

ESTUDIO COMPARATIVO *IN VITRO* DE LA RESISTENCIA A LA COMPRESIÓN DE RESINAS PARA EL SECTOR POSTERIOR DE ACUERDO CON SU ESPESOR

¹ Andrea del Pilar Bayona Vallejo, ¹ Liliana Duarte Molina, ¹ Karol Yesenia Jiménez Camacho, ² Jorge Guillermo Díaz Rodríguez

¹ Estudiante X semestre F. de Odontología Universidad Santo Tomás, Bucaramanga, Colombia.

² Ingeniero Mecánico U. Industrial de Santander, Máster of Science Mechanical Engineering U. of North Texas, Docente Universidad Santo Tomás, Bucaramanga, Colombia.

Autor responsable de correspondencia: Jorge Guillermo Díaz Rodríguez.
Correo electrónico: jorgegdiaz@gmail.com

RESUMEN

Objetivo: Comparar el comportamiento *In vitro* de las resinas de tipo condensable Filtek P60 (3M ESPE), Surefil (Dentsply), Tetric N-Ceram (Ivoclar Vivadent) al ser sometidas a fuerzas compresivas.

Materiales y métodos: Se realizó un estudio experimental *In vitro* con una muestra de cinco objetos de prueba desde 1mm hasta 5mm de espesor x 4mm de diámetro. El total lo constituyeron 25 especímenes por cada resina condensable a evaluar. De esta manera, se evaluaron 75 objetos de prueba. Éstos fueron sometidos al test de compresión por medio de la máquina de ensayo universal Shimadzu Autograph AG-i 250.

Resultados: Se obtuvieron en promedio $228,9 \pm 78,7$ MPa, $210,6 \pm 74,9$ MPa y $190,7 \pm 71,7$ MPa de resistencia a la compresión para las resinas Filtek P60 (3M ESPE), Tetric N Ceram (Ivoclar Vivadent) y SureFil (Dentsply), respectivamente, sin diferencias estadísticamente significativas entre ellas. Por otro lado, se observó que, según la altura de la resina, la máxima resistencia medida fue $294,5 \pm 71,7$ MPa para la de 1mm y la más baja fue para la de 4mm de altura con un promedio de $153,8 \pm 36,6$ MPa.

Conclusión: La resina de mayor resistencia a la compresión fue la Filtek P60 (3M ESPE) seguida de la Tetric N Ceram (Ivoclar Vivadent) y, por último, de la SureFil (Dentsply), aunque no se presentaron diferencias estadísticamente significativas. La probeta de mayor resistencia a la compresión con respecto al espesor fue la de 1mm, seguida por las de 3, 2, 5 y 4mm. [Bayona AP, Duarte L, Jiménez KY, Díaz JG. Estudio comparativo *In vitro* de la resistencia a la compresión de resinas para el sector posterior de acuerdo con su espesor. Ustasalud 2010; 9: 67 - 74]

Palabras clave: Materiales dentales, Resina compuesta, Resistencia a la compresión.

IN VITRO COMPARATIVE STUDY OF COMPOSITES' COMPRESSIVE RESISTANCE FOR POSTERIOR SECTOR ACCORDING TO THEIR THICKNESS

ABSTRACT

Objective: To compare the *In vitro* behavior of packable composites Filtek P60 (3M ESPE), Surefil (Dentsply), Tetric N-Ceram (Ivoclar Vivadent), when subjected to compressive strength.

Methods: An experimental *In vitro* study was done in samples of 4mm in diameter coupons ranging from 1mm to 5mm thick, for a total of 25 specimens for each evaluated packable resin. The sample size was 75 coupons. These were subjected to a compression test through a Shimadzu Autograph AG-i 250 universal testing machine.

Results: Obtained average compression strength values were: $228,9 \pm 78,7$ MPa, $210,6 \pm 74,9$ MPa and $190,7 \pm 71,7$ MPa for composites Filtek P60 (3M ESPE), Tetric N Ceram (Ivoclar Vivadent) y SureFil (Dentsply) respectively, without significant statistic differences between them. On the other hand, it was observed that, according to the resin thickness, the maximum resistance measured was $294,5 \pm 71,7$ MPa for the 1mm high sample and the lowest was for 4mm one with an average of $153,8 \pm 36,6$ MPa.

