adhesivo en restauraciones de resina con grosores finos. La conservación del esmalte y por lo tanto, el diagnóstico y tratamiento precoces son cruciales al tratar dientes posteriores erosionados/desgastados con restauraciones de resina CAD-CAM. Al mismo tiempo, más allá de un umbral específico de grosor (2 mm en el presente estudio), las restauraciones de resina se vuelven lo suficientemente rígidas como para no verse afectadas por el sustrato al cual están adheridas, de manera similar a la mecánica de fractura de las cerámicas feldespáticas. De hecho, el valor medio de la resistencia a la fractura de las restauraciones de 2 mm de grosor adheridas a la dentina fue solo un 2,57% menor que las restauraciones de 2 mm adheridas al esmalte.

8. CONCLUSIONES

Concluyo que:

- El sustrato adhesivo (esmalte o dentina) influye en los valores de resistencia a la fractura cuando las restauraciones de resina compuesta CAD-CAM son de espesor fino. Dentro de un rango de espesor de la restauración de resina de 0,5 mm a 1,5 mm, el esmalte como sustrato adhesivo asegura una mayor resistencia a la fractura de la restauración que la dentina. Esta influencia disminuye gradualmente a medida que la restauración se vuelve más gruesa.
- Tanto el sustrato adhesivo como el grosor de la restauración influyen en el patrón de fractura de las restauraciones de resina. La mayoría de las restauraciones cementadas sobre esmalte presentaban múltiples grietas, que rompían la restauración y los tejidos subyacentes en múltiples piezas. En la mayoría de los casos, la restauración permaneció adherida al esmalte después de la fractura. Por el contrario, los especímenes con la restauración adherida a dentina, la proporción entre grietas que penetraron y grietas que no penetraron en los tejidos fue más equilibrada. En casi todas estas fracturas se produjo una descementación de la restauración al sustrato de dentina sobre el que estaba adherida.
- En cuanto a la correlación entre el grosor del material restaurador y el tipo de fractura, la aparición de grietas radiales y grietas que no penetraban en el sustrato (Fallo tipo 1) fue el modo más frecuente de fractura en las restauraciones finas de 0,5 mm.

9. PERSPECTIVAS DE FUTURO

Se requiere más investigación in vitro y un mayor número de ensayos clínicos para confirmar los resultados obtenidos en este estudio. En concreto, los resultados obtenidos para el material resinoso CAD-CAM evaluado en este estudio no deben generalizarse para todos los materiales de resina compuesta CAD-CAM presentes en el mercado ya que sus propiedades pueden variar sustancialmente. También sería interesante promover estudios que con una metodología similar evalúen materiales cerámicos CAD-CAM y comprobar si su patrón de fractura es similar o no a la de la resina bajo fractura cuando están cementadas sobre esmalte y dentina.

10. BIBLIOGRAFÍA

- [1] Rocca GT, Rizcalla N, Krejci I, Dietschi D. Evidence-based concepts and procedures for bonded inlays and onlays. Part II. Guidelines for cavity preparation and restoration fabrication. *Int J Esthet Dent* 2015;10:392–413.
- [2] Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: A systematic review of the literature, Part II (Evaluation of fatigue behavior, interfaces and in vivo studies). *Quintessence Int (Berl)* 2008;39:117–27.
- [3] Edelhoff D, Sorensen J a. Tooth structure removal associated with various preparation designs for anterior teeth. *J Prosthet Dent* 2002;87:503–9.
<https://doi.org/10.1067/mpr.2002.124094>.
- [4] Vailati F, Belser UC. Full-mouth adhesive rehabilitation of a severely eroded dentition: the three-step technique. Part 1. *Eur J Esthet Dent* 2008;3:30–44.
- [5] Vailati F, Belser UC. Classification and treatment of the anterior maxillary dentition affected by dental erosion: the ACE classification. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2010;30:559–71.
- [6] Spear FM. Approaches to Vertical Dimension. *Adv Esthet Interdiscip Dent* 2006;2.
- [7] Homaei E, Farhangdoost K, Pow EHN, Matinlinna JP, Akbari M, Tsoi JKH. Fatigue resistance of monolithic CAD/CAM ceramic crowns on human premolars. *Ceram Int* 2016;42:15709–17. <https://doi.org/10.1016/j.ceramint.2016.07.029>.
- [8] Albelasy EH, Hamama HH, Tsoi JKH, Mahmoud SH. Fracture resistance of CAD/CAM occlusal veneers: A systematic review of laboratory studies. *J Mech Behav Biomed Mater* 2020;110:103948. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2020.103948>.
- [9] Chen C, Trindade FZ, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. The fracture resistance of a CAD/CAM Resin Nano Ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. *Dent Mater* 2014;30:954–62. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.05.018>.
- [10] Johnson AC, Versluis A, Tantbirojn D, Ahuja S. Fracture strength of CAD/CAM composite and composite-ceramic occlusal veneers. *J Prosthodont Res* 2014;58:107–14.
<https://doi.org/10.1016/j.jprior.2014.01.001>.
- [11] Magne P, Knezevic A. Simulated fatigue resistance of composite resin versus porcelain

- CAD/CAM overlay restorations on endodontically treated molars. *Quintessence Int* 2009;40:125–33.
- [12] Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NRFA, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont* 2015;28. <https://doi.org/10.11607/ijp.4244>.
- [13] Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc* 2006;137:14S-21S. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2006.0397>.
- [14] Mainjot AK, Dupont NM, Oudkerk JC, Dewael TY, Sadoun MJ. From Artisanal to CAD-CAM Blocks: State of the Art of Indirect Composites. *J Dent Res* 2016;95:487–95. <https://doi.org/10.1177/0022034516634286>.
- [15] Lambert H, Durand JC, Jacquot B, Fages M. Dental biomaterials for chairside CAD/CAM: State of the art. *J Adv Prosthodont* 2017;9:486–95. <https://doi.org/10.4047/jap.2017.9.6.486>.
- [16] Dirxen C, Blunck U, Preissner S. Clinical Performance of a New Biomimetic Double Network Material. *Open Dent J* 2013;7:118–22. <https://doi.org/10.2174/1874210620130904003>.
- [17] Zhang Y, Kelly JR. Dental Ceramics for Restoration and Metal Veneering. *Dent Clin North Am* 2017;61:797–819. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2017.06.005>.
- [18] Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dent Mater* 2014;30:564–9. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.02.019>.
- [19] Coldea A, Swain M V., Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater* 2013;29:419–26. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2013.01.002>.
- [20] Yu H, Özcan M, Yoshida K, Cheng H, Sawase T. Bonding to industrial indirect composite blocks: A systematic review and meta-analysis. *Dent Mater* 2020;36:119–34. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2019.11.002>.
- [21] Martínez Rus F, Pradíes Ramiro G, Suárez García MJ, Rivera Gómez B. Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección. *Rcoe* 2007;12:253–63.

- <https://doi.org/10.4321/s1138-123x2007000300003>.
- [22] Lawn BR, Deng Y, Miranda P, Pajares A, Chai H, Kim DK. Overview: Damage in brittle layer structures from concentrated loads. *J Mater Res* 2002;17:3019–36.
<https://doi.org/10.1557/JMR.2002.0440>.
- [23] Magne P, Knezevic A. Thickness of CAD–CAM composite resin overlays influences fatigue resistance of endodontically treated premolars. *Dent Mater* 2009;25:1264–8.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2009.05.007>.
- [24] Guess PC, Schultheis S, Wolkewitz M, Zhang Y, Strub JR. Influence of preparation design and ceramic thicknesses on fracture resistance and failure modes of premolar partial coverage restorations. *J Prosthet Dent* 2013;110:264–73.
[https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(13\)60374-1](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(13)60374-1).
- [25] Skouridou N, Pollington S, Rosentritt M, Tsitrou E. Fracture strength of minimally prepared all-ceramic CEREC crowns after simulating 5 years of service. *Dent Mater* 2013;29:e70–7. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2013.03.019>.
- [26] Sasse M, Krummel A, Klosa K, Kern M. Influence of restoration thickness and dental bonding surface on the fracture resistance of full-coverage occlusal veneers made from lithium disilicate ceramic. *Dent Mater* 2015;31:907–15.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2015.04.017>.
- [27] Magne P, Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN. In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. *J Prosthet Dent* 2010;104:149–57. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(10\)60111-4](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(10)60111-4).
- [28] Abu-Izze FO, Ramos GF, Borges ALS, Anami LC, Bottino MA. Fatigue behavior of ultrafine tabletop ceramic restorations. *Dent Mater* 2018;34:1401–9.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.06.017>.
- [29] Monteiro JB, Riquieri H, Prochnow C, Guilardi LF, Pereira GKR, Borges ALS, et al. Fatigue failure load of two resin-bonded zirconia-reinforced lithium silicate glass-ceramics: Effect of ceramic thickness. *Dent Mater* 2018;34:891–900.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.03.004>.
- [30] Krummel A, Garling A, Sasse M, Kern M. Influence of bonding surface and bonding methods on the fracture resistance and survival rate of full-coverage occlusal veneers

- made from lithium disilicate ceramic after cyclic loading. *Dent Mater* 2019;35:1351–9. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2019.07.001>.
- [31] Andrade JP, Stona D, Bittencourt HR, Borges GA, Burnett LH, Spohr AM. Effect of different computer-aided design/computer-aided manufacturing (CAD/CAM) materials and thicknesses on the fracture resistance of occlusal veneers. *Oper Dent* 2018;43:539–48. <https://doi.org/10.2341/17-131-L>.
- [32] Maeder M, Pasic P, Ender A, Özcan M, Benic GI, Ioannidis A. Load-bearing capacities of ultra-thin occlusal veneers bonded to dentin. *J Mech Behav Biomed Mater* 2019;95:165–71. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2019.04.006>.
- [33] Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN, Magne P. Novel-design ultra-thin CAD/CAM composite resin and ceramic occlusal veneers for the treatment of severe dental erosion. *J Prosthet Dent* 2011;105:217–26. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(11\)60035-8](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(11)60035-8).
- [34] Al-Akhali M, Chaar MS, Elsayed A, Samran A, Kern M. Fracture resistance of ceramic and polymer-based occlusal veneer restorations. *J Mech Behav Biomed Mater* 2017;74:245–50. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2017.06.013>.
- [35] Zhang H, Lv P, Du W, Jiang T. Comparison of Fracture Load and Surface Wear of Microhybrid Composite and Ceramic Occlusal Veneers. *J Prosthodont* 2020;29:387–93. <https://doi.org/10.1111/jopr.13156>.
- [36] Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN, Magne P. Novel-design ultra-thin CAD/CAM composite resin and ceramic occlusal veneers for the treatment of severe dental erosion. *J Prosthet Dent* 2011;105:217–26. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(11\)60035-8](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(11)60035-8).
- [37] Venturini AB, Prochnow C, Pereira GKR, Segala RD, Kleverlaan CJ, Valandro LF. Fatigue performance of adhesively cemented glass-, hybrid- and resin-ceramic materials for CAD/CAM monolithic restorations. *Dent Mater* 2019;35:534–42. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2019.01.013>.
- [38] Morimoto S, Rebello De Sampaio FBW, Braga MM, Sesma N, Özcan M. Survival Rate of Resin and Ceramic Inlays, Onlays, and Overlays: A Systematic Review and Meta-analysis. *J Dent Res* 2016;95:985–94. <https://doi.org/10.1177/0022034516652848>.

