

Resistencia a fractura de coronas elaboradas con disilicato de litio aplicadas en diferentes terminaciones marginales

Fracture resistance of crowns prepared with lithium disilicate applied to different marginal terminations

Marco Zúñiga Llerena, Universidad de las Américas, Quito-Ecuador, l.zuniga@udlanet.ec
Fabián Rosero Salas, Universidad de las Américas, Quito-Ecuador, fm.rosero@udlanet.ec
Byron Velásquez Ron, Universidad de las Américas, Quito-Ecuador, byron.velasquez@udla.edu.ec

RESUMEN

*Evaluar la influencia del tipo de terminación marginal; filo de cuchillo (F) y chamfer (C) sobre la resistencia flexural de coronas de disilicato de litio CAD/CAM en espesores de 0,8 mm y 0,5 mm. **Materiales y métodos:** 40 premolares superiores sanos, en 2 grupos de acuerdo con el tipo de terminación G1=F y G2=C; 2 subgrupos referentes al espesor del material Sg1=0,8mm y Sg2 0,5 mm (5 coronas por cada subgrupo), se sometieron a fuerzas de compresión vertical (v) y horizontal (h). Se observó el tipo de fractura más frecuente; cohesivas en porcelana (cp), adhesiva en porcelana (ap), mixta pequeña (mp) y mixta larga (ml). **Resultados:** en preparaciones a 0,8 mm y 0,5 mm, existió diferencia significativa en relación con la mejor terminación, esta fue el C; sus valores fueron, Sg1 (h=1347,2 N / v=1402,0. F; Sg1 (h=965,6 N / v= 794,8 N). F a 0,5 mm mostró mejor desempeño ante fuerzas horizontales. C; Sg2 (h=924,8 N / v=813,4 N) y para F; Sg2 (h=1217,0 N / v= 576,0 N). **Conclusiones:** tipo de fractura más frecuente es cp y ap. Terminación chamfer y filo de cuchillo pueden ser utilizados con seguridad, pues muestran valores aceptables de resistencia flexural, al reducirse el grosor de la restauración en chamfer reduce su resistencia, el filo de cuchillo la aumenta.*

PALABRAS CLAVE

Corona dental, materiales dentales, fracaso de restauraciones dentales, preparación dental, disilicato de litio, chamfer, filo de cuchillo, resistencia flexural, CAD-CAM, diseño asistido por computadora.

ABSTRACT

***Objective:** To evaluate the influence of the type of shoulder margins; Knife edge (F) and Chamfer (C) on the flexural strength of CAD / CAM lithium disilicate crowns in thicknesses of 0.8 mm and 0.5 mm. **Materials and Methods:** 40 healthy upper premolars, in 2 groups according to the type of termination G1 = F and G2 = C; 2 subgroups referring to the material thickness Sg1 = 0.8mm and Sg2 0.5mm (5 crowns for each subgroup), were subjected to vertical (v) and horizontal (h) compression forces. The most frequent type of fracture was observed; cohesive in porcelain (cp), adhesive in porcelain (ap), mixed small (mp) and mixed long (ml). **Results:** in preparations with 0.8 mm and 0.5 mm thicknesses, there was a significant difference in relation to the best termination, this was C; their values were Sg1 (h = 1347.2 N / v = 1402.0.F; Sg1 (h = 965.6 N / v = 794.8 N) .F at 0.5 mm showed better performance against horizontal forces C; Sg2 (h = 924.8 N / v = 813.4 N) and for F; Sg2 (h = 1217.0 N / v = 576.0 N) **Conclusions:** the most frequent type of fracture is cp and ap finishing chamfer and knife edge can be used safely show acceptable values of flexural strength, by reducing the thickness of the chamfer restoration reduces its strength, the knife edge increases it.*

KEYWORDS

Dental crown, dental materials, dental restoration failure, dental preparation, lithium disilicate, chamfer, knife edge, flexural resistance, CAD-CAM, computed aided design.

Recibido: 15 enero, 2019

Aceptado para publicar: 2 julio, 2019

INTRODUCCIÓN

Las restauraciones de disilicato de litio han mostrado gran resistencia a la fractura, dentro de las cerámicas vítreas (desde 400 MPa), la calidad de adaptación es superada por la cerámica feldespática, por lo que es importante evaluar la resistencia de los distintos materiales cerámicos para poder utilizarlos bajo distintos criterios y escenarios clínicos múltiples. (Clausen, 2010)

Aplicar la terminación o diseño marginal en filo de cuchillo provee menor desgaste posible entre las terminaciones descritas en la literatura, la experimentación acerca de su resistencia en comparación con la terminación tipo chamfer (gold standar), colaborando con disminuir efectos biomecánicos perjudiciales al diente, aparato estomatognático.

Cuando es menor la anulación del bisel en la terminación marginal, menor es el espesor del cemento. Las discrepancias marginales son equivalentes al espesor del cemento en la zona del hombro, reducir la preparación a hombros de menor angulación es un objetivo deseable. (Preis & Behr, 2015)

Una prótesis dental fija con buen ajuste marginal puede reducir los riesgos de caries secundarias y enfermedades gingivales y periodontales, disminuyendo al mínimo la impactación en el margen, bacterias, placa y la resistencia del material. Un mal ajuste marginal

reporta como una causa fundamental de fracaso de una prótesis dental fija, la terminación en filo de cuchillo es al respecto una de las mejores terminaciones por lo que su uso adecuado se convertiría en una gran opción clínica. (Ki, 2013) La idea es poder obtener un buen sellado cervical de la prótesis coronaria, con la preparación dental. (Pegoraro, 2010). Se menciona en una revisión bibliográfica realizada por Contrepolis y *et al.*, que los factores que influyen en la adaptación marginal son: (Contrepolis, 2013), configuración marginal, espacio necesario para la cementación, proceso de cementación en sí, proceso de confección de la corona.