Conclusions: In the experimental tests the composite with the highest compression strength was Filtek P60 (3M ESPE) followed by Tetric N Ceram (Ivoclar Vivadent) and at last SureFil (Dentsply), although no significant sadistic differences were evident. The sample with the highest compression strength, according to the height, was the 1mm one, followed by the 3, 2, 5, and 4mm. ones

Key words: Dental materials, Composite resins, Compression strength.

INTRODUCCIÓN

Cuando hay pérdida de la estructura dental debido a caries dental o trauma, es necesario realizar restauraciones con diferentes materiales, con el fin de reemplazar el tejido, recuperar su forma y función, y lograr que dichos materiales interactúen de manera adecuada con el tejido dental remanente.¹

Las resinas se introdujeron en el mercado hacia los años 50 como material restaurador que reemplazaría a la amalgama, por ser estéticas y afines al diente. Las primeras resinas presentaron problemas en la adhesión por la alta contracción de polimerización que produjo filtraciones marginales elevadas en las restauraciones. Estos problemas se solucionaron con el tiempo al incorporar partículas de relleno que fortalecían la resina y disminuían el material de la matriz.²

Un factor importante al restaurar los dientes con resina compuesta, es la resistencia del material restaurador; esta propiedad mecánica del material permite que la restauración sirva para sus funciones de manera eficaz, segura y por un periodo razonable, es decir, por el mayor tiempo posible. En otras palabras, la resistencia se refiere a la tensión máxima que puede soportar un material antes de fracturarse.¹

En odontología restaurativa es importante conocer el comportamiento de las resinas frente a las fuerzas a las que se ven sometidas durante su uso en boca. Bajo las cargas masticatorias, las propiedades mecánicas del material restaurativo juegan un rol primordial al resistir el esfuerzo, la fatiga, el desgaste y la fractura generados en este proceso. Esto es de especial relevancia para las restauraciones posteriores, debido a las fuerzas compresivas estáticas ejercidas en esta zona.³

El objetivo del presente estudio fue evaluar el comportamiento de tres resinas para el sector posterior (Filtek™ P60 - 3M™ ESPE; SureFil® - Dentsply; Tetric® Ceram HB - Ivoclar Vivadent) al ser sometidas a fuerza de compresión y al hacer uso de una máquina universal de ensayos (Shimadzu Autograph AG-I 250).

MATERIALES Y MÉTODOS

Se realizó un estudio experimental *In vitro*. Se confeccionaron en resina 75 muestras con el fin de aplicar la prueba de resistencia a la compresión. Los materiales usados fueron Filtek P60 (3M ESPE), SureFil (Dentsply) y Tetric N-Ceram (Ivoclar Vivadent). Se seleccionaron cinco muestras de distintos espesores de cada una de las resinas, por consiguiente, 25 probetas se sometieron al test de compresión por cada resina evaluada.

El diámetro de cada muestra se confeccionó de acuerdo con las medidas de estudios realizados anteriormente.^{3,4} De esta manera, se obtuvieron especímenes de forma cilíndrica de 1mm a 5mm de altura y 4mm de diámetro así:

- 1mm de altura x 4mm de diámetro.
- 2mm de altura x 4mm de diámetro.
- 3mm de altura x 4mm de diámetro.
- 4mm de altura x 4mm de diámetro.
- 5mm de altura x 4mm de diámetro.

Para garantizar la uniformidad de las muestras se fabricaron cinco moldes en acero inoxidable, uno para cada espesor (Figura 1). Los especímenes se prepararon por la técnica incremental, este incremento fue de 2mm, posteriormente se fotocuraron de acuerdo con las instrucciones del fabricante,^{4,5} con una lámpara LED (DEMI – Kerr) (Figura 2). Después de fotocurar, cada tipo de material se colocó en un recipiente y se almacenaron en agua destilada a temperatura ambiente durante 24 horas.⁶ La elaboración de las muestras se llevó a cabo por un solo operador para evitar el error sistemático que se podría generar producto de la subjetividad de los preparadores.