- [39] Fron Chabouis H, Smail Faugeron V, Attal JP. Clinical efficacy of composite versus ceramic inlays and onlays: A systematic review. *Dent Mater* 2013;29:1209–18. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2013.09.009>.
- [40] Waltimo A, Nyström M, Känänen M. Bite force and dentofacial morphology in men with severe dental attrition. *Eur J Oral Sci* 1994;102:92–6. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0722.1994.tb01161.x>.
- [41] Bakke M. Bite Force and Occlusion. *Semin Orthod* 2006;12:120–6. <https://doi.org/10.1053/j.sodo.2006.01.005>.
- [42] Koc D, Dogan A, Bek B. Bite Force and Influential Factors on Bite Force Measurements : A Literature Review. *Eur J Dent* 2010;4:223–32.
- [43] 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;5:63–8.
- [44] Kleinfelder JW, Ludwig K. Maximal bite force in patients with reduced periodontal tissue and without splinting. *J Periodontol* 2002;73:1184–7.
- [45] Pereira LJ, Gavião MBD, Bonjardim LR, Castelo PM, Van Der Bilt A. Muscle thickness, bite force, and craniofacial dimensions in adolescents with signs and symptoms of temporomandibular dysfunction. *Eur J Orthod* 2007;29:72–8. <https://doi.org/10.1093/ejo/cjl055>.
- [46] Miyaura K, Morita M, Matsuka Y, Yamashita A, Watanabe T. Rehabilitation of biting abilities in patients with different types of dental prostheses. *J Oral Rehabil* 2000;27:1073–6. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2842.2000.00620.x>.
- [47] Fernandes CP, Glantz POJ, Svensson SA, Bergmark A. A novel sensor for bite force determinations. *Dent Mater* 2003;19:118–26. [https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(02\)00020-9](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(02)00020-9).
- [48] 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. *Eur J Oral Sci* 1990;98:149–58. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0722.1990.tb00954.x>.
- [49] Olthoff LW, Van Der Glas HW, Van Der Bilt A. Influence of occlusal vertical dimension on

- the masticatory performance during chewing with maxillary splints. *J Oral Rehabil* 2007;34:560–5. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2007.01730.x>.
- [50] Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 1999;81:652–61. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(99\)70103-4](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(99)70103-4).
- [51] Lawn BR, Lee KS, Chai H, Pajares A, Kim DK, Wuttiphan S, et al. Damage-Resistant Brittle Coatings. *Adv Eng Mater* 2000;2:745–8. [https://doi.org/10.1002/1527-2648\(200011\)2:11<745::AID-ADEM745>3.0.CO;2-E](https://doi.org/10.1002/1527-2648(200011)2:11<745::AID-ADEM745>3.0.CO;2-E).
- [52] Lee KS, Wuttiphan S, Hu X-Z, Lee SK, Lawn BR. Contact-Induced Transverse Fractures in Brittle Layers on Soft Substrates: A Study on Silicon Nitride Bilayers. *J Am Ceram Soc* 2005;81:571–80. <https://doi.org/10.1111/j.1151-2916.1998.tb02376.x>.
- [53] Jung Y-G, Wuttiphan S, Peterson IM, Lawn BR. Damage Modes in Dental Layer Structures. *J Dent Res* 1999;78:887–97. <https://doi.org/10.1177/00220345990780040901>.
- [54] Yamamoto T, Takeishi S, Momoi Y. Finite Element Stress Analysis of Indirect Restorations Prepared in Cavity Bases. *Dent Mater J* 2007;26:274–9. <https://doi.org/10.4012/dmj.26.274>.
- [55] Scherrer SS, Rijk WG. The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli. *Int J Prosthodont* 1993;6:462–7.
- [56] Scherrer SS, De Rijk WG, Belser UC. Fracture resistance of human enamel and three all-ceramic crown systems on extracted teeth. *Int J Prosthodont* 1996;9:580–5.
- [57] Scherrer SS, de Rijk WG, Belser UC, Meyer JM. Effect of cement film thickness on the fracture resistance of a machinable glass-ceramic. *Dent Mater* 1994;10:172–7. [https://doi.org/10.1016/0109-5641\(94\)90028-0](https://doi.org/10.1016/0109-5641(94)90028-0).
- [58] Tsai YL, Petsche PE, Anusavice KJ, Yang MC. Influence of glass-ceramic thickness on Hertzian and bulk fracture mechanisms. *Int J Prosthodont* 1998;11:27–32.
- [59] Lawn BR, Pajares A, Zhang Y, Deng Y, Polack MA, Lloyd IK, et al. Materials design in the performance of all-ceramic crowns. *Biomaterials* 2004;25:2885–92. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2003.09.050>.
- [60] Øilo M, Quinn GD. Fracture origins in twenty-two dental alumina crowns. *J Mech Behav*

- Biomed Mater 2016;53:93–103. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2015.08.006>.
- [61] Hermann I, Bhowmick S, Zhang Y, Lawn BR. Competing fracture modes in brittle materials subject to concentrated cyclic loading in liquid environments: Trilayer structures. *J Mater Res* 2006;21:512–21. <https://doi.org/10.1557/jmr.2006.0056>.
- [62] Rocca GT, Krejci I. Bonded indirect restorations for posterior teeth: from cavity preparation to provisionalization. *Quintessence Int (Berl)* 2007;38:371–9.
- [63] Beun S, Glorieux T, Devaux J, Vreven J, Leloup G. Characterization of nanofilled compared to universal and microfilled composites. *Dent Mater* 2007;23:51–9. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.12.003>.
- [64] Boaro LCC, Gonçalves F, Guimarães TC, Ferracane JL, Versluis A, Braga RR. Polymerization stress, shrinkage and elastic modulus of current low-shrinkage restorative composites. *Dent Mater* 2010;26:1144–50. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.08.003>.
- [65] Belli R, Petschelt A, Lohbauer U. Are linear elastic material properties relevant predictors of the cyclic fatigue resistance of dental resin composites. *Dent Mater* 2014;30:381–91. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.01.009>.
- [66] Biswas N, Dey A, Kundu S, Chakraborty H, Mukhopadhyay AK. Mechanical Properties of Enamel Nanocomposite. *ISRN Biomater* 2013;2013:1–15. <https://doi.org/10.5402/2013/253761>.
- [67] He L. Mechanical behaviour of human enamel and the relationship to its structural and compositional characteristics (doctorate thesis). *Biomater Sci Res Unit Fac Dent Univ Sydney* 2008.
- [68] Xu HHK, Smith DT, Jahanmir S, Romberg E, Kelly JR, Thompson VP, et al. Indentation Damage and Mechanical Properties of Human Enamel and Dentin. *J Dent Res* 1998;77:472–80. <https://doi.org/10.1177/00220345980770030601>.
- [69] Craig RG. Selected Properties of Dental Composites. *J Dent Res* 1979;58:1544–50. <https://doi.org/10.1177/00220345790580052001>.
- [70] Deng Y, Lawn BR, Lloyd IK. Characterization of damage modes in dental ceramic bilayer structures. *J Biomed Mater Res* 2002;63:137–45. <https://doi.org/10.1002/jbm.10091>.

- [71] Lawn BR, Deng Y, Thompson VP. Use of contact testing in the characterization and design of all-ceramic crownlike layer structures: A review. *J Prosthet Dent* 2001;86:495–510. <https://doi.org/10.1067/mpr.2001.119581>.
- [72] Angker L, Swain M V. Nanoindentation: Application to dental hard tissue investigations. *J Mater Res* 2006;21:1893–905. <https://doi.org/10.1557/jmr.2006.0257>.
- [73] Zimmerman B, Datko L, Cupelli M, Alapati S, Dean D, Kennedy M. Alteration of dentin-enamel mechanical properties due to dental whitening treatments. *J Mech Behav Biomed Mater* 2010;3:339–46. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2010.01.005>.
- [74] Clausen J-O, Abou Tara M, Kern M. Dynamic fatigue and fracture resistance of non-retentive all-ceramic full-coverage molar restorations. Influence of ceramic material and preparation design. *Dent Mater* 2010;26:533–8. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.01.011>.
- [75] AL-Makramani BMA, Razak AAA, Abu-Hassan MI. Evaluation of Load at Fracture of Procera AllCeram Copings Using Different Luting Cements. *J Prosthodont* 2008;17:120–4. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2007.00270.x>.
- [76] Kurtoglu C, Uysal H, Mamedov A. Influence of Layer Thickness on Stress Distribution in Ceramic-Cement-Dentin Multilayer Systems. *Dent Mater J* 2008;27:626–32. <https://doi.org/10.4012/dmj.27.626>.
- [77] Pagniano RP, Seghi RR, Rosenstiel SF, Wang R, Katsube N. The effect of a layer of resin luting agent on the biaxial flexure strength of two all-ceramic systems. *J Prosthet Dent* 2005;93:459–66. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2005.02.012>.
- [78] Prakki A, Cilli R, Da Costa AU, De Paiva Gonçalves SE, Lia Mondelli RF, Pereira JC. Effect of Resin Luting Film Thickness on Fracture Resistance of a Ceramic Cemented to Dentin. *J Prosthodont* 2007;16:172–8. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2006.00168.x>.
- [79] Wang R, Katsube N, Seghi RR, Rokhlin SI. Statistical failure analysis of brittle coatings by spherical indentation: theory and experiment. *J Mater Sci* 2006;41:5441–54. <https://doi.org/10.1007/s10853-006-0322-2>.
- [80] Fleming GJP, Cao X, Romanyk DL, Addison O. Favorable residual stress induction by resin-cementation on dental porcelain. *Dent Mater* 2017;33:1258–65. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2017.07.018>.