Los estudios realizados en relación con el cumplimiento de los parámetros teóricos para la preparación de coronas totales de cerámica en prótesis fija convencional muestran que ningún parámetro teórico se cumple en la clínica de odontólogos generales en Estados Unidos, la muestra fue de 263 dientes a los que se evaluaron bajo microscopía electrónica y análisis matemáticos, se encontró que el error encontrado fue: (Tiu, 2015). La convergencia oclusal promedio excedían los 43 grados. Las preparaciones fueron de 0,4 a 0,8 mm de espesor.

El desgaste en oclusal fue excesivo de 1,8 a 5,2 mm. Se comparó unión adhesiva versus la fuerza cohesiva en distintos materiales CAD CAM (resinosos, varias cerámicas de uso dental) y su influencia respecto al sistemas adhesivos ocupado (auto

grabadores / SE y universales), se mostró que no existe diferencia significativa al elegir un sistema de quinta o sexta generación, con excepción del Peak universal bond (Ultradent 5g) el cual contiene clorhexidina; sin embargo, existe diferencia en cuanto al material por utilizar, el disilicato de litio mostró mejor adhesión que la zirconio siendo este un factor decisivo. (Si-gueira, 2016) Quante 2008, manifiesta que se debe evaluar el ajuste marginal e interno de las coronas de metal-cerámica fabricadas con un nuevo procedimiento de fusión por láser versus CAD CAM, este proceso tiene una alta precisión del ajuste interno y es comparable en pasos; sin embargo, su rendimiento es mayor en rapidez y más eficacia. (Quante, 2008)

El uso de sistemas CAD CAM reduce significativamente la presencia de errores atribuibles a las técnicas de laboratorio, la calidad de los materiales, la manipulación humana, mejora el tiempo de trabajo clínico, la velocidad del procesado de laboratorio, la comodidad del paciente, la seguridad del registro y almacenamiento de la información; esta tecnología es una herramienta útil para la odontología. (Habekost, 2011). Se pretende generar evidencia para la toma de decisiones clínicas sobre el uso de esta preparación marginal en coronas de disilicato de litio, a varios espesores usando un protocolo adhesivo establecido para proveer confianza sobre la instauración de un tratamiento seguro, por tanto, se evitan consecuencias medico le-

gales, económicas y psicosociales. (Ezatollah,2011). El ajuste alrededor de toda la preparación es más importante que el marginal de la corona, bajo dos métodos de medición como microtomografía y el método óptico, se estableció que los dos ajustes (marginal y periférico) son importantes y que los dos métodos de medición son confiables para determinar el espacio. (Runguananut, 2010).

MATERIALES Y METODOS

Se va a evaluar la resistencia a la fractura de coronas en disilicato de litio con terminaciones en filo de cuchillo elaboradas en CAD – CAM. Estudio experimental, transversal y de laboratorio in vitro. Muestra de 40 premolares (n=40), 40 (n=40) coronas de cerámica.

Criterios de inclusión

- Premolares extraídos hace 1 año.
- Premolares sin compromiso pulpar.

- Premolares sin lesiones cavitarias mayores de 0,5 mm en esmalte.
- Premolares superiores con altura cervicoincisa de 9 mm, mesio distal de 7 mm, vestíbulo lingual de 7 mm con un rango de más-menos 0.5 mm.
- Premolares superiores con una longitud radicular de más de 10mm.
- Premolares superiores extraídos por motivo ortodónticos.

Criterios de exclusión

- Premolares con afectación periodontal quistes, granulomas, abscesos.
- Premolares con patología traumática, fracturas, fisuras.
- Desgaste del esmalte mayor de 0,3 mm por cualquier causa, en cualquier localización de la corona clínica.
- Premolares inferiores.
- Premolares con alteración congénita, microdoncia, enanismo radicular, hipoplasia del esmalte, fusión, gemación.

- Premolares con alteraciones adquiridas no traumáticas, fluorosis, abrasiones, erosión.
- Premolares con alteraciones de su forma.

Se obtuvieron 40 premolares extraídos por motivos ortodónticos, sin lesiones severas que comprometan gravemente la integridad de los tejidos dentales en un lapso de 1 año, la muestra recogida fue conservada en agua destilada por 7 días y sumergida en solución salina 48 horas antes de su preparación hasta su cementación y 48 horas antes de ser fracturadas, estos se agruparon aleatoriamente (figura 1).

Los dientes previo a su desgaste fueron calibrados con el uso de un pie de rey, para ser incluidos en el estudio en dimensiones lo más similares posibles, se realiza matriz de silicona de condensación pasta pesada (fig. 2), forma aproximada a un cuadrado con la ayuda de un troquel de plástico calibrado (fig. 3) se introduce el diente, esta matriz guía se cortó con la ayuda de una hoja de bisturí # 12 en sentido vestíbulo palatino y posteriormente mesiodistal conforme se avanzaba con el tallado del diente.

La preparación fue realizada con terminaciones en filo de cuchillo (bisel) como también chamfer.

Se escanea cada una de las superficies preparadas, con la ayuda de un medio de contraste como lo es el espray ZIRKON de ZirkonZahn, cara vestibular, oclusal, lingual, mesial, distal, (Fig. 4), se revisa archivo digital en busca de errores, aceptado, se procede a calibrar la corona espesor (0,8 y 0,5 mm), se delimita la línea de terminación en preparaciones chamfer como filo de cuchillo. En el sistema CAD CAM se carga disco de cera, procesado en 20 minutos aproximadamente, fresando en cera 6 coronas en cada ocasión.