Se colocaron en la máquina una a una cada muestra y se sometieron a la prueba de compresión. El ensayo de compresión consistió en aplicar a la probeta, en la dirección de su eje longitudinal, una carga estática que provoca un acortamiento de la misma y cuyo valor se incrementa hasta la rotura o suspensión del ensayo.⁷ Para obtener la resistencia máxima de cada objeto de prueba, se sometió a una fuerza progresivamente en aumento hasta su ruptura mediante una máquina universal de ensayos Shimadzu Autograph AG-i 250 kN (Figura 3).⁸ La velocidad de la carga aplicada fue de 0.05mm/min.⁴

Para las pruebas se usó la celda de carga de 100 kN disponible en el laboratorio de caracterización de materiales de ingeniería mecatrónica de la Universidad Santo Tomás, Bucaramanga. Durante todas las pruebas la celda tuvo calibración vigente.

Preparación de la muestra

A cada molde se le aplicó una capa de agente separador. Se colocó el molde sobre una banda de película transparente sobre una lámina de vidrio para microscopio. Se llenó el molde con la resina, preparado de acuerdo con las instrucciones del fabricante, con el cuidado de no permitir la formación de burbujas de aire como se ve en la Figura 4. Se sobrellenó ligeramente el molde y se puso una segunda película transparente en la cubierta, seguido de la segunda lámina de microscopio.

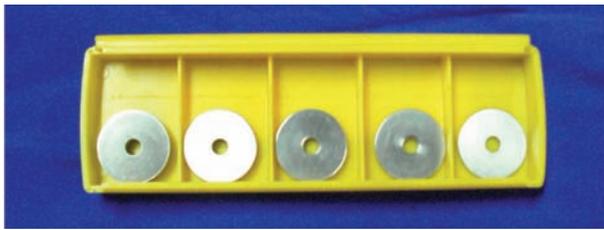


Figura 1. Moldes de acero inoxidable.

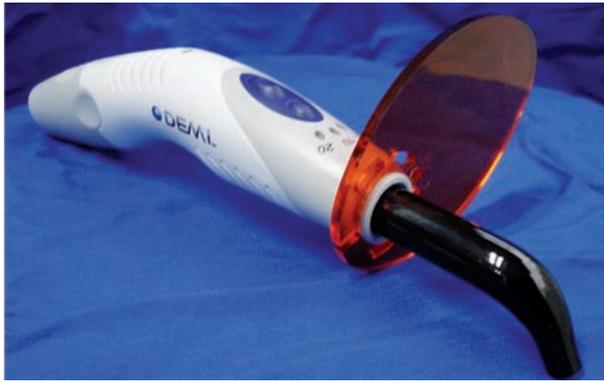


Figura 2. Lámpara de fotocurado DEMI - Kerr.



Figura 3. Test de compresión en la máquina universal de ensayos.



Figura 4. Elaboración de la muestra.

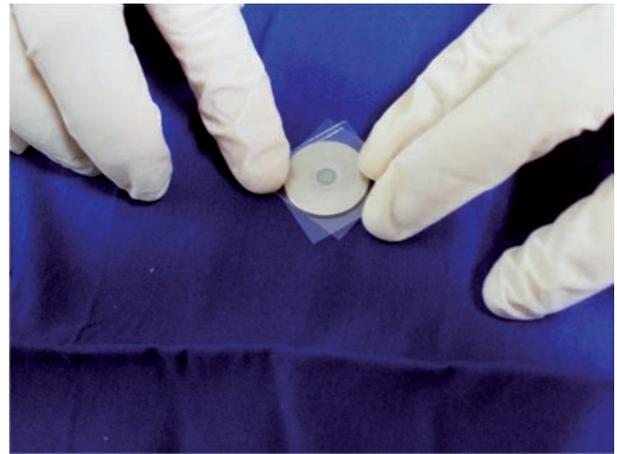


Figura 5. Elaboración de la muestra.

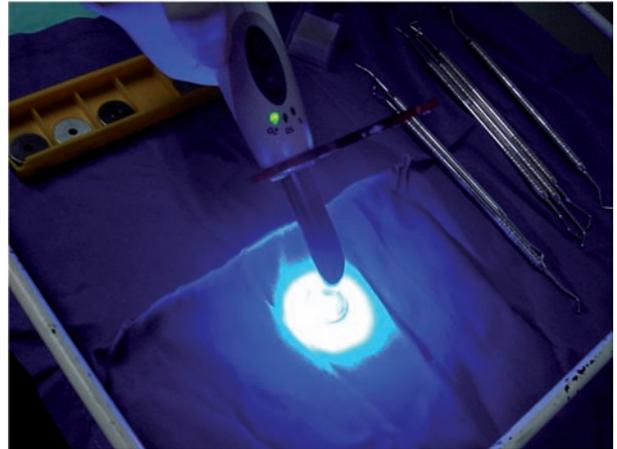


Figura 6. Fotopolimerización de la muestra.