- [81] Addison O, Marquis PM, Fleming GJ. Quantifying the strength of a resin-coated dental ceramic. *J Dent Res* 2008;87:542–7. <https://doi.org/10.1177/154405910808700610>.
- [82] Qin QH, Zhang X. Crack deflection at an interface between dissimilar piezoelectric materials. *Int J Fract* 2000;102:355–70. <https://doi.org/10.1023/A:1007601312977>.
- [83] Parmigiani J, Thouless M. The roles of toughness and cohesive strength on crack deflection at interfaces. *J Mech Phys Solids* 2006;54:266–87. <https://doi.org/10.1016/j.jmps.2005.09.002>.
- [84] Perdigão J. Immediate dentin sealing: A fundamental procedure for indirect bonded restorations. *J Esthet Restor Dent* 2005;17:155. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8240.2005.tb00104.x>.
- [85] Yazigi C, Kern M, Chaar MS. Influence of various bonding techniques on the fracture strength of thin CAD/CAM-fabricated occlusal glass-ceramic veneers. *J Mech Behav Biomed Mater* 2017;75:504–11. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2017.08.016>.
- [86] Lise DP, Van Ende A, De Munck J, Vieira LCC, Baratieri LN, Van Meerbeek B. Microtensile bond strength of composite cement to novel CAD/CAM materials as a function of surface treatment and aging. *Oper Dent* 2017;42:73–81. <https://doi.org/10.2341/15-263-L>.
- [87] Higashi M, Matsumoto M, Kawaguchi A, Miura J, Minamino T, Kabetani T, et al. Bonding effectiveness of self-adhesive and conventional-type adhesive resin cements to CAD/CAM resin blocks. Part 1: Effects of sandblasting and silanization. *Dent Mater J* 2016;35:21–8. <https://doi.org/10.4012/dmj.2015-234>.
- [88] D’Arcangelo C, Vanini L. Effect of three surface treatments on the adhesive properties of indirect composite restorations. *J Adhes Dent* 2007;9:319–26.
- [89] Scherrer SS, Quinn JB, Quinn GD, Wiskott HWA. Fractographic ceramic failure analysis using the replica technique. *Dent Mater* 2007;23:1397–404. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2006.12.002>.
- [90] Quinn JB, Quinn GD, Kelly JR, Scherrer SS. Fractographic analyses of three ceramic whole crown restoration failures. *Dent Mater* 2005;21:920–9. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.01.006>.

- [91] Scherrer SS, Quinn JB, Quinn GD, Kelly JR. Failure analysis of ceramic clinical cases using qualitative fractography. *Int J Prosthodont* 2006;19:185–92.
- [92] Lawn BR, Deng Y, Thompson VP. Use of contact testing in the characterization and design of all-ceramic crownlike layer structures : A review 2001:495–510.
- [93] Motisuki C, Monti Lima L, Emi Sanabe M, Jaques P, Santos-Pinto L. Evaluation of the microtensile bond strength of composite resin restoration in dentin prepared with different sizes of aluminum oxide particles, using air abrasion system. *Minerva Stomatol* 2006;55:611–8.
- [94] Reymus M, Roos M, Eichberger M, Edelhoff D, Hickel R, Stawarczyk B. Bonding to new CAD / CAM resin composites : influence of air abrasion and conditioning agents as pretreatment strategy. *Clin Oral Investig* 2019;23:529–38.
<https://doi.org/doi.org/10.1007/s00784-018-2461-7>.
- [95] Zhu JJ, Tang ATH, Matinlinna JP, Hägg U. Acid etching of human enamel in clinical applications: A systematic review. *J Prosthet Dent* 2014;112:122–35.
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.08.024>.
- [96] Ferrario VF, Sforza C, Tartaglia GM, Colombo A, Serrao G. Size and shape of the human first permanent molar: A Fourier analysis of the occlusal and equatorial outlines. *Am J Phys Anthropol* 1999;108:281–94. [https://doi.org/10.1002/\(SICI\)1096-8644\(199903\)108:3<281::AID-AJPA4>3.0.CO;2-#](https://doi.org/10.1002/(SICI)1096-8644(199903)108:3<281::AID-AJPA4>3.0.CO;2-#).
- [97] He LH, Fujisawa N, Swain M V. Elastic modulus and stress-strain response of human enamel by nano-indentation. *Biomaterials* 2006;27:4388–98.
<https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2006.03.045>.
- [98] May LG, Kelly JR, Bottino M a., Hill T. Effects of cement thickness and bonding on the failure loads of CAD/CAM ceramic crowns: Multi-physics FEA modeling and monotonic testing. *Dent Mater* 2012;28:e99–109. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2012.04.033>.
- [99] May LG, Robert Kelly J, Bottino MA, Hill T. Influence of the resin cement thickness on the fatigue failure loads of CAD/CAM feldspathic crowns. *Dent Mater* 2015;31:895–900.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2015.04.019>.
- [100] Krifka S, Börzsönyi A, Koch A, Hiller K-A, Schmalz G, Friedl K-H. Bond strength of adhesive systems to dentin and enamel—Human vs. bovine primary teeth in vitro. *Dent*

- Mater 2008;24:888–94. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2007.11.003>.
- [101] Soares FZM, Follak A, da Rosa LS, Montagner AF, Lenzi TL, Rocha RO. Bovine tooth is a substitute for human tooth on bond strength studies: A systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *Dent Mater* 2016;32:1385–93. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2016.09.019>.
- [102] Yilmaz ED, Koldehoff J, Schneider GA. On the systematic documentation of the structural characteristics of bovine enamel: A critic to the protein sheath concept. *Dent Mater* 2018;34:1518–30. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.06.006>.
- [103] Salz U, Bock T. Testing adhesion of direct restoratives to dental hard tissue - a review. *J Adhes Dent* 2010;12:343–71. <https://doi.org/10.3290/j.jad.a19741>.
- [104] Giannini M, Soares CJ, De Carvalho RM. Ultimate tensile strength of tooth structures. *Dent Mater* 2004;20:322–9. [https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(03\)00110-6](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(03)00110-6).
- [105] Sornsuwan T, Swain M V. Influence of occlusal geometry on ceramic crown fracture; role of cusp angle and fissure radius. *J Mech Behav Biomed Mater* 2011;4:1057–66. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2011.03.014>.
- [106] Sornsuwan T, Ellakwa A, Swain M V. Occlusal geometrical considerations in all-ceramic pre-molar crown failure testing. *Dent Mater* 2011;27:1127–34. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2011.08.005>.
- [107] Ge C, Green CC, Sederstrom DA, McLaren EA, Chalfant JA, White SN. Effect of tooth substrate and porcelain thickness on porcelain veneer failure loads in vitro. *J Prosthet Dent* 2018;120:85–91. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.10.018>.
- [108] Kelly JR, Rungruanganunt P, Hunter B, Vailati F. Development of a clinically validated bulk failure test for ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 2010;104:228–38. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(10\)60129-1](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(10)60129-1).
- [109] Waltimo A, Könönen M. A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults. *Eur J Oral Sci* 1993;101:171–5. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0722.1993.tb01658.x>.
- [110] Kuijs RH, Fennis WMM, Kreulen CM, Roeters FJM, Verdonschot N, Creugers NHJ. A comparison of fatigue resistance of three materials for cusp-replacing adhesive

- restorations. *J Dent* 2006;34:19–25. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2005.02.010>.
- [111] Lohbauer U, Belli R, Ferracane JL. Factors Involved in Mechanical Fatigue Degradation of Dental Resin Composites. *J Dent Res* 2013;92:584–91. <https://doi.org/10.1177/0022034513490734>.
- [112] Al-Akhali M, Kern M, Elsayed A, Samran A, Chaar MS. Influence of thermomechanical fatigue on the fracture strength of CAD-CAM-fabricated occlusal veneers. *J Prosthet Dent* 2019;121:644–50. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.07.019>.
- [113] Ioannidis A, Mühlemann S, Özcan M, Hüsler J, Hämmerle CHF, Benic GI. Ultra-thin occlusal veneers bonded to enamel and made of ceramic or hybrid materials exhibit load-bearing capacities not different from conventional restorations. *J Mech Behav Biomed Mater* 2019;90:433–40. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2018.09.041>.
- [114] Piemjai M, Arksornnukit M. Compressive fracture resistance of porcelain laminates bonded to enamel or dentin with four adhesive systems. *J Prosthodont* 2007;16:457–64. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2007.00227.x>.
- [115] Pereira GKR, Graunke P, Maroli A, Zucuni CP, Prochnow C, Valandro LF, et al. Lithium disilicate glass-ceramic vs translucent zirconia polycrystals bonded to distinct substrates: Fatigue failure load, number of cycles for failure, survival rates, and stress distribution. *J Mech Behav Biomed Mater* 2019;91:122–30. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2018.12.010>.
- [116] Facenda JC, Borba M, Benetti P, Della Bona A, Corazza PH. Effect of supporting substrate on the failure behavior of a polymer-infiltrated ceramic network material. *J Prosthet Dent* 2019;121:929–34. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.08.008>.
- [117] Dal Piva AM de O, Tribst JPM, Borges ALS, Souza RO de A e., Bottino MA. CAD-FEA modeling and analysis of different full crown monolithic restorations. *Dent Mater* 2018;34:1342–50. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.06.024>.
- [118] Machry RV, Borges ALS, Pereira GKR, Kleverlaan CJ, Venturini AB, Valandro LF. Influence of the foundation substrate on the fatigue behavior of bonded glass, zirconia polycrystals, and polymer infiltrated ceramic simplified CAD-CAM restorations. *J Mech Behav Biomed Mater* 2021;117:104391. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2021.104391>.


- [119] Machry R V., Cadore-Rodrigues AC, Borges ALS, Pereira GKR, Kleverlaan CJ, Venturini AB, et al. Fatigue resistance of simplified CAD–CAM restorations: Foundation material and ceramic thickness effects on the fatigue behavior of partially- and fully-stabilized zirconia. *Dent Mater* 2021;37:568–77. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2021.01.001>.
- [120] Rocca GT, Sedlakova P, Saratti CM, Sedlacek R, Gregor L, Rizcalla N, et al. Fatigue behavior of resin-modified monolithic CAD–CAM RNC crowns and endocrowns. *Dent Mater* 2016;32:e338–50. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2016.09.024>.
- [121] Lee JJ-. W, Kwon J-Y, Chai H, Lucas PW, Thompson VP, Lawn BR. Fracture Modes in Human Teeth. *J Dent Res* 2009;88:224–8. <https://doi.org/10.1177/0022034508330055>.
- [122] Furukawa K, Inai N, Tagami J. The effects of luting resin bond to dentin on the strength of dentin supported by indirect resin composite. *Dent Mater* 2002;18:136–42. [https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(01\)00032-X](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(01)00032-X).
- [123] Wang Y, Katsube N, Seghi RR, Rokhlin SI. Statistical failure analysis of adhesive resin cement bonded dental ceramics. *Eng Fract Mech* 2007;74:1838–56. <https://doi.org/10.1016/j.engfracmech.2006.11.006>.
- [124] Makishi P, André C, Ayres A, Martins A, Giannini M. Effect of Storage Time on Bond Strength and Nanoleakage Expression of Universal Adhesives Bonded to Dentin and Etched Enamel. *Oper Dent* 2016;41:305–17. <https://doi.org/10.2341/15-163-L>.