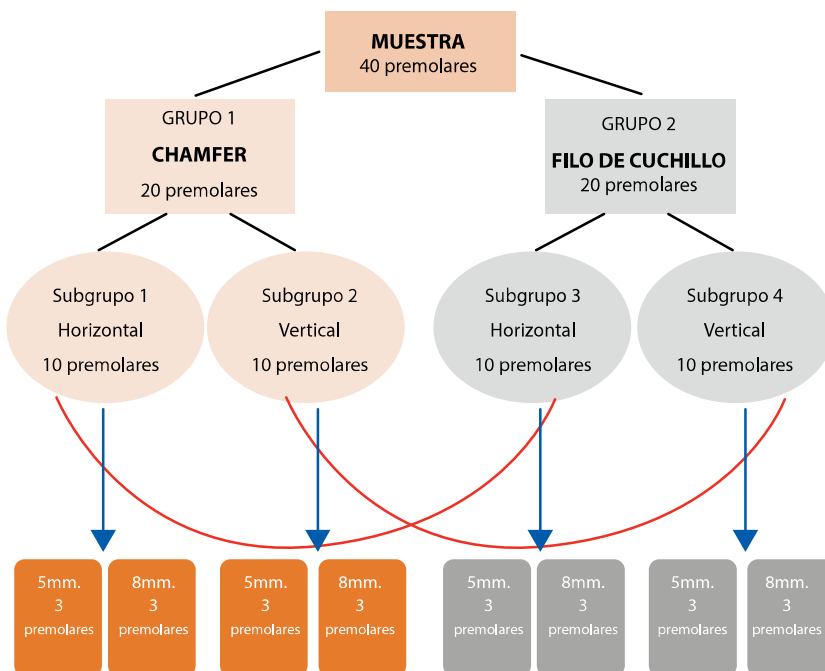


Figura 1. Flujograma de Investigación

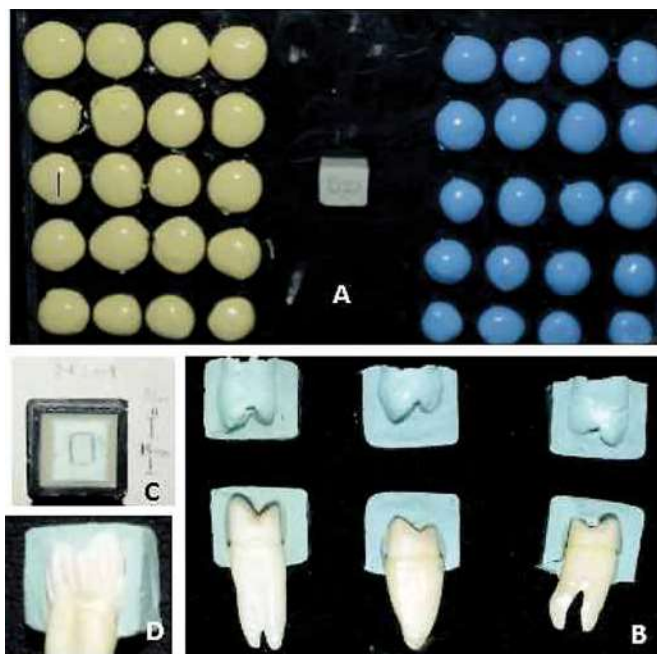


Figura 2 y 3. Elaboración de guías de tallado.

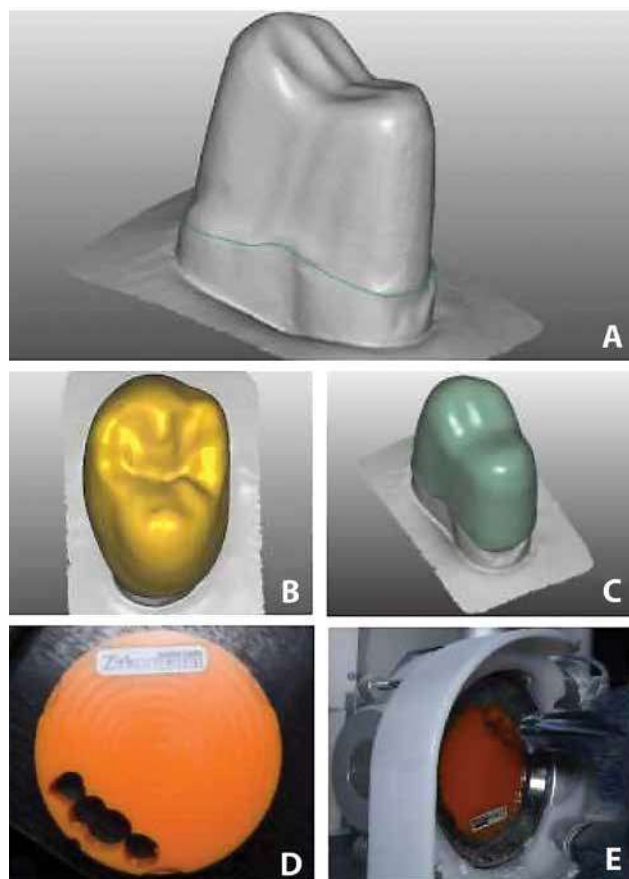


Figura 4. Proceso CAD- CAM.