Se presionó el molde y las tiras de película entre las dos láminas de vidrio para eliminar el exceso de material (Figura 5). Se retiró la lámina de microscopio que cubría la tira superior de película y se colocó cuidadosamente la ventana de salida de la fuente de energía externa contra la tira de película (Figura 6). Se fotocuró el material durante el tiempo recomendado por el fabricante.⁹

Categorización de las fallas

Para la estimación de la falla, el software Trapezium 2,23 le puede estipular una acción a la máquina de acuerdo con la rata de aumento de la razón de carga. Para esto se coloca un valor que indique que hubo ruptura. Como en este caso se desconocían datos para establecer un cambio de rata que pueda traducirse en una falla, las fallas se evaluaron visual y aditivamente, de acuerdo con algún salto en la curva que arrojara el software como se demuestra en una curva característica expuesta en la Figura 7. Todas las fallas se presentaron en sentido axial a la muestra. En la Figura 8, se observa una grieta en una de las probetas después de ser sometida al ensayo.

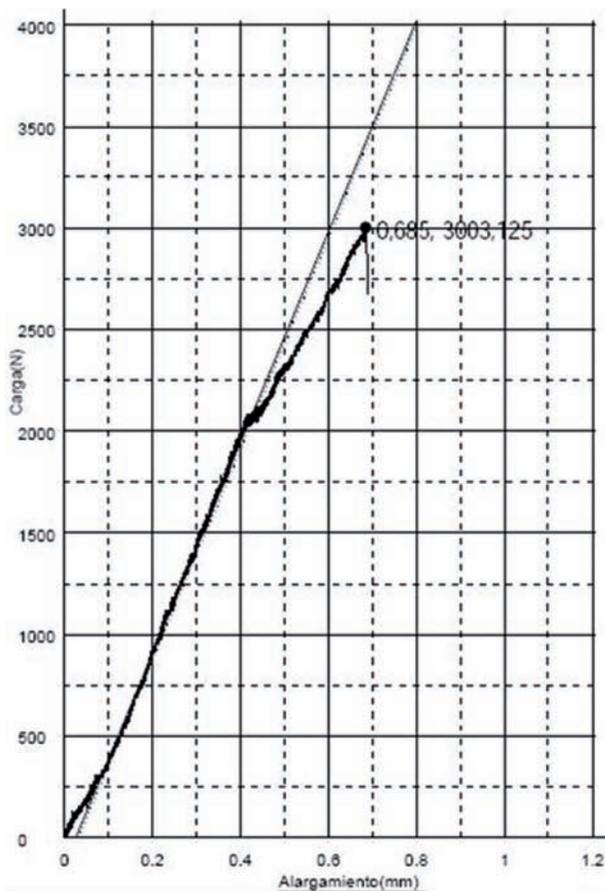


Figura 7. Curva típica carga vs alargamiento para una muestra.

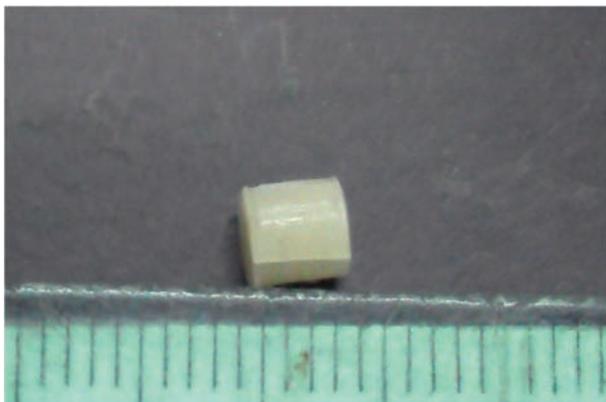


Figura 8. Probeta después de ser sometida al ensayo de compresión.

Análisis estadístico

Todos los datos obtenidos de la prueba fueron tabulados y analizados estadísticamente. Para el análisis bivariado se utilizó ANOVA de una vía y la prueba de Bonferroni.⁸ En el análisis multivariado se aplicó una regresión lineal múltiple, la resistencia a la compresión fue la variable dependiente, la marca y el espesor fueron las variables explicatorias para analizar su efecto conjunto sobre la resistencia.