11. ANEXOS

11.1 Carta de aprobación de la Escuela de Doctorado

Universitat Internacional
de Catalunya

Campus Barcelona
Immaculada, 22
08017 Barcelona, Spain
T. +34 932 541 800
www.uic.es



En Barcelona, a 19 de noviembre de 2015

BORJA BALDRICH PALLARES

Apreciada María:

Por la presente tengo el placer de comunicarte que después de la reunión de la Comisión Académica del Doctorado en Salud en relación a tu proyecto de tesis doctoral "EVALUATION OF THE MECHANICAL PROPERTIES AND THE MARGINAL ADJUSTMENT OF NOVEL CAD-CAM MATERIALS DEPENDING ON THE MATERIAL THICKNESS AND THE CHAIR-SIDE SYSTEM RESPECTIVELY", la Escuela de Doctorado ha recibido su aprobación. A continuación encontrarás las observaciones de la Comisión:

Evaluador 1:

- **Objectives:**
 - 6-8 Good: the objectives are well described and provide a clear image of the proposal
- **Methodology used:**
 - 6-8 Good: the methodology is correct and it adapts to the objectives of the proposal
- **Novelty and originality of the proposal:**
 - 6-8 Good: the proposal is conceived from an innovative, competitive point of view
- **Theoretical background of the proposal:**
 - 6-8 Good: the proposal describes correctly the state of the art contextualizing it on an international level

Evaluador 2:

- **Objectives:**
 - 6-8 Good: the objectives are well described and provide a clear image of the proposal

Comentarios: *In vitro study, limited scientific impact.*

Universitat Internacional
de Catalunya

Campus Barcelona
Immaculada, 22
08017 Barcelona, Spain
T. +34 932 541 800
www.uic.es

UIC
barcelona

- **Methodology used:**
 - 4-6 Sufficient: the methodology is basic and shows limitations**Comentarios: Limited.**

- **Novelty and originality of the proposal:**
 - 4-6 Sufficient: some of the results may be useful for generating future innovations

- **Theoretical background of the proposal:**
 - 4-6 Sufficient: the proposal uses more than a resource for its justification but it lacks some prominent sources / background

Recibe un saludo muy cordial



Universitat Internacional
de Catalunya

UIC
barcelona

Dra. Consuela Dobrescu
Secretaria de la Escuela de Doctorado
Universitat Internacional de Catalunya

11.2 *Artículo publicado en la revista Journal of Prosthodontic Research.*

This is "Advance Publication Article". Received Date: 6 March 2020 Accepted Date: 4 October 2020
J-STAGE Advance published Date: 25 March 2021 Journal of Prosthodontic Research

journal of prosthodontic research 65 (2021) •••



Journal of Prosthodontic Research

Official Journal of Japan Prosthodontic Society



Original article

Restoration's thickness and bonding tooth substrate are determining factors in minimally invasive adhesive dentistry

Giovanni Tommaso Rocca^{a,*}, Borja Baldrich^b, Carlo Massimo Saratti^a, Luis Maria Delgado^c, Miguel Roig^b, Rene Daher^a, Ivo Krejci^a

^a Division of Cariology and Endodontology, School of Dentistry, University of Geneva, Geneva, Switzerland

^b Department of Restorative Dentistry, Universitat Internacional de Catalunya, Barcelona, Spain

^c Bioengineering Institute of Technology, Universitat Internacional de Catalunya, Barcelona, Spain

Abstract

Purpose: To explore fracture strength and failure behaviour of minimally invasive CAD-CAM composite resin overlay restorations.

Methods: Eighty bi- and tri-layer cylindrical overlay model including the restoration bonded over bovine tooth dentin (Groups D) and enamel-dentin (Groups E) were assembled (diameter 9 mm). Restorations were milled from CAD-CAM composite resin blocks (Brilliant Crios, Coltène/Whaledent AG) in different thicknesses (0.5mm, 1mm, 1.5mm, 2mm) and equally distributed in four Groups D and four Groups E (n=10). All specimens were submitted to an Hertzian load-to-failure contact test with spherical indenter. Critical loads were recorded in Newton and data were analysed using Kruskal–Wallis test for multiple and Mann-Whitney test for 2-samples comparisons ($p < 0.05$). Fragments were examined using SEM. The stress distribution for specimens with restorations of 0.5 mm and 2 mm was also investigated with FEA.

Results: For all specimens, the mean static loads in Newton increased with an increase in restoration thickness. On contrary, restorations with the same thickness displayed higher resistance values when bonded over enamel than dentin, except for the 2-mm thick restorations. A damage competition was detected between cone/median cracks originating at the loading contact area of the restorations and radial cracks beginning at their inner surface, with the former prevailing in restorations bonded on enamel and the latter being dominant for restorations bonded on dentin.

Conclusions: For bonded ultra-thin resin composite restorations (0.5 mm to 1.5 mm) enamel as bonding substrate assures higher critical loads to fracture than dentin. This influence gradually decreases as restoration thickened.

Keywords: Occlusal wear, Restoration, CAD-CAM, Composite resins, Fracture strength

Received 6 March 2020, Accepted 4 October 2020, Available online 25 March 2021

1. Introduction

Minimally invasive dentistry attempts to conserve sound tissues in order to respect the biomechanical integrity of the tooth [1]. As adhesive procedures ensure good retention of the restoration without the need for an aggressive dental tissue preparation for retentive elements, the amount of tooth structure removal is often minimal and mainly determined by the extension of the pathology. Thus, in the case of small tooth cavities, restorations can be very thin with evident concerns about the minimum thickness requirements of modern restorative materials, above all in the posterior region where stresses are higher. Manufacturer's universal recommendations for the minimal thickness of an overlay posterior restoration ranges from 1.0 to 2.0 mm, for both ceramic and resin composite materials. These thickness recommendations could significantly exceed clinical needs, leading to a larger tissue removal than required. As an example, patients affected by chemical erosion and/or mechanical attrition decrease progressively their vertical dimension of occlusion (VDO). An early re-establishment of the original VDO is crucial to protect

the remaining dental structure and to recover function and aesthetics [2]. In this case, the use of bonded ultra-thin overlays (less than 1 mm) - also referred as "table-top" restorations - would be ideal to avoid invasive preparation and further tissue loss. Recently, some authors have explored the limits of modern restorative materials and in particular the in vitro relationship between their thickness and their critical load [3–5] as well as their residual strength after fatigue [6–9]. Values obtained in these studies for the minimum restoration's thickness required to withstand the normal masticatory forces are different and they depend on the type of test and material tested. For CAD-CAM lithium disilicate reinforced ceramic overlays, a wide range of values between 0.5 and 1.2 mm is recommended as minimum thickness [3,7,9–12] whereas for CAD-CAM composite resin counterparts the inferior limit of resistance lies between 0.3 and 0.6 mm [4,5,13].

A clear influence of the bonding substrate over the resistance of a ceramic restoration used in minimal thickness has been extensively demonstrated for ceramic layered structures [14–18]. In particular, if the Young's modulus of elasticity of the bonding substrate (Es) is much lower than the one of brittle coating (Ec), the latter will act under load in the same way as a glass plate placed over a flexible support, causing the appearance of tensile stresses at the inner surface of the ceramic plate. These stresses can initiate inner radial cracks in the glass undersurface, which normally spread upwards perpendicularly. These flexural radial cracks are especially dangerous and considered a main source of premature failure in ceramic dental crowns [19,20]. Critical loads needed for radial cracking increase as

* Corresponding author at: University of Geneva, CUMD School of dentistry, Department of Cariology and Endodontics, 19 Rue Lombard, 1205 Geneva, Switzerland.
E-mail address: giovanni.rocca@unige.ch (G.T. Rocca).

https://doi.org/10.2186/jpr.D_20_00008
1883-1958/© 2020 Japan Prosthodontic Society. All rights reserved.

the ratio E_c/E_s reduces. Thus, core materials with high E_s (glass ceramic, alumina, nickel-chromium alloy or higher) used to support thin aesthetic ceramics in crowns will improve the resistance of the coating rather than flexible substrates such as dentine or composite resins [14]. In contrast, in the case of thicker ceramic coatings over a compliant substrate, the damage starts at the ceramic surface as a cone crack (highly brittle materials) or below the plastic deformation area as a median crack (more deformable materials) and extends downwards. [19,21]. These cracks need higher critical loads to initiate and, therefore, they are considered less hazardous than radial cracks. In minimally invasive adhesive dentistry the bonding substrates that can be generally found below a bonded indirect restoration are composite resin (cavity build-up), enamel and dentine [22]. The approximate values of their E are 2.6–19.18 GPa [23], 80–100 GPa and 16–20 GPa, respectively [3,24,25]. This high elastic mismatch between enamel and dentine or composite resin suggests that the preservation of enamel as a bonding substrate in minimally invasive ceramic restorations would lead to a better supported restorative material. Guess P. et al. [7] found that whenever the preparation for a ceramic occlusal veneer exposed predominantly dentine, the risk of fracture of the thin restoration was higher than for those bonded on enamel. Nevertheless, Sasse M. et al. [9] obtained dissimilar results and a more favourable effect of dentine and composite resins as substrates for thin lithium-disilicate reinforced ceramic overlays.

Adhesion to the substrate is also contemplated within the factors influencing the fracture strength of a thin ceramic restoration. Resin bonding leads to high resistance of the ceramic coating [4,26–29].

Also, the adhesive interface has an important role during crack propagation between dissimilar elastic materials. It may deflect the fracture and impede the penetration of the crack into the substrate, saving tooth tissues [30]. This is often the case when the strength of that interface is lower than the one of the substrate (weak bonding) [31].

Recently, several CAD-CAM composite resin materials have been introduced on the market to fabricate posterior definitive restorations. A lack of literature exists on the mechanical performances of these materials when used in minimal restorative thickness [4,5,32]. Therefore, the aim of this study was to investigate the fracture resistance and the behaviour after fracture of a novel CAD-CAM composite resin material tested in different thicknesses and bonded to different tooth substrates, namely enamel-dentine and dentine. A simplified bi- and tri-layer overlay model including the restoration bonded over bovine tooth tissues was used for Hertzian contact testing. The null hypotheses tested were that both (a) the thickness of the material and (b) the tissue bonding substrate – enamel or dentine – have no impact on the load-bearing capacity and the mode of fracture of occlusal veneer restorations made out of CAD-CAM composite resin.

2. Materials and Methods

Cylindrical specimens with a diameter of 9 mm were created. The superficial layer simulated the restoration while the inner one simulated the tooth tissues (Fig. 1).

2.1. CAD-CAM resin discs fabrication

For the upper restoration layer, CAD-CAM composite resin blocks (Brilliant Crios, Coltène/Whaledent AG, Alstätt, Switzerland) with the dimension of 14x14x18 mm were sectioned perpendicularly to their longitudinal axis using a low-speed saw (IsoMet 11-1180 Low Speed Saw, Buehler Ltd, Illinois, IL, USA) to produce 80 slabs with a thickness of 0.5±0.05 mm (n=20), 1±0.05 mm (n=20), 1.5±0.05 mm (n=20) and 2±0.05 mm (n=20). Squared slabs were then reduced to discs with a diameter of 9 mm with a water-cooled drilling trephine.