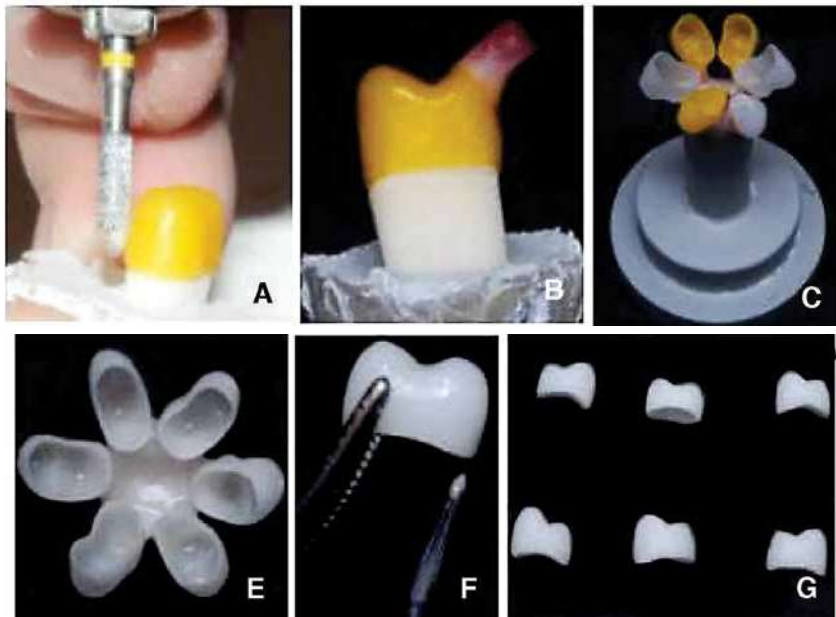


Figura 5. Procesamiento para la técnica Press

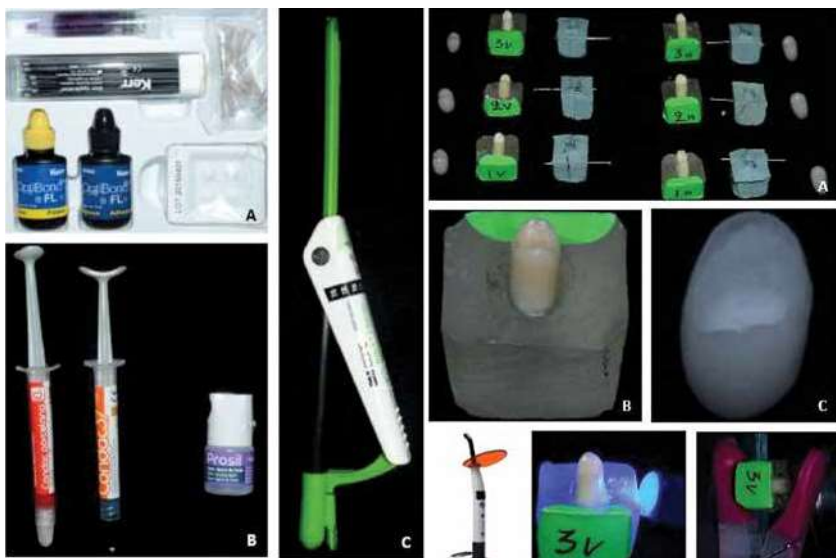


Figura 6. Protocolo de adhesión y cementación.

Se procede a retirar las coronas del disco de cera con la ayuda de una fresa de fisura de carburo de halo amarillo para pieza de mano, y a pulir la corona en el sitio que mantuvo el conector; liberada la corona se revisa el margen y se procede a la confección del bebedero con cera para bebederos calibrada a 0,5 mm de largo y angulación de mayor a 90 grados. (Fig. 5)

CEMENTACIÓN

Sobre la superficie interna de la corona de disilicato de litio, se colocó una capa de ácido fluorhídrico al 10 % de la casa Condac Porcelana de FGM y demás materiales según las instrucciones de fabricante, se colocó ácido ortofosfórico por 30 segundos, en toda la superficie (Fig. 6), se secó con papel absorbente estéril, finalmente se colocó silano Prosil de FGM y se dejó secar durante 1 minuto.

La superficie dentaria se preparó con una limpieza con alcohol antiséptico 70 volúmenes y un cepillado leve, colocación de ácido ortofosfórico Kerr durante 15 segundos, mediante Brush Kerr del Primer Kerr y sistema adhesivo de cuarta generación Optibond FL durante 20 segundos, contenido en KIT. Posteriormente se prepara el cemento Relix Ultimate de la casa 3M en una loseta de vidrio se mezcló durante 10 segundos y se colocó en la superficie interna de la corona y en el muñón se unió la corona y el diente mediante presión digital, se pinzó hasta que termine su polimerización, inmediatamente se aplicó glicerina con un brush se retiró los excesos de cemento. (Fig. 6).

RESISTENCIA A LA COMPRESIÓN

Se usó una máquina de ensayos universales para la carga mecánica de las coronas después de 2 días de haberlas cementado, se cargó sobre

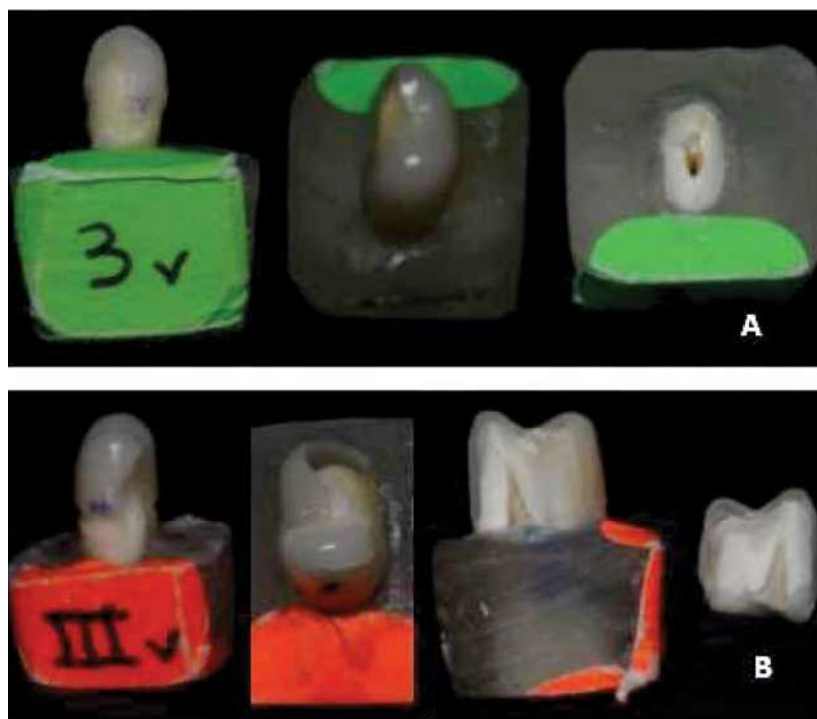


Figura 7. Fracturas encontradas.
a. Tipos de fractura encontrados en el grupo verde, filo de cuchillo CP, MP, ML.
b. El grupo naranja o chamfer igualmente presentó las mismas fracturas CP, MP y ML.