RESULTADOS

La muestra estuvo conformada por 75 objetos de prueba de 5 espesores diferentes (desde 1mm hasta 5mm) y tres tipos de resina (Filtek P60 (3M ESPE), SureFil (Dentsply), Tetric N-Ceram (Ivoclar Vivadent)), los cuales fueron sometidos a la prueba de compresión.

Durante el estudio, se obtuvieron en promedio $228,9 \pm 78,7$ MPa, $210,6 \pm 74,9$ MPa y $190,7 \pm 71,7$ MPa de resistencia a la compresión para las marcas Filtek P60 (3M ESPE), Tetric N Ceram (Ivoclar Vivadent) y SureFil (Dentsply), respectivamente, sin diferencias estadísticamente significativas entre ellas. Por otro lado, se observó que según el espesor de resina, la máxima fuerza aplicada fue $294,5 \pm 71,7$ MPa para 1mm y la resistencia más baja fue para los 4mm de espesor con un promedio de $153,8 \pm 36,6$ MPa ($p = 0,000$).

Al comparar las marcas por espesor (Tabla 1, Gráfico 1), no hubo diferencias estadísticamente significativas entre marcas, salvo en el espesor de 3mm. En la Tabla 2 se presentan las diferencias entre marcas para cada espesor, se confirma que no hubo diferencias estadísticamente significativas entre ellas para los espesores de 1mm, 2mm, 4mm y 5mm. Mientras que, en el espesor de 3mm la marca SureFil, toleró 68,4MPa menos comparado con la marca P60 ($p = 0,044$) y 66,84MPa menos comparado con la marca Tetric N Ceram ($p = 0,05$).

Igualmente, se comparó el espesor según marca. En la marca Filtek P60 (3M ESPE) (Tabla 3), el espesor de 1mm fue estadísticamente diferente del espesor de 2mm, 4mm y 5mm, con diferencias de -152,5, -155,3 y -121,8MPa, respectivamente; fue siendo mayor la fuerza soportada por el espesor de 1mm.

En la marca Tetric N Ceram (Ivoclar Vivadent), el espesor de 1mm soportó mayor resistencia que los espesores de 2, 4 y 5mm; así como el espesor de 3mm fue más resistente que el espesor de 5mm, en todos los casos (Tabla 4).

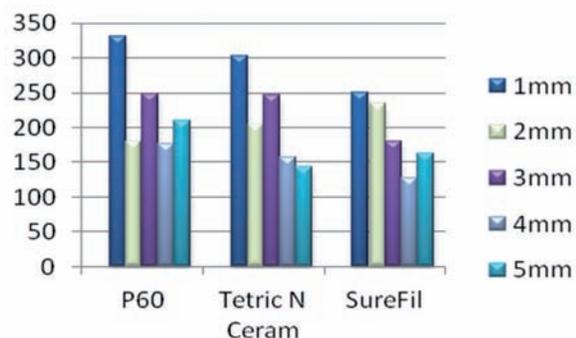


Gráfico 1. Promedios de resistencia al test de compresión (MPa), según marca y espesor del material.

En la marca SureFil (Dentsply) se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre el espesor 1mm y 4mm, siendo mayor la fuerza soportada por el espesor de 1mm ($p = 0,046$).

Se analizó el efecto conjunto de la marca y el espesor de la resina empleada sobre la fuerza compresiva soportada, mediante una regresión lineal múltiple

que incluyó como variable dependiente la resistencia a la compresión y como variables explicatorias la marca y el espesor. Se encontró que este modelo explicó el 47% de la variabilidad de la resistencia del material, la cual disminuye con las marcas SureFil (Dentsply) y Tetric N Ceram (Ivoclar Vivadent); así como con los espesores de 2, 3, 4 y 5mm (Tabla 6).

Tabla 1. Resistencia a la compresión (MPa) según espesor y marca de resina.

Espesor	P60 $\bar{x} \pm DE$	Tetric N Ceram $\bar{x} \pm DE$	SureFil $\bar{x} \pm DE$	P
1mm	331,4 \pm 43,7	302,7 \pm 57,8	249,3 \pm 91,7	0,191
2mm	178,9 \pm 5,4	203,6 \pm 44,3	233,8 \pm 70,5	0,237
3mm	248,4 \pm 33,9	246,9 \pm 29,5	180,0 \pm 48,1	0,023*
4mm	176,1 \pm 21,5	157,4 \pm 46,4	127,8 \pm 24,2	0,102
5mm	209,6 \pm 113,6	142,3 \pm 60,5	162,7 \pm 42,9	0,407

Tabla 2. Diferencias entre marcas de resina en la resistencia a la compresión (MPa) en el espesor de 1mm, 2mm, 3mm, 4mm y 5mm.