2.2. Tissue cylinders fabrication

For the inner tissue layer, 80 bovine central lower incisors (n=80) stored in 0.1% thymol solution at 37 °C, without presence of carious lesions and visible fracture lines, were buccal-lingually sectioned at the centre of the crown with a water-cooled drilling trephine resulting in 80 tissue cylinders

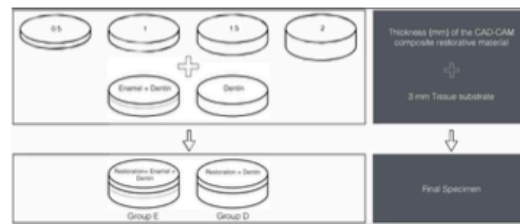


Fig. 1. Schematic representation of the specimen set-up.

(diameter 9 mm) containing, in sections, buccal enamel and dentine, the pulp chamber and palatal enamel and dentine (Fig. 2). Only enamel and dentine from the buccal part were conserved. These cylinders were first randomly distributed in two groups: enamel-dentine (E) and dentine (D). In the E group (n=40), specimens were reduced with diamond burs and then polished under cooling water using 500 grit silicon carbide paper to get a 3 mm-thick cylinder (±0.1 mm) of enamel and dentine with a flattened surface. The enamel thickness at the side of the tissue cylinder was established at 0.5±0.05 mm. In the D group (n=40), the enamel was erased with diamond burs and the superficial dentine was then flattened and polished with a 500-grit silicon paper, resulting in 3 mm-thick cylinders of dentine. When the thickness of the dentine was less than 3 mm in a section because of the former pulp chamber, a composite resin (Clearfil Majesty Posterior, Kuraray, Japan) with a similar modulus of elasticity of the dentine (Table 1) was bonded to the lower part of the dentine cylinder to fill this lack of tissues. The bonding surface with the CAD-CAM restoration was always in dentine.

The tissue cylinders of both the enamel-dentine (E) and the dentine (D) groups were randomly divided into four subgroups (n= 10) each, and associated with 0.5, 1, 1.5 and 2 mm-thick CAD-CAM resin disks (Table 2).

2.3. Luting procedures

Resin discs were submitted to an airborne-particle procedure (Kavo EWL, Type 5423, Biberach, Germany) at the inner surface with 27 μm aluminium-oxide powder at 1.5 bar pressure for 5 s at a 5 mm distance followed by an ultra-sonic cleaning bath (Biosonic UC100, Coltène/Whaledent AG, Alstätt, Switzerland) in distilled water for 5 min, following manufacturer's instructions. After drying with oil-free compressed air, a universal adhesive system was applied (One Coat 7 Universal, Coltène/Whaledent AG, Alstätt, Switzerland) over the treated surface. Discs were subsequently placed into a box (Vivapad, Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) to avoid premature polymerization by ambient light. Then, for tissue cylinders of the E groups, etching of superficial enamel was performed with orthophosphoric acid 35% (Etchant Gel S, Coltène/Whaledent AG, Alstätt, Switzerland) for 30 s [33] followed by water rinsing and drying with oil-free compressed air. Subsequently, the same universal adhesive system used for CAD-CAM resin discs (One Coat 7 Universal) was applied over etched enamel (E groups) and dentine (D groups) following the manufacturer's recommendations. Adhesively treated tissue cylinders were also put under ambient light protection. A resin cement (DuoCem, Coltène/Whaledent AG, Alstätt, Switzerland) was applied between CAD-CAM resin and tissue cylinders and the latter were seated with a uniform pressure. To standardize the cement thickness during the luting procedure, two provisional composite resin wings working as support platforms were fabricated on the lateral opposite surfaces of both the resin discs and the tissue cylinders, to allow the placement of 100 μm-thick metal strips between these wings during cementation. Before curing, resin discs were seated with a 5 kg metal weight for 30 s. Excesses of cement were removed with a brush and the light-polymerization was performed with a LED lamp of 1200 mW/cm² (Elipar S10, 3M ESPE, St Paul, MN, USA,) from the occlusal, lingual and buccal sides, 60 s per side. A water-cooled drilling

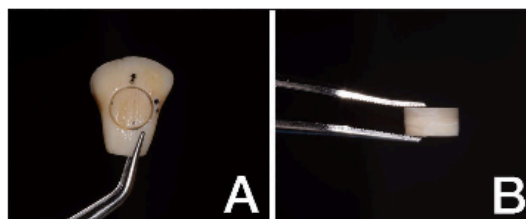


Fig. 2. Specimen preparation: A) Drilling of the tooth disc in a bovine incisor with a trephine bur. B) Final cylindrical specimen with the restoration bonded to tissues.

Table 1. Materials used in this study.

Brand name (manufacturer)	Chemical composition	Young modulus (GPa)	Poisson's ratio
Brilliant Crios (Coltène/Whaledent AG)	Cross-linked resin matrix of methacrylates reinforced by 71 wt% of barium glass (<1µm) and amorphous silica particles (<20nm)	10.3 ^a	0.24 ^c
One Coat 7 Universal Adhesive (Coltène/Whaledent AG)	10-MDP, methacrylated, polyacrylic acid, other methacrylates, photoinitiators, ethanol, water	n. a	n. a
DuoCem (Coltène/Whaledent AG)	Bis-EMA, Bis-GMA, TEGDMA, reinforced by 71%wt of barium glass silanized, amorphous silicic acid hydrophobed, inorganic filler	6.7 ^a	0.3 ^b
Clearfil Majesty Posterior (Kuraray)	Light-cure, nano-superfilled, radiopaque restorative posterior composite resin composed of nano and micro inorganic filler, silanated glass ceramic filler (average: 1.5 µm), surface treated alumina micro filler (average: 20 nm) Bis-GMA, TEGDMA, di-camphorquinone, accelerators, pigments	22 ^a	0.22 ^d
Dentine		18.6 ^e	0.31 ^c
Enamel		84.1 ^e	0.3 ^c

MDP, phosphate monomer dimethacrylate; Bis-GMA, bis-phenol A diglycidylmethacrylate; TEGDMA, triethylenglycol dimethacrylate; Bis-EMA, ethoxylated bisphenol-A dimethacrylate; wt, weight; n.a, not available

- From the manufacturers.
- Li L.L., Wang ZY, Bai ZC, Mao Y, Gao B, Xin HT, Zhou B, Zhang Y, Liu B. Three-dimensional finite element analysis of weakened roots restored with different cements in combination with titanium alloy posts. Chin Med J (Engl). 2006 Feb 20;119(4):305-11
- Daher R, Feilzer AJ, Krejci I. Novel non-invasive reinforcement of MOD cavities on endodontically treated teeth. J Dent. 2016 Nov;54:77-85.
- Papadogiannis D, Tolidis K, Lakes R, Papadogiannis Y. Viscoelastic properties of low-shrinking composite resins compared to packable composite resins. Dent Mater J. 2011;30(3):350-7. Epub 2011 May 20.

Table 2. Study design.

Groups	Substrate layer	Restoration material	Restoration thickness (mm)	Sample size
0.5E	(E) Enamel + Dentin	Brilliant Crios	0.5	n=10
1E			1	n=10
1.5E			1.5	n=10
2E			2	n=10
0.5D	(D) Dentin	Brilliant Crios	0.5	n=10
1D			1	n=10
1.5D			1.5	n=10
2D			2	n=10

trephine was finally used to remove the composite resin wings and reshape the cylinders.

2.4. Fracture strength test

Specimens were subjected to a load-to-fracture quasi-static test (Dyna-Mess, Stolberg, Germany). A stainless-steel ball-shaped indenter (diameter 5 mm) was used to apply axial compression force in the middle of the occlusal surface of the specimens. The crosshead speed was 1.0 mm/min and a compression force was applied until the specimen fractured. A 40 µm-thick foil was inserted between the contact surface of the samples (Bausch Articulating Paper, Nashua, USA) and the loading ball to reduce peak stresses at the contact point. The ultimate load-to-failure was recorded in Newtons (N) and the means and standard deviations for each subgroup were calculated.

2.5. Fractography

After fracture, all the specimens were visually examined using a stereomicroscope (SZX9, Olympus Optical Co., Tokyo, Japan). On the agreement of two examiners, types of failure were classified as: Failure type 1, when the crack broke the restoration without damaging the

subjacent tissues and provoked partial/total restoration debonding; Failure type 2, when the fracture involved both restoration and the subjacent tissues.

A selection was made in order to establish which fragments were suitable for fractographic analysis. Characteristic features such as compression curl, hackle and arrest lines were identified using the stereomicroscope. Different magnifications (ranging from 6.3x to 50x) were used depending on the size of the characteristic marks detected. Angled illumination was used to better view the fracture surface. All recognizable features were photographed and documented. Scanning electron microscopy (SEM) (Digital SEM XL20, Philips, Amsterdam, The Netherlands) was then used for more detailed analysis of the fractured surfaces. In order to remove all of the impurities, all of the fragments were cleaned in an ultrasonic 10% sodium hypochlorite bath for 3 min, rinsed with water, dried and then fixed on the support for the microscope. The specimens were gold-coated prior to the analysis with the SEM. Magnifications up to 2000x were used to obtain a higher definition of identified crack features in selected areas of interest. Accelerating voltage was set to 20.0 kV. The overall direction of crack propagation and failure origin(s) were systematically mapped for all specimens.

2.6. Finite element analysis

Four three-dimensional (3D) models were created with FEMAP (FEMAP 11.1, Siemens PLM software, Plano, Texas, USA) based on the specifications of the laboratory part of the study. Two models represented the 0.5 mm and 2 mm restorative material thickness bonded on enamel (groups 0.5E and 2E) and two models represented the 0.5 mm and 2 mm restorative material thickness bonded on dentine (groups 0.5D and 2D). The thickness of the luting cement and the enamel were set to 0.1 mm and 0.5 mm, respectively. The thickness of the dental substrate was set to 3 mm and the diameter of all the different parts was set to 9 mm as in the in vitro part of the study. A stainless-steel ball with a diameter of 5 mm was modelled, and an axial load corresponding to the mean loading force measured in the in vitro part was applied to the restorative material (Table 3). Contact regions were defined between the discs, and a bonded connector was allocated to each region except for the contact between the loading sphere and the specimens where a surface contact with a coefficient of friction of 0.25 was assigned. All materials were intended to be isotropic, homogeneous and linear elastic. The properties such as Young's modulus and Poisson's ratio were taken from the literature and assigned to each part (Table 1). The models were meshed with quadratic tetrahedral elements and three mesh refinement stages were necessary until stable stress values were reached, without excessively extending the computing time. Element size ranged between 0.1 mm and 0.5 mm and the average number of elements was 220,000 elements per model. Constraints in the x-, y- and z-directions were applied to the base of the dental substrate, and all degrees of freedom of that surface were blocked. A static analysis was performed, and the results were then compared in Nastran (NX Nastran, Siemens PLM software, Plano, Texas, USA). Maximum principal stress (MPS) values and distribution were studied from different views and sections.