Tabla 1.
Comparación de la significancia mediante pruebas de normalidad.

	PRUEBAS DE NORMALIDAD					
	Kolmogorov-Smirnov.			Shapiro-Wilk.		
	Estadístico	GL	Sig.	Estadístico	GL	Sig.
Horizontal chamfer 0,8 mm.	0,207	5	0,2000	0,9100	5	0,466
Horizontal filo de cuchillo 0,8 mm.	0,234	5	0,2000	0,8880	5	0,349
Horizontal chamfer 0,5 mm.	0,191	5	0,2000	0,9840	5	0,954
Horizontal filo de cuchillo 0,5 mm.	0,182	5	0,2000	0,9870	5	0,968
Vertical chamfer 0,8 mm.	0,305	5	0,1460	0,8320	5	0,144
Vertical filo de cuchillo 0,8 mm.	0,208	5	0,2000	0,9490	5	0,727
Vertical chamfer 0,5 mm.	0,168	5	0,2000	0,9900	5	0,978
Vertical filo de cuchillo 0,5 mm.	0,267	5	0,2000	0,9110	5	0,473

Nota: Las casillas con sombra muestran el grado de significancia (Sig.), nótese las 2 pruebas aplicadas que determinan el grado de libertad (GL.)

Tabla 2.
Fuerza Horizontal: Media (M) y desviación estándar de la resistencia flexural en Newtons (N) del DSL en terminación chamfer y filo de cuchillo.

ESPESOR	CHAMFER		FILO DE CUCHILLO	
0,5 mm.	Bb.		Aa.	
	942,80 M	161,292	1217,00 M	109,832
0,8 mm.	Aa.		Bb.	
	1347,20 M	158,056	965,60 M	94,442

Nota: Letras mayúsculas iguales (AA) significan medidas iguales (no hay diferencia significativa), válido para comparación dentro de una misma fila; letras minúsculas iguales (aa) significan medidas iguales (no hay diferencia significativa), válido para comparación en sentido vertical.

Tabla 3.
Fuerza horizontal: frecuencia (#) y porcentaje (%) de los tipos de fractura en terminación chamfer y filo de cuchillo.

ESPESOR	CHAMFER			FILO DE CUCHILLO		
0,5 mm.	CP	AP	ML	CP	AP	ML
	B	A	A	A	B	A
	20/1	40/2	40/2	40/2	20/1	40/2
0,8 mm.	CP	AP		CP	AP	
	B	A		A	B	
	40/2	60/3		60/3	40/2	

Nota: Letras mayúsculas iguales (AA) significan medidas iguales (no hay diferencia significativa), válido para comparación dentro de una misma fila y de un mismo grupo, las casillas pintadas del mismo color delimitan el grupo en el cual se hace válida la comparación. Los valores n/n se leen, n1= porcentaje y n2= frecuencia.

Tabla 4.
Fuerza vertical: frecuencia (#) y porcentaje (%) de los tipos de fractura en terminación chamfer y filo de cuchillo.

ESPESOR	CHAMFER				FILO DE CUCHILLO		
0,5 MM.	CP	AP	MP	ML	CP	AP	MP
	B	B	A	B	A	B	B
	20/1	20/1	40/2	20/1	60/3	20/1	20/1
0,8 mm.	CP	AP			CP	AP	
	A	B			B	A	
	60/3	40/2			40/2	60/3	

Nota: Letras mayúsculas iguales (AA) significan medidas iguales (no hay diferencia significativa), válido para comparación dentro de una misma fila y de un mismo grupo, las casillas pintadas del mismo color delimitan el grupo en el cual se hace válida la comparación. Los valores n/n se leen, n1= porcentaje y n2= frecuencia.

la superficie oclusal en su centro con una esfera de 1 mm de diámetro con una fuerza de 5 Newtons, inicialmente con una velocidad de 1 mm/min hasta que se produjo la primera fractura en cada caso, la ocurrencia de la fractura se registraba en el software de Exel, y las diferencias estadísticas entre los grupos se validaron por medio de ANOVA y la T - Student en cuanto a la significancia de los resultados fue demostrada tras tabulación de los datos (Tabla 1), de resistencia flexural (Tabla 2), y de tipos de fractura encontrados. (Fig. 7).

RESULTADOS

Horizontal a 0,5 mm: En la prueba de Levene, el valor de significación es de 0,566, este valor es superior a 0,05, equivalente a T (Sig. (Bilateral) = 0,010) es inferior a P=0,05 por tanto las medias de las dos muestras no son similares, mayor valor se tiene en filo de cuchillo.

Horizontal a 0,8 mm: En la prueba de Levene, el valor de significación es de 0,311, este valor es superior a 0,05, equivalente a T (Sig. (Bilateral) = 0,002) es inferior a P=0,05 por tanto las medias de las dos muestras no son similares, mayor valor se tiene en chamfer.

En resumen, es estadísticamente significativa la diferencia entre chamfer y filo de cuchillo, mayores valores se obtienen en chamfer a 0,8 mm; sin embargo en Filo de cuchillo se los obtiene a 0,5 mm de espesor.

FUERZA VERTICAL

Vertical a 0,5 mm: En la prueba de Levene, el valor de significación es de 0,95, este valor es superior a 0,05, equivalente a T (Sig. (Bilateral) = 0,001) inferior a P= 0,05; por tanto, las medias de las dos muestras no son similares, pues en chamfer se tiene un mayor valor.

Vertical a 0,8 mm: En la prueba de Levene, el valor de significación es de 0,166, este valor es superior a 0,05, equivalente a T (Sig. (Bilateral) = 0,006) inferior a $P=0,05$; por tanto, las medias de las dos muestras no son similares, pues mayor valor se tiene en chamfer.