Marca	Espesor	P60		Tetric N Ceram	
		Diferencia x	P	Diferencia x	P
Tetric N Ceram	1 mm	- 28,7	1,000	-53,4	0,70
SureFil		- 82,1	0,235		
Tetric N Ceram	2 mm	- 24,8	1,000	30,2	1,00
SureFil		54,9	0,290		
Tetric N Ceram	3 mm	-1,5	1,000	-66,8	0,05*
SureFil		- 68,4	0,044*		
Tetric N Ceram	4 mm	-18,7	1,000	-29,5	0,533
SureFil		- 48,4	0,112		
Tetric N Ceram	5 mm	- 67,2	0,599	20,4	1,000
SureFil		- 46,8	1,000		

* $p < 0,05$.

Tabla 3. Diferencias entre espesor de la resina en la resistencia a la compresión (MPa) en la marca P60.

Espesor	1mm		2mm		3mm		4mm	
	Diferencia de x	p	Diferencia de x	p	Diferencia de x	p	Diferencia de x	p
2mm	- 152,5	0,004*						
3mm	- 82,9	0,333	69,5	0,697				
4mm	- 155,3	0,004*	- 2,8	1,000	- 72,3	0,601		
5mm	- 121,8	0,031*	30,7	1,000	- 38,8	1,000	33,5	1,000

* $p < 0,05$.

Tabla 4. Diferencias entre espesor de la resina en la resistencia a la compresión (MPa) en la marca Tetric N Ceram.

Espesor	1mm		2mm		3mm		4mm	
	Diferencia de x	p	Diferencia de x	p	Diferencia de x	p	Diferencia de x	p
2mm	- 99,0	0,045*						
3mm	- 55,8	0,867	43,2	1,000				
4mm	- 145,3	0,001*	-46,3	1,000	- 89,5	0,090		
5mm	- 160,3	0,000*	- 61,3	0,617	- 104,5	0,030*	-15,02	1,000

* $p < 0,05$.

Tabla 5. Diferencias entre espesor de la resina en la resistencia a la compresión (MPa) en la marca SureFil.

Espesor	1mm		2mm		3mm		4mm	
	Diferencia de x	p	Diferencia de x	p	Diferencia de x	p	Diferencia de x	p
2mm	- 15,0	1,000						
3mm	- 69,3	0,838	-53,8	1,000				
4mm	- 121,5	0,046*	- 106,1	0,114	- 52,3	1,000		
5mm	- 86,6	0,341	- 71,1	0,766	- 17,3	1,000	34,9	1,000

*p < 0,05.

Tabla 6. Asociación entre marca y espesor de la resina con la resistencia a la compresión. R* = 0,47

Variable	Coficiente	p
P60		
Tetric N Ceram	-18,29	0,266
SureFil	-38,14	0,022
1mm		
2mm	-89,01	0,000
3mm	-69,35	0,002
4mm	-140,72	0,000
5mm	-122,9	0,000

*R = Coeficiente de determinación.

DISCUSIÓN

Los esfuerzos en desarrollo de materiales se han dirigido a solucionar inconvenientes relacionados con las propiedades de las resinas para el sector posterior, al aumentar la cantidad de material de relleno en la matriz de resina y al reducir el tamaño de la partícula de relleno. De la misma manera, se han estudiado la química, el método de polimerización y la unión entre el relleno y la matriz para eliminar los inconvenientes asociados con su color, propiedades físicas, químicas y mecánicas, pulido, cambios volumétricos de curado, manipulación y adhesión.⁴

La variación de métodos de prueba, la temperatura, tipos de resina, el lote del material, las soluciones en las que se almacenen, el tiempo de almacenamiento, el tamaño de la muestra, el diseño metodológico y el grado de conversión se encuentran, entre muchos factores, que influyen en los resultados.⁶

Es importante tener en cuenta que la profundidad y la extensión de las cavidades operatorias en boca varían. Según los resultados obtenidos y con las limitaciones de este estudio, proyectado a la actividad clínica, una restauración en resina que se realice en una cavidad superficial tendría (en cuanto a la resistencia a fuerzas compresivas) mayor éxito que una restauración en resina realizada en una cavidad más profunda. Sin embargo, en boca hay múltiples aspectos que influyen en el comportamiento de la

restauración como la temperatura bucal, cambios dimensionales térmicos, estrato adhesivo, tipo de adhesivo, técnica de aplicación, tipo de luz e intensidad, uso de bases intermedias, ubicación en boca, tipo de preparación, tipo de dieta o hábitos, género y edad, entre otros.