2.7. Statistical analysis

Numerical data are expressed as mean \pm standard deviation (SD). Analysis was performed using statistical software (Minitab version 17, Minitab, USA). One-way analysis of variance (ANOVA) was rejected because a normal distribution from each sample population was obtained (Anderson-Darling normality test) without homogeneity in the variances (Bartlett's and Levene's test). Thus, non-parametric statistics were used and consequently Kruskal-Wallis test for multiple and Mann-Whitney test for 2-sample comparisons were carried out. Statistical significance was accepted at $p < 0.05$.

3. Results

The mean loads-to-fracture in Newtons (N) registered are showed in Table 3. In relation to the different bonding substrates, both Enamel and

Table 3. Means (SD) and coefficient of variation (CV) of the fracture strength (N) for the different groups. Groups marked with the same letter presented no significant difference.

	Restoration thickness (mm)			
	0.5	1	1.5	2
Groups E	2175,5 (246,9) ^{a,c} CV: 11.35%	2561,5 (202,2) ^c CV: 7.89%	2899,1 (474,8) ^b CV: 16.38%	3413,2 (537,9) ^a CV: 15.76%
Groups D	1326,2 (191,7) ^f CV: 14.46%	2016,2 (205,9) ^e CV: 10.21%	2412,0 (321,6) ^{d,e} CV: 13.33%	3325,4 (447,6) ^{d,b} CV: 13.46%

Dentine groups showed an increase in mean load-to-failure values with an increase in restoration thickness. Conversely, restorations with the same thickness displayed higher resistance values when bonded over enamel than dentine except for the 2 mm-thick restorations. This difference decreased as the restoration became thicker (Fig 3).

The majority of the specimens of Groups E displayed multiple cracks, which broke the restoration and the tissues into multiple pieces (Failure type 2, 87.5%). In the majority of the cases, restoration remained bonded to enamel after fracture. In contrast, in Groups D the proportion between Failure type 1 and 2 was more balanced, respectively 40% and 60%. In almost all these fractures there was a large debonding of the restoration to dentine substrate (Table 4). Type 1 fractures were more current in thinner restorations (0.5 mm).

Fractographic analysis revealed a damage competition between cone/median cracks originating close to the loading contact area of the restorations and radial cracks beginning at their inner surface, with cone/median cracking prevailing in restorations bonded on enamel (E groups) (Fig. 4) and radial cracks being dominant for restorations bonded on dentine (D groups) (Figs. 5 and 6). A correlation between the thickness of the restorative material and the type of fracture was also detected, with radial cracking more present in thinner restorations.

The results of the FEA for the 0.5D, 0.5E, 2D and 2E specimens are presented in Table 5 and Fig. 7. In modelled samples with thinner restorations, maximum principal stresses (MPSs) were more concentrated at the top/bottom of the restoration and at the bonding interface when the restoration was bonded to dentine (0.5D), whereas higher tension was observed at the top of the restoration and into the enamel in the enamel substrate equivalent sample (0.5E). In modelled thicker specimen 2D, the MPS pattern was similar to the respective thinner specimen 0.5D, but with higher values, above all at the restoration top and into the cement. In modelled specimen 2E, the MPS pattern was similar to specimen 0.5E but more exacerbated into the enamel.

4. Discussion

In the present study, the fracture strength and behaviour after fracture of a novel CAD-CAM resin composite material tested at different thicknesses and bonded to different dental substrates was investigated. Within the limitations of this study, results showed a linear relation between restoration thickness and its load-bearing capacity regardless of the substrate, while the bonding substrate showed an impact limited to fracture resistance of thin restorations. Thus, in terms of resistance to a quasi-static load, the null hypothesis a) was rejected and the b) was partially rejected (except for 2 mm-thick restorations). When considering the fracture behaviour of restorations, null hypothesis a) and b) were rejected.

A Hertzian load-to-failure contact test with a spherical contact indenter over a flat-layer structure was used. This test allows simple and standardized experimentation [4,12,34]. On the contrary, testing with a small radii indenter (5 mm), such as the one used, can generate intense point loads, which are more likely to create surface damage rarely detected in clinics [35].

Specimens were built as bi- and tri-layer structures in which circular flat restorations at different thicknesses were bonded on cylinders of bovine dentine (Group D) or dentine and enamel (Group E) (Fig. 1). The diameter of the restorative discs and therefore of the whole assembly was set at 9 mm, similar to the average dimensions of a molar [36]. The restorative discs were milled from a novel industrially polymerized CAD-CAM

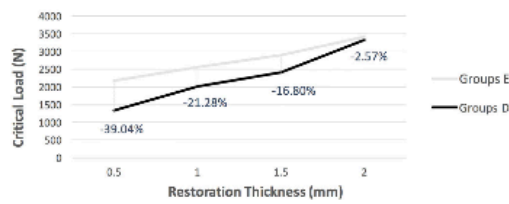


Fig. 3. Means of critical load values and percentage of difference between these values for specimens of Groups E and D with the same restoration thickness.

Table 4. Macroscopic types of restoration failure after the strength test (n=10). Type 1 failure: the crack broke the restoration without damaging the subjacent tissues and provoked partial/total restoration debonding; Type 2 failure: the fracture involved both restoration and the subjacent tissues.

Restoration Thickness	Groups E				Groups D			
	0.5 mm	1 mm	1.5 mm	2 mm	0.5 mm	1 mm	1.5 mm	2 mm
Failure type 1	3	1	1	0	7	3	4	3
Failure type 2	7	9	9	10	3	7	6	7

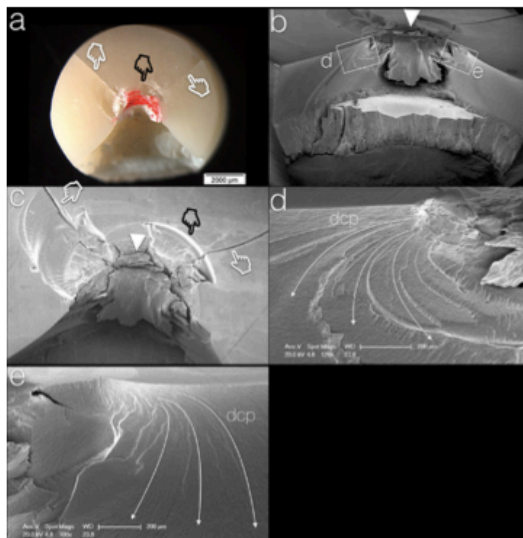


Fig. 4. Specimen type 2 (a) A stereomicroscope image of the fractured specimen. The red mark indicates the impact area. The white indexes indicate visible median cracks while the black one the cone cracking. The fracture passed through the entire specimen (Mode 2) but a large portion of the restoration is still in place. (b) SEM front view of the fractured surface. White tip designates the loading contact and the main origin of the fracture. (c) The impact area from the top. White and black indexes indicate median and cone cracks respectively. (d) and (e) White arrows indicate the direction of crack propagation (dcp). Both in the left and in the right front of the fracture, the crack starts at the surface of the restoration and at the loading contact area and propagates downwards to the restoration's boundaries.

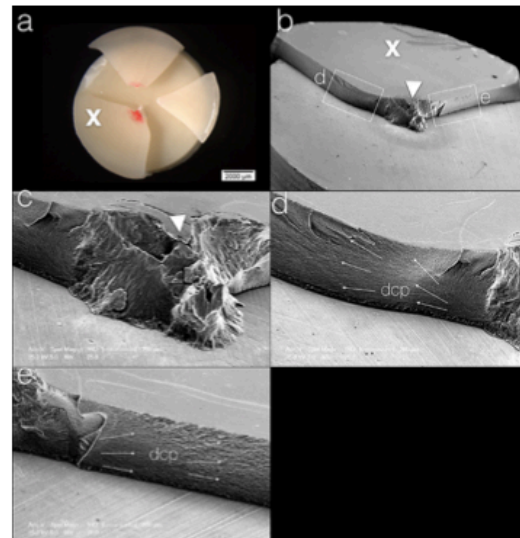


Fig. 5. Specimen from Group 0.5D. A typical fracture of an ultra-thin restoration bonded to dentin. Failure type 1. (a) Picture from the stereomicroscope of the fractured surface from the top. The restoration fractured in multiple pieces which debonded at the cement/dentin interface leaving practically the whole dentin surface intact. The red surface indicates the main loading contact. Letter X indicates the investigated segment. (b) A SEM view of the fracture. The white tip indicates the impact area. Both the left and the right part of the fracture surface are marked by radial cracking. (c) A SEM large view of the impact area. (d) and (e) White arrows indicate the direction of crack propagation (dcp). The radial cracks start at the bottom of the plastic deformation area (cement/dentin interface) underneath the loading contact and ran to the restoration top surface and boundaries.

Table 5. Table showing highest Maximum Principal Stress values (MPa) observed at main stress concentration zones.

	Restoration (top)	Restoration (bottom)	Cement	Enamel (top)	Dentin (top)
Model 0.5E	57 MPa	12 MPa	8 MPa	118 MPa	..
Model 0.5D	40 MPa	33 MPa	27 MPa	..	27 MPa
Model 2E	38 MPa	7 MPa	8 MPa	149 MPa	..
Model 2D	106 MPa	56 MPa	90 MPa	..	69 MPa

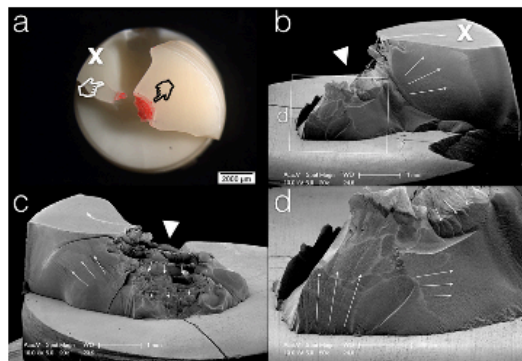


Fig. 6. Specimen from Group 2D. A typical fracture of a thicker restoration bonded to dentin. Failure type 2 (a) Spectrophotometric image from the top of the specimen. The fracture provoked the almost entire debonding of the restoration. The letter X indicates the analysed fragment. White and black indexes denote median and cone cracks respectively. (b) and (c) SEM images of the right and left sides of the fractured surface. White arrows indicate the direction of crack propagation. The competition between cone and median cracks (direction downwards) and radial cracks (direction upwards) is evident. (d) higher magnification of the area below the loading impact.