En resumen, es estadísticamente significativa la diferencia entre las medias entre chamfer y filo de cuchillo, mayor valor se tiene en chafán a los 8 mm y a los 0,5 mm.

FUERZA HORIZONTAL

Horizontal 0,5 mm: En chamfer la fractura más frecuente fue AP y ML (2 dientes cada uno), se presentó fractura de 2 muñones; En filo de cuchillo más frecuente fue CP y ML (2 dientes cada uno), se presentó fractura de 2 muñones.

Horizontal 0,8 mm: En chamfer la fractura más frecuente fue AP (3 dientes); en filo de cuchillo más frecuente fue CP (3 dientes) solo se comprometió el material (DSL), pero en ningún grupo existió fractura mixta.

En resumen, en la fuerza horizontal a un espesor de 0,8 mm. solo existieron fracturas tipo AP y CP; mientras que a espesores de 0,5 mm tanto en chamfer como filo de cuchillo existieron igual número de ML. También conocida como fractura catastrófica.

FUERZA VERTICAL

Vertical 0,5 mm: En chamfer la fractura más frecuente fue AP (2 dientes), incluso se presentó fractura del muñón ML (1 diente); en filo de cuchillo más frecuente fue CP (3 dientes) solo se comprometió el material (DSL).

Vertical 0,8 mm: En chamfer la fractura más frecuente fue CP (3 dientes); en filo de cuchillo más fre-

cuente fue AP (3 dientes) solo se comprometió el material (DSL).

En resumen, en la fuerza vertical a un espesor de 0,8 mm. solo existieron fracturas tipo AP y CP; A espesores de 0,5 mm el chamfer produjo fractura catastrófica ML (1 diente) siendo MP la fractura más frecuente. Nótese que en filo que chuchillo solo existió fractura del material. (DSL). (Tabla 3 y 4).

DISCUSIÓN

Clausen menciona que las prótesis fijas adhesivas metal free son un tratamiento seguro comparable con las prótesis fijas convencionales (PFC), otros estudios expresan que su resistencia es inferior. Existen factores que influyen en la resistencia flexural de una PF: (Zetall, 2016) En primer lugar, una corona cementada correctamente (protocolo de adhesión), en segundo lugar, la cantidad de preparación (espesor del material) y finalmente, el grado de convergencia oclusal (Ideal de 6 a 12 grados en busca de paralelismo).

En el protocolo adhesivo para el estudio se utilizaron materiales cerámicos vítreos actuales que permiten un tratamiento adecuado, además de una resistencia flexural superior a 100N, como en el caso del disilicato de litio (400 Mpa.), el material ideal debe tener resistencia y resiliencia suficiente, tanto cerámicas (80 % de contenido vítreo) y resinas (con refuerzo cerámico). (Magne P, 2010) para PFA, considera importante el cemento resinoso, al realizar diseños anatómicos de tipo corona full contorno, (Sharbaf, 2014) se utilizó adhesivos de 4ta. generación superiores en esmalte (Optibond FT), literatura existente menciona como elección sexta generación (Clearfill SE Bond) para generar mejores valores de resistencia, no existiendo diferencia significativa entre ellos.

(Scherrer, 2010). El espacio para el cemento fue calibrado en CAD CAM a 60 μm . según el estándar. (Gressler, 2015), otros autores defienden los espesores de 20, 40 se mostró que 60 micras fue superior con los mejores valores. (Anwar, 2015) para PFA.

El espesor del material en la investigación encontró diferencias estadísticas, a mayor espesor mayor resistencia, sin embargo, en filo de cuchillo esta regla parece no cumplirse totalmente puesto que este mostro resultados superiores ante la compresión horizontal, en contraposición a lo encontrado por Politek en coronas de Alúmina a un intervalo de 0,2 mm de espesor, refiere no existe diferencia estadística los espesores varían entre 0,6 mm y 0,4 mm. (Potiket N, 2004) o con lo encontrado en coronas de cerámica vítrea donde la cantidad de preparación (0,8 mm a 1,2 mm) influye en menor medida sin diferencia estadística ente los grupos, (Zhang, Barani, & Bush, 2016) se puede inferir en que para disilicato de litio el espesor sí es importante. (Clausen & Milia-Abou, 2010). Co-tejar resultados con una muestra mayor, utilizando diferentes materiales, test de compresión de los espesores en cuestión sería lo recomendable. (Attia A, 2004)

Diferencia significativa en la resistencia flexural entre el chamfer y el filo de cuchillo, la elección de chamfer, (Maghrabi, 2011) a espesor mayor a 0,8 mm con promedio de 610 N (Alúmina) en comparación con filo de cuchillo, (Ezatollah & Neda, 2010) persiste la duda a espesores de 0,5 mm, hay que tomar en cuenta que la posibilidad de posicionar incorrectamente la corona sobre su muñón aumenta en la terminaciones horizontales como el chamfer, (Kaukinen, 1996) por otra parte Edelhoff da importancia a preparaciones mínimamente invasivas, para la conservación del

tejido, resalta la importancia de la morfología dental y el tipo de preparación, (Edelhoff, 2012) preparaciones filo de cuchillo proveen menor desgaste dentario. (Friedlander L. 1990).

La resistencia flexural del disilicato es superior dentro de las vitrocerámicas los valores oscilaron a partir de 2895 a 4173 N, (Clausen & Milia-Abou, 2010) materiales con valores mayores a 100 N son utilizables en boca, la importancia del uso de una guarda oclusal después del tratamiento rehabilitador, debido a que las cargas masticatorias se producen aleatoriamente en el tiempo, el que al cabo de un lapso mediático de tiempo podría generar fallas en el material o fractura en el diente, (Rueda, 2015) la prevalencia de las fracturas en promedio esta alcanza de 3,5 a 24 % en especial coronas metal cerámica, donde la fractura del núcleo alcanza un 3,5 % y la de laminación

un 3,5 % en promedio, (Anusavice, 2013) el termociclado mostró que, las fracturas se dan en el cemento mas no en el esmalte. (Gerdolle, 2005) coincidencia encontrada en el estudio con prevalencia de fractura en el material de disilicato de litio pero no en el diente.