Los valores de resistencia a la compresión que proveen los fabricantes de Filtek P60 (3M ESPE), la Tetric N Ceram (Ivoclar Vivadent) y los resultados de Díaz y colaboradores para la SureFil (Dentsply),⁴ no coinciden con los valores obtenidos en el presente estudio pues se observó que la resistencia (MPa) es menor. Esto se puede explicar por el reducido tamaño de la muestra (n = 5).¹⁰

El estudio mostró una amplia variación que influyó en los resultados de la prueba, lo que se atribuye al tamaño de la muestra seleccionado. Se propone que para próximos estudios se seleccione un tamaño de muestra mayor.

Con las limitaciones de este estudio, las marcas de resina evaluadas no mostraron diferencias de importancia entre ellas, por lo tanto, no es posible afirmar que una resina sea superior a otra. Además, los tipos de materiales evaluados fueron fabricados para la misma indicación (obturaciones en el sector posterior) y para cumplir requisitos similares; al ser comparadas por espesor se obtuvo un resultado de significancia estadística en el espesor de 3mm.

Aunque no se encontraron diferencias significativas entre las tres marcas de resinas ni en los diferentes espesores (salvo el de 3mm), fue algo mayor la fuerza requerida para fracturar las probetas de la Filtek P60 y los espesores más delgados mostraron mejor comportamiento ante las cargas compresivas empleadas. En la revisión de la literatura no se encontraron estudios de fuerzas compresivas en resinas relacionados con el espesor de las muestras; sin embargo, existen trabajos de investigación de este tipo de cargas en materiales de ingeniería como el concreto, en los cuales se obtuvieron resultados similares respecto al comportamiento de los espesores más delgados.¹¹⁻¹³

Es de importancia aclarar que la sensibilidad para registrar el espécimen del instrumento aplicador de carga de la máquina de ensayos no influye, ya que es igual para muestras delgadas o gruesas. Por lo tanto, el establecimiento del punto de fractura en cada probeta no depende de la máquina. Así, se elimina la injerencia de una variable externa en los resultados.

El rango de la fuerza masticatoria máxima funcional *in vivo*, según los diferentes autores a lo largo de los años, ha variado desde 122.5N hasta 847N.^{14,15} Van Steenberghe y colaboradores (1978) reportaron fuerzas distribuidas sobre los contactos de los dientes posteriores entre 122.5N y 588N.¹³ Gibbs y colaboradores (1981) encontraron valores de 254.8N durante la fase inmóvil de oclusión céntrica de la mandíbula.¹⁶ De otra parte, Hagberg (1986) encontró que las contracciones de los músculos masetero y temporal en la masticación producían fuerzas de elevación máximas de 245N y 392N, respectivamente.¹⁷ Waltimo y colaboradores (1993) reportaron que los valores promedio de la fuerza de mordida en hombres era de 847N y en mujeres 597N en el sector posterior.¹⁴

En fuerzas masticatorias disfuncionales o eventos de bruxismo, Nishigawa y colaboradores (2001) obtuvieron valores promedio de 220.5N a 414.5N, con amplitud máxima individual de 795.8N.¹⁸

En el presente estudio *In vitro* se obtuvieron valores de mínima y máxima resistencia de 1043.7N y 5040.6N, respectivamente. Al comparar estos valores con los valores *in vivo* de los estudios citados anteriormente, se observó claramente que en la fuerza de masticación se presentan valores significativamente menores, por lo tanto, se infiere que en boca no se presentarían cargas tan altas como las que se utilizaron en este estudio.

Se debe tener en cuenta que existen diferencias entre las fracturas que ocurren clínicamente y aquellas que hacen parte de una prueba *In vitro*. Las fuerzas creadas intraoralmente durante la masticación varían en magnitud, velocidad y dirección,¹ mientras que las fuerzas aplicadas a las muestras en este estudio fueron de velocidad y dirección constante e incremental hasta la falla. Con las limitaciones de este estudio, se podría señalar que las resinas para el sector posterior evaluadas tienen una buena resistencia compresiva para las cargas que se presentan durante el proceso de masticación.