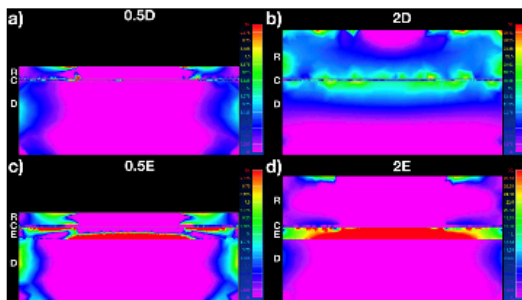


Fig. 7. Image showing lateral cuts with Maximum Principal Stress values (MPa) inside the models. The mean fracture load obtained in the fracture strength test was applied to the FEA models. R: restoration; C: cement; E: enamel; D: dentin.

composite resin material (Brilliant Crios, Coltène/Whaledent AG). Being polymerized under controlled high-pressure/high-temperature conditions, the composite resin produced is highly homogeneous and, therefore, its mechanical properties are higher than the chair-side photopolymerized resin equivalents [37]. Bovine enamel and dentine have been widely validated as human substitutes in laboratory research for their adhesive and mechanical properties [38]. The use of these tissues in the form of a cylindrical base in the present flat-layer model offers a better standardization of specimens than testing on extracted human teeth. The thickness of the tissue base was 3 mm and maintained constant for all specimens to avoid any impact of the base dimensions over the resistance to fracture of the bonded restoration. The association of this flat-layer model with a simple Hertzian monotonic testing gave a high degree of standardization to the study. This statement is supported by the low coefficient of variation (CV) of fracture strength testing values in all groups (Table 3).

Results of the quasi-static fracture strength test displayed increased values of the critical load of the tested restorations with the increase of their thickness, when they were bonded to either enamel or to dentine (Table 3 and Fig. 3). Specimens with 0.5 mm-thick restorations bonded on enamel

had a 36.26 % less resistance to fracture compared to specimens with 2 mm-thick restorations (0.5E vs 2E), whereas in specimens with dentine substrate this difference increased up to 60.11% (0.5D vs 2D).

This difference progressively decreased for 1.5 mm- and for 1 mm-thick restorations. This means that there was a clear linear positive relationship between fracture strength and restoration thickness for both the substrates, and this relationship was more evident for restorations bonded to dentine. These results are not in agreement with a previous study conducted in similar testing conditions by Chen et al. [4] where the authors found no differences in terms of load-bearing capacity between flat CAD-CAM resin nano-ceramic restorations (LAVA Ultimate, 3M, St. Paul, MN, USA) of 0.5 mm and 2 mm, bonded over resin dentine analogous cylinders. However, in that study, the modulation of the thickness of the resin cylinder base according to the variation in thickness of the bonded restoration to keep the final dimensions of the specimen unvaried, could have produced this non-linear correlation between restoration thickness and its critical load. With regard to the differences in strength values between bonding substrates for the same restoration thickness, specimens with restorations of 0.5, 1 and 1.5 mm bonded to dentine (namely 0.5D, 1D and 1.5D) presented a significant lower resistance to fracture of 39.04%, 21.28% and 16.80% less than 0.5E, 1E and 1.5E, respectively (Fig. 3). Nevertheless, this difference was not statistically significant within specimens with 2 mm-thick restorations – mean fracture strength value of 2D was just 2.57% less than that of 2E – which suggests that the influence of the substrate is evident in thin restorations and gradually decreases as the restoration thickens.

A fractographic analysis was carried out on all fragments to investigate the events that took place during the specimens' fractures. A combined stereo and scanning electron microscopy technique was used. While stereomicroscope revealed a better 3D vision of the fractured surface, SEM images efficiently provided the information on characteristic fractographic markers, such as hackle lines, arrest lines and wake hackle, which are indicators of the crack propagation direction [39,40].

Cone and median cracks were more frequent when restoration was bonded to enamel, no matter how thick the restoration was (Fig. 4). The main median crack originated at the loading contact area and progressed downwards through the restoration and then into tissues (Failure type 2), breaking the specimen into two halves (or in a portion) with sporadic restoration debonding. A zone of plastic permanent deformation was present beneath the main loading contact, where the median crack initiated. Tensile stress concentration below this zone leads to rapid microcrack coalescence generating the main crack [41]. In some specimens of Group 0.5E, the main crack originated at the inner surface of the restoration as an upgoing radial crack, as an exception. In all specimens of groups E, several secondary median and cone cracks were also visible over the restoration surface.

In contrast, radial crack was the prevailing damage mode in ultra-thin restorations bonded to dentine (Groups 0.5D). Very few secondary cone and median cracks were visible over the restoration surface. In fact, the bending under stress of the coating over the thick compliant substrate (dentine) initiated radial cracks, which spread upwards and outwards from the cement–dentine interface below the plastic deformation area, provoking restoration fracture. Some of these radial cracks propagated perpendicularly to the loading direction into the cement–dentine bonding interface, initiating the debonding of a large portion of the restoration. The spreading of these radial cracks upwards avoided the crack extension into the dentine layer (Failure type 1, 70%) (Fig. 5). The above-mentioned damage competition between cone/median and radial cracks, which differentiated the mode of fracture of ultra-thin restorations bonded to enamel (Group 0.5E) or dentine (Group 0.5D) substrates, respectively, could explain their high discrepancy in terms of fracture strength as in brittle materials lower critical loads are needed to trigger radial cracks [19].

The gradual increase in the thickness of the restorative coating attenuated progressively the difference in terms of fracture strength and fracture behaviour between specimens of groups E and D (Fig. 3). In fact, specimens of Group 2D broke into multiple pieces and the mode of fracture was mainly the Failure type 2. Radial cracks were dominant in these specimens but downcoming median cracks starting from the zone of impact (plastic deformation) were often detected on the fractured surfaces,

contrary to what was described before for thinner specimens of Group 0.5D and similar to broken specimens of groups E (Fig. 6). This similarity in fracture behaviour between thicker specimens of groups E and D could elucidate their similar fracture strength mean values. On the other hand, the rate of debonding of fractured fragments of Group 2D was still higher than for fragments of Group 2E.

Difference in E-modulus between enamel and dentine and changes in thickness of the restorations could explain the aforementioned dynamics of fracture. In fact, in the modelled specimen with ultra-thin restoration bonded to enamel 0.5E, FEA showed that MPSs are concentrated above all at the restoration's top surface and into the enamel, with practically no stresses into the cement layer, as stiff enamel absorbs stresses and avoids bending. This stress pattern enlightens the predominance in vitro in these specimens of downcoming median/cone cracks beginning at the occlusal contact area, which broke the restorations and the subjacent tissues without almost any debonding. On the other hand, in the modelled specimen of ultra-thin restoration bonded to dentine 0.5D, stress concentration under load is equally distributed within restoration top/bottom, the cement layer and dentine, due to the increased elasticity of the dentine substrate. This stress pattern clarifies the prevalence in vitro in these specimens of radial cracks coming from the restoration/dentine interface and the high rate of restoration debonding. In the thicker modelled specimen 2E, distribution of MPS is similar to the respective thinner specimen 0.5E, which could explain the similarity in terms of fracture behaviour in vitro between specimens of these two groups. In modelled specimen 2D, the rigidity of the specimen increases due to the increase in thickness of the restoration. The MPS pattern of 2D is similar to 0.5D but with an increase in tension above all at the top of the restoration and into the cement. This pattern could explain the simultaneous presence in fractured specimens of this Group of radial, cone and median cracks.

Clinically, results of this study suggest that enamel, as a bonding substrate, assures higher critical loads to fracture than dentine to bonded thin resin composite restorations. Conservation of enamel and, therefore, early diagnostic and therapy are crucial when treating eroded/worn posterior teeth with CAD-CAM resin composite overlays. At the same time, beyond a specific threshold of thickness – 2 mm in the present study – resin restorations become rigid enough to not be affected by the bonding substrate, similarly to fracture mechanics of veneered feldspathic ceramics. As a matter of fact, mean fracture strength value of 2-mm thick restorations bonded to dentin was just 2.57% less than 2-mm thick restorations bonded to enamel. All tested specimens met the minimal resistance requirements – more than 1000 N [42] – to counteract monotonic accidental biting forces. Although high load-to-fracture values obtained with this in vitro set-up, namely quasi-static/uniaxial extreme loading over one central occlusal contact, should not be used to predict clinical mechanical limits of different restorations, as in the clinical setting, restorations are known to fail more frequently in fatigue conditions under cyclic/multi-axial physiological loadings with multiple contact areas. Both high failure loads and the extreme surface contact damages obtained with the Hertzian indentation used in this study are rarely detected in clinics. Also, while the applied simplified bi- and tri-layer overlay model on the one hand guarantees high standard levels, on the other it is unable to mimic the complex geometry of a dental crown.

The bond strength of the adhesive interface between restorations and the tissue substrate – enamel or dentine – is known to have an influence over restorations' critical loads [43,44]. It is important to note that in this study this issue was not explored. A universal adhesive system was applied (One Coat 7 Universal, Coltène/Whaledent AG) to both enamel and dentine, with a previous orthophosphoric acid etching of enamel. The immediate bond strength of 'universal' self-etching adhesive systems to enamel and dentine has been previously shown as being similar [45]. Nevertheless, in this study the debonding of restorations after fracture was always more extensive in 'dentine' specimens than in 'enamel' ones, no matter the thickness of the restorations. As the crack chooses constantly the easier path during its run, it is reasonable to suppose that in this in vitro set-up the adhesive interface to dentine was weaker compared to the enamel interface. A preliminary immediate bond strength test on these specimens would have been necessary to validate this hypothesis and correlate bonding

effectiveness to fracture strength values and fracture behaviour.

5. Conclusion

Within the limits of this in vitro study it was concluded that:

The tooth substrate has an impact on critical loads of thin CAD-CAM composite resin restorations. Within a thickness range of the composite resin restoration of 0.5 mm to 1.5 mm, enamel as a bonding substrate assures higher restoration fracture strength than dentine. This impact gradually diminishes as the restoration becomes thicker.

Both the bonding tooth substrate and the thickness of the restoration have an influence on the fracture behaviour of veneered composite resin restorations. The majority of the restorations bonded to enamel displayed multiple cracks, which broke the restoration and the subjacent tissues into multiple pieces. In most of the cases the restoration remained bonded to enamel after fracture. Contrariwise, in specimens with restoration bonded to dentine, the proportion between cracks that penetrated and cracks that did not penetrate tissues was more balanced. In almost all these fractures there was a large debonding of the restoration to dentine substrate.

With regard to the correlation between the thickness of the restorative material and the type of fracture, radial cracking and cracks that did not penetrate tissues (Failure type 1) were more frequent in 0.5-mm ultra-thin restorations.

Further in vitro studies and clinical trials are needed to confirm these results. In particular results obtained for the specific CAD-CAM composite resin tested in this study should not be safely generalised to all CAD-CAM composite resin materials present today on the market which may vary in properties and, in future, these outcomes should be also compared with CAD-CAM ceramic materials.

Conflicts of interest

The authors declare no conflicts of interest related to the materials used in the present study.

Acknowledgements

The authors wish to thank Coltène and Kuraray for their generous supply of the tested materials. This work was supported by the Swiss Dental Association (SSO), grant number 296-17.