CONCLUSIONES

El chamfer fue significativamente mejor al filo de cuchillo respecto a la resistencia flexural; sin embargo, el filo de cuchillo fue superior ante fuerzas horizontales en espesores de 0,5 mm.

El espesor del material fue directamente proporcional a la resistencia flexural, los mejores valores se observaron a 0,8mm.

Los tipos de fractura más prevalentes fueron; la adhesiva en dentina y la cohesiva en porcelana, además su diferencia fue significativa en espe-

sores de 0,5 mm, donde la fractura incluso afectó el muñón. ■■■

AUTORES

1 Zúñiga Llerena Marco,
2 Rosero Salas Fabián.,
3 Velásquez Ron Byron
<https://orcid.org/0000-0001-5660-3941>

1 Especialista. Facultad de Odontología Postgrado de Rehabilitación Oral. Universidad de las Américas. Campus Colón. Quito-Ecuador

2 Especialista en Periodoncia e Implantología. Facultad de Odontología Postgrado de Rehabilitación Oral. Universidad de las Américas. Campus Colón. Quito-Ecuador

3 PhD. Facultad de Odontología. Universidad de las Américas. Campus Colón. Quito-Ecuador

CORRESPONDENCIA.

byron.velasquez@udla.edu.ec
Colón y 6 de Diciembre .
Telf 3981000 +593984938162,
Facultad de Odontología,
Universidad de las Américas.

ECUADOR

BIBLIOGRAFÍA

Anusavice, K. (2012). *Standardizing failure, success, and survival decisions in clinical studies of ceramic and metal-ceramic fixed dental prostheses*. *Dental Materials*, vol 1 (102–111) doi: 10.1016/j.dental.2011.09.012.

Anwar, M. (2015). *The effect of luting cement Type and Thickness on stress distribution in upper premolar implant restore with metal ceramic crowns*. *Tanta dental journal*, vol1 (48-55). doi:10.1016/j.tdj.2015.01.004.

Att, W. (2016). *Fracture resistance of single-tooth implant-supported all ceramic restorations after exposure to the artificial mouth*, vol 33 (380–386). doi: 10.1111/j.1365-2842.2005.01571.x.

Azim, T. (2015). *Comparison of the marginal fit of lithium disilicate crowns fabricated with CAD/CAM technology by using conventional impressions and two intraoral digital scanners*. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, Vol 2 (25-41).

Carvalho, A. (2014). *Fatigue resistance of CAD CAM complete Crowns with a simplified cementation process*. *The journal of prothetic dentistry*, vol 111(310-317). doi: 10.1016/j.prosdent.2013.09.020.

Carrión, M. (s.f.). *Instrumentos e insumos para el tallado dental*. Recuperado el 27 de abril de 2017, de <http://marcocarrión.blogspot.com/>

Commisso, M. (2015). *Finite element analysis of the human mastication cycle*. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. vol 41 (23- 35). doi: 10.1016/j.jmbbm.2014.09.022.

Contrepolis, M. (2013). *Marginal adaptation of ceramic crowns: A systematic review*. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 447-454. vol 110 (447- 454). doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.08.003>.

Clausen, J. (2010). *Dynamic fatigue and fracture resistance of non-retentive all-ceramic full-coverage molar restorations. Influence of ceramic material and preparation design*. *Dental Material*, vol 26 (533-538). doi: 10.1016/j.dental.2010.01.011.

Dhima, M. (2014). *Practice-based clinical evaluation of ceramic single crowns after at least five years*. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, vol111(124-130).

Edelhoff, D. (2012). *Tooth structure removal associated with various preparation designs for anterior teeth*. *Journal of Prosthetics Dentistry* .vol 87 (503- 509). doi:10.1155/2012/742509

Fathi, H. (2015). *The effect of TiO2 concentration on properties of apatite-mullite glass-ceramics for dental use*. *Avances en odontoestomatología*. vol 32(311-322). doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2015.11.012>.

Gracis, S. (2015). *A new classification system for all ceramic like restorative materials*. *International Journal of prosthodontics*, vol 38 (227-235). doi: 10.11607/ijp.4244.

Gressler, L. (2015). *influence of resin cement Thickness on the fatigue failure loads of CAD CAM feldespatic crowns*. *Dental Materials*, vol 31 (895- 900). doi: 10.1016/j.dental.2015.04.019. Guzman, J. (2012). *influence of surface treatment time with flourhidric acid vita VM 13 porcelain on tensile bond strength to a luting resin cement. In vitro study*. *Revista clinica de priodoncia impantologia y rehabilitacion oral*, vol 5 (117-121).

Habekost, G. (2011). *Fracture resistance of premolars restored with partial ceramic restorations and submitted to two different loading stresses*. vol 31 (204-211). doi: 10.2341/05-11

Helvey, G. (2014). *Classifying dental ceramics: Numerous materials and formulations available for indirect restorations*, *Compendium of Continuing education in Dentistry*, vol 35 (38 – 43).

Homaei, E. (2016). *Static and fatigue mechanical behavior of three dental CAD/CAM ceramics*. *Diario del comportamiento mecánico de materiales biomédicos*. vol 59 (304-313). doi: 10.1016/j.jmbbm.2016.01.023.