Es importante destacar que la longevidad de la restauración en resina y su adecuado comportamiento no depende únicamente de cargas compresivas, también durante el proceso masticatorio se presentan fuerzas a tensión, flexión y cortantes simultáneamente. Por esto, se puede considerar que las muestras delgadas (las cuales presentaron mayor resistencia a la compresión) pueden comportarse adecuadamente frente a este tipo de fuerzas, más no frente a cargas a tensión y de corte que también se presentan en el ambiente oral.

Se propone que para estudios futuros se evalúe el comportamiento de acuerdo al espesor al aplicar otro tipo de fuerza. Así mismo, se sugiere emplear un diseño de estudio donde se puedan utilizar controles positivos (resinas de diferente indicación) y negativos (diferente material restaurador), que permitan una visión amplia de los resultados obtenidos, de manera que sea posible discutir más ampliamente y de diversas perspectivas y evaluar la fiabilidad de un producto al ser comparado con otro parecido o totalmente diferente para el mismo fin.

Conclusiones

- No hay diferencias estadísticamente significativas entre las marcas de resinas compuestas estudiadas.
- Se encontraron diferencias importantes asociadas al grosor de la muestra con mejores valores para las muestras más delgadas.
- El tamaño de muestra debe ampliarse en futuros trabajos.
- En próximos estudios, se sugiere utilizar controles positivos y negativos.

Agradecimientos

Los autores desean agradecer a los Drs. Germán Gómez Mogollón, Luis Miguel Ramírez A., Juan Carlos Suárez y Harold Torres Pinzón por su valiosa colaboración en cuanto a la discusión y presentación de la información.

BIBLIOGRAFÍA

1. Naranjo M, Ortiz P, Díaz M, Gómez M, Patiño MC. Resistencia a la fractura de dientes intactos y restaurados con resina sometidos a carga constante. *Revista CES Odontología* 2007; 20: 31 – 38
2. Anusavice KJ. *Phillips Ciencia de los Materiales Dentales*. 11 ed. Elsevier Science; 2008. p. 339 - 441
3. Aghazadeh Mohandesi J, Rafiee MA, Barzegaran V, Shafiei F. Compressive fatigue behavior of dental restorative composites. *Dent Mater* 2007; 26: 827 – 837
4. Díaz JG, Gil JJ, Reyes LM, Bonilla A, Franco Y, Lara S, Peña D. Mechanical properties comparison for dental materials (ceromers and resins). VI COMEC Villa Clara, CUBA. Nov 2010
5. ANSI/ADA Specification No. 27. Resin-based composites J Am Dent Assoc 2003; 134: 510 - 512
6. Watanabe H, Khera SC, Vargas MA, Qian F. Fracture toughness comparison of six resin composites. *Dent Mater* 2008; 24: 418 – 425
7. Abe Y, Braem MJA, Lambrechts P, Inoue S, Takeuchi M, Van Meerbeek B. Fatigue behavior of packable composites. *Biomaterials* 2005; 26: 3405 - 3409
8. Norma Técnica Colombiana NTC 1810 - 2004. Materiales de Obturación, Restauración y Cementación con Base en Polímeros. ICONTEC 2009
9. Mitra SB, Wu D, Holmes NB. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc* 2003; 134: 1382 – 1390
10. Kim JK, Yi ST, Kim JJ. Effect of specimen sizes on flexural compressive strength of concrete. *ACI Structural Journal* 2001; 98: 416 – 424
11. French CW, Mokhtarzadeh A. High strength concrete: effects of material, curing and test procedures on short-term compressive strength. *PCI Journal* 1993; 38: 76 - 87
12. Vandegrift D, Schindler AK. The Effect of Test Cylinder Size on the Compressive Strength of Sulfur Capped Concrete Specimens. Highway Research Center and Department of Civil Engineering at Auburn University [en línea] 2006. URL disponible en: <http://www.eng.auburn.edu/files/file806.pdf>
13. Van Steenberghe D, De Vries IH. The development of a maximal clenching force between two antagonistic teeth. *J Periodontal Res* 1978; 13: 91 – 97
14. Waltimo