References

- [1] Rocca GT, Rizcalla N, Krejci I, Dietschi D. Evidence-based concepts and procedures for bonded inlays and onlays. Part II. Guidelines for cavity preparation and restoration fabrication. *Int J Esthet Dent* 2015;10:392–413.
- [2] Vailati F, Belsler UC. Full-mouth adhesive rehabilitation of a severely eroded dentition: the three-step technique. Part 1. *Eur J Esthet Dent* 2008;3:30–44.
- [3] Lawn BR, Deng Y, Miranda P, Pajares A, Chai H, Kim DK. Overview: Damage in brittle layer structures from concentrated loads. *J Mater Res* 2002;17:3019–36. <https://doi.org/10.1557/JMR.2002.0440>.
- [4] Chen C, Trindade FZ, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. The fracture resistance of a CAD/CAM Resin Nano Ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. *Dent Mater* 2014;30:954–62. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.05.018>.
- [5] Johnson AC, Versluis A, Tantbirojn D, Ahuja S. Fracture strength of CAD/CAM composite and composite-ceramic occlusal veneers. *J Prosthodont Res* 2014;58:107–14. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2014.01.001>.
- [6] Magne P, Knezevic A. Thickness of CAD-CAM composite resin overlays influences fatigue resistance of endodontically treated premolars. *Dent Mater* 2009;25:1264–8. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2009.05.007>.
- [7] Guess PC, Schultheis S, Wolkewitz M, Zhang Y, Strub JR. Influence of preparation design and ceramic thicknesses on fracture resistance and failure modes of premolar partial coverage restorations. *J Prosthet Dent* 2013;110:264–73. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(13\)60374-1](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(13)60374-1).
- [8] Skouridou N, Pollington S, Rosentritt M, Tsitrou E. Fracture strength of minimally prepared all-ceramic CEREC crowns after simulating 5 years of service. *Dent Mater* 2013;29:e70–7. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2013.03.019>.

- [9] Sasse M, Krummel A, Klosa K, Kern M. Influence of restoration thickness and dental bonding surface on the fracture resistance of full-coverage occlusal veneers made from lithium disilicate ceramic. *Dent Mater* 2015;31:907–15. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2015.04.017>.
- [10] Magne P, Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN. In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. *J Prosthet Dent* 2010;104:149–57. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(10\)60111-4](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(10)60111-4).
- [11] Abu-Izze FO, Ramos GF, Borges ALS, Anami LC, Bottino MA. Fatigue behavior of ultraline tabletop ceramic restorations. *Dent Mater* 2018;34:1401–9. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.06.017>.
- [12] Monteiro JB, Riquieri H, Prochnow C, Guilardi LF, Pereira GKR, Borges ALS, et al. Fatigue failure load of two resin-bonded zirconia-reinforced lithium silicate glass-ceramics: Effect of ceramic thickness. *Dent Mater* 2018;34:891–900. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.03.004>.
- [13] Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN, Magne P. Novel-design ultra-thin CAD/CAM composite resin and ceramic occlusal veneers for the treatment of severe dental erosion. *J Prosthet Dent* 2011;105:217–26. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(11\)60035-8](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(11)60035-8).
- [14] Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 1999;81:652–61. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(99\)70103-4](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(99)70103-4).
- [15] Lawn BR, Lee KS, Chai H, Pajares A, Kim DK, Wuttiphan S, et al. Damage-Resistant Brittle Coatings. *Adv Eng Mater* 2000;2:745–8. [https://doi.org/10.1002/1527-2648\(200011\)2:11<745::AID-ADEM745>3.0.CO;2-E](https://doi.org/10.1002/1527-2648(200011)2:11<745::AID-ADEM745>3.0.CO;2-E).
- [16] Lee KS, Wuttiphan S, Hu X-Z, Lee SK, Lawn BR. Contact-Induced Transverse Fractures in Brittle Layers on Soft Substrates: A Study on Silicon Nitride Bilayers. *J Am Ceram Soc* 2005;81:571–80. <https://doi.org/10.1111/j.1151-2916.1998.tb02376.x>.
- [17] Scherrer SS, de Rijk WG, Belsler UC, Meyer JM. Effect of cement film thickness on the fracture resistance of a machinable glass-ceramic. *Dent Mater* 1994;10:172–7. [https://doi.org/10.1016/0109-5641\(94\)90028-0](https://doi.org/10.1016/0109-5641(94)90028-0).
- [18] Tsai YL, Petsche PE, Anusavice KJ, Yang MC. Influence of glass-ceramic thickness on Hertzian and bulk fracture mechanisms. *Int J Prosthodont* 1998;11:27–32.
- [19] Lawn BR, Pajares A, Zhang Y, Deng Y, Polack MA, Lloyd IK, et al. Materials design in the performance of all-ceramic crowns. *Biomaterials* 2004;25:2885–92. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2003.09.050>.
- [20] Öilo M, Quinn GD. Fracture origins in twenty-two dental alumina crowns. *J Mech Behav Biomed Mater* 2016;53:93–103. <https://doi.org/10.1016/j.jmbm.2015.08.006>.
- [21] Hermann I, Bhowmick S, Zhang Y, Lawn BR. Competing fracture modes in brittle materials subject to concentrated cyclic loading in liquid environments: Trilayer structures. *J Mater Res* 2006;21:512–21. <https://doi.org/10.1557/jmr.2006.0056>.
- [22] Rocca GT, Krejci I. Bonded indirect restorations for posterior teeth: from cavity preparation to provisionalization. *Quintessence Int (Berl)* 2007;38:371–9.
- [23] Belli R, Petschelt A, Lohbauer U. Are linear elastic material properties relevant predictors of the cyclic fatigue resistance of dental resin composites. *Dent Mater* 2014;30:381–91. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.01.009>.
- [24] Biswas N, Dey A, Kundu S, Chakraborty H, Mukhopadhyay AK. Mechanical Properties of Enamel Nanocomposite. *ISRN Biomater* 2013;2013:1–15. <https://doi.org/10.5402/2013/253761>.
- [25] Xu HHK, Smith DT, Jahanmir S, Romberg E, Kelly JR, Thompson VP, et al. Indentation Damage and Mechanical Properties of Human Enamel and Dentin. *J Dent Res* 1998;77:472–80. <https://doi.org/10.1177/00220345980770030601>.
- [26] AL-Makramani BMA, Razak AAA, Abu-Hassan MI. Evaluation of Load at Fracture of Procera AllCeram Copings Using Different Luting Cements. *J Prosthodont* 2008;17:120–4. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2007.00270.x>.
- [27] Kurtoglu C, Uysal H, Mamedov A. Influence of Layer Thickness on Stress Distribution in Ceramic-Cement-Dentin Multilayer Systems. *Dent Mater J* 2008;27:626–32. <https://doi.org/10.4012/dmj.27.626>.
- [28] Fleming GJP, Cao X, Romanyk DL, Addison O. Favorable residual stress induction by resin-cementation on dental porcelain. *Dent Mater* 2017;33:1258–65. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2017.07.018>.
- [29] Addison O, Marquis PM, Fleming GJ. Quantifying the strength of a resin-coated dental ceramic. *J Dent Res* 2008;87:542–7. <https://doi.org/10.1177/154405910808700610>.
- [30] Qin QH, Zhang X. Crack deflection at an interface between dissimilar piezoelectric materials. *Int J Fract* 2000;102:355–70. <https://doi.org/10.1023/A:1007601312977>.
- [31] Parmigiani J, Thouless M. The roles of toughness and cohesive strength on crack deflection at interfaces. *J Mech Phys Solids* 2006;54:266–87. <https://doi.org/10.1016/j.jmps.2005.09.002>.
- [32] Magne P, Knezevic A. Simulated fatigue resistance of composite resin versus porcelain CAD/CAM overlay restorations on endodontically treated molars. *Quintessence Int* 2009;40:125–33.
- [33] Zhu JJ, Tang ATH, Matinlinna JP, Hägg U. Acid etching of human enamel in clinical applications: A systematic review. *J Prosthet Dent* 2014;112:122–35. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.08.024>.
- [34] Lawn BR, Deng Y, Thompson VP. Use of contact testing in the characterization and design of all-ceramic crownlike layer structures: A review. *J Prosthet Dent* 2001;86:495–510. <https://doi.org/10.1067/mpd.2001.119581>.
- [35] Kelly JR, Rungruangant P, Hunter B, Vailati F. Development of a clinically validated bulk failure test for ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 2010;104:228–38. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(10\)60129-1](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(10)60129-1).
- [36] Ferrario VF, Sforza C, Tartaglia GM, Colombo A, Serrao G. Size and shape of the human first permanent molar: A Fourier analysis of the occlusal and equatorial outlines. *Am J Phys Anthropol* 1999;108:281–94. [https://doi.org/10.1002/\(SICI\)1096-8644\(199903\)108:3<281::AID-AJPA4>3.0.CO;2-#](https://doi.org/10.1002/(SICI)1096-8644(199903)108:3<281::AID-AJPA4>3.0.CO;2-#).
- [37] Ruse ND, Sadoun MJ. Resin-composite Blocks for Dental CAD/CAM Applications. *J Dent Res* 2014;93:1232–4. <https://doi.org/10.1177/0022034514553976>.
- [38] Yilmaz ED, Koldehoff J, Schneider GA. On the systematic documentation of the structural characteristics of bovine enamel: A critic to the protein sheath concept. *Dent Mater* 2018;34:1518–30. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.06.006>.
- [39] Scherrer SS, Quinn JB, Quinn GD, Wiskott HWA. Fractographic ceramic failure analysis using the replica technique. *Dent Mater* 2007;23:1397–404. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2006.12.002>.
- [40] Rocca GT, Sedlakova P, Saratti CM, Sedlacek R, Gregor L, Rizcalla N, et al. Fatigue behavior of resin-modified monolithic CAD-CAM RNC crowns and endocrowns. *Dent Mater* 2016;32:e338–50. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2016.09.024>.
- [41] Lee JJ- W, Kwon J-Y, Chai H, Lucas PW, Thompson VP, Lawn BR. Fracture Modes in Human Teeth. *J Dent Res* 2009;88:224–8. <https://doi.org/10.1177/0022034508330055>.
- [42] Waltimo A, Könönen M. A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults. *Eur J Oral Sci* 1993;101:171–5. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0722.1993.tb01658.x>.
- [43] Furukawa K, Inai N, Tagami J. The effects of luting resin bond to dentin on the strength of dentin supported by indirect resin composite. *Dent Mater* 2002;18:136–42. [https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(01\)00032-X](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(01)00032-X).
- [44] Wang Y, Katsube N, Seghi RR, Rokhlin SI. Statistical failure analysis of adhesive resin cement bonded dental ceramics. *Eng Fract Mech* 2007;74:1838–56. <https://doi.org/10.1016/j.engfracmech.2006.11.006>.
- [45] Makishi P, André C, Ayres A, Martins A, Giannini M. Effect of Storage Time on Bond Strength and Nanoleakage Expression of Universal Adhesives Bonded to Dentin and Etched Enamel. *Oper Dent* 2016;41:305–17. <https://doi.org/10.2341/15-163-L>.



Copyright: This is an open-access article distributed under the terms of Creative Commons Attribution License 4.0 (CC BY 4.0), which allows users to distribute and copy the material in any format so long as attribution is given to the author(s).