- Kim, B. (2013). *An evaluation of marginal fit of three-unit fixed dental prostheses fabricated by direct metal laser sintering system. dental materials*, vol 29 (91-96). doi: 10.1016/j.dental.2013.04.007.
- Kim, L. (2014). *Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art. Journal of Prosthodontic Research*, vol 58 (208–216). <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2014.07.003>.
- Lawn, E. (2016). *Fracture-resistant monolithic dental crowns. Dental Materials*. vol 32 (442/449). doi: 10.1016/j.dental.2015.12.010.
- Maghrabi, A. (2011). *Relationship of margin design for fiber-reinforced composite crowns to compressive fracture resistance. American Collegue of Prosthodontist.*, vol 20 (355-360). doi: 10.1111/j.1532- 849X.2011.00713.x.
- Nicolasen, M.(2014). *Comparison of fatigue resistance and failure modes between metal ceramic and all cerami crowns by cyclic loading in water. journal of dentistry*, vol 42 (1613-1620). doi: 10.1016/j.jdent.2014.08.013.
- Oilo, M. (2014). *Simulation of clinical fractures for three different all ceramic crowns. European Journal of Oral Science*, vol 122 (245–250). doi: 10.1111/eos.12128.
- Olio, M. (2016). *Fracture origins in twenty two dental alumina crowns. Journal of mechanical Behavior of biomechanical materials*, vol 31 (93-103). doi: 10.1016/j.jmbbm.2015.08.006.
- Olio, M. (2013). *Fractographic analys of all ceramic crowns: A study of 27 clinically fractured crowns. Dental Materials*, vol 29 (78-84). doi: 10.1016/j.dental.2013.03.018.
- Olio. M. (2013). *Clinically relavant fracture testing of all ceramic crowns. Dental Materials*, vol 29(815-823). doi: 10.1016/j.dental.2013.04.026.
- Pegoraro, L. (2010). *Prótesis fija. Bauru: Artes Médicas*. vol 4 (1-305).ISBN:85- 404-039-8.
- Peixotto, R. (2007). *Light transmission trough porcelain. Dental Materials*, vol (1363-1368). doi: 10.1016/j.dental.2006.11.025.
- Poggio, C. (2012). *A retrospective analysis of 102 zirconia single crowns with knife-edge margins. The Journal of Prosthetic Dentistry*, vol 107 (316- 321). doi: 10.1016/S0022-3913(12)60083-3.
- Preis, V. (2015). *Influence of cementation on in vitro performance, marginal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM-fabricated ZLS molar crowns. Dental Materials*, vol 31 (1363-1369). doi: 10.1016/j.dental.2015.08.154.
- Ritter, A. (2009). *An eight-year clinical evaluation of filled and unfilled one-bottle dental adhesives. Journal of the dental American association*, vol 140(28-37). PMID: 19119164
- Rueda, A. (2015). *Puesta en contacto y la fatiga de la chapa de porcelana feldespática sobre zirconia . Materiales dentales* , vol 31(217-224). doi: 10.1016/j.dental.2014.12.006.
- Rungruanganut, P. (2010). *Two imaging techniques for 3D quantification of pre- cementation space for CAD/CAM crowns. Journal of Dentistry*, vol 38 (995-1000). doi: 10.1016/j.jdent.2010.08.015.
- Scherrer, S. (2010). *Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review: Dental Materials*. vol 6(78-93). doi: 10.1016/j.dental.2009.12.002.
- ShahrbaF, S. (2014). *Fracture strength of machined ceramic crowns as a function of tooth preparation design and the elastic modulus of the cement. Dental Materials*, vol 30 (234-241). doi: 10.1016/j.dental.2013.11.010.
- Shemblish, F. (2016). *Fatigue resistance of CAD CAM resine composite molar crowns . Dental Materials*. vol 32(499-509). doi: 10.1016/j.dental.2015.12.005.

Shen, J. (2014). *Cerámicas de Odontología*. Elsevier.vol 3 (1-530).

Shimanda, A. (2015). *Effect of experimental jaw muscle pain on dynamic bite force during mastication*. *Oral Biology*. vol 60(256-266). doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.archoralbio.2014.11.001>.

Sigueira, F. (2016). *Laboratory performance of universal adhesive systems for luting CAD/CAM Restorative Materials*. *Journal Adhesive Dentistry*,18 (331-340). doi: 10.3290/jjad.a36519.

Skouridou, N. (2013). *Fracture strength of minimally prepared all-ceramic CEREC crowns after simulating 5 years of service*. *Dental Mater*, vol 29 (70-77). doi: 10.1016/j.dental.2013.03.019.

Spitznagel, F. (2014). *Resin Bond to Indirect composite and new ceramic/polymer materials. A review of the Literature*. *Journal of Esthetic restoration Dentistry*. vol 26 (382-393). doi: 10.1111/jerd.12100.

Stona, D. (2015). *Fracture resistance of computer aided design and computer aided manufacturing ceramic crown cemented on solid abutments*. *The journal of American dental association*, vol 146 (501-507). doi: 10.1016/j.adaj.2015.02.012.

Tiu, J. (2015). *Reporting numeric values of complete crowns. Part 1: Clinical preparation parameters*. *The journal of prosthetic dentistry*, vol (114 (67-74). doi: 10.1016/j.prosdent.2015.01.006.

Tsujimoto, A. (2010). *Enamel bonding of single-step selfetch adhesive: influence of surface energy characteristics*. 38 (123 -130).

Yildiz, C. (2013). *Marginal internal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM Crown restorations*. *Dental Materials Journal*, vol 42 (199- 209). doi: 10.1016/j.jdent.2013.10.002

Zahran, M. (2015). *Benchmarking outcomes in implant prosthodontics: Partial fixed dental prostheses and crowns supported by implants with a turned surface over 10 to 28 years at the University of Toronto*. *Int J Oral Maxillofac Implants*.vol 21 (45-53). doi: 10.11607/jomi.5454.

Zhang, Y. (2016). *Fracture resistant monolithic dental crowns*. *Dental Materials*, vol 32 (442-449). doi: 10.1016/j.dental.2015.12.010.

Zhang, Z. (2016). *Effects of design parameters on fracture resistance of glass simulated dental crowns*. *Dental Materials*. vol 32 (373-384). doi: 10.1016/j.dental.2015.11.018.

Zhang, Y. (2013). *Fatigue of dental ceramics*. *Journal of Dentistry*, vol 41(135 - 147). doi: 10.1016/j.jdent.2013.10.007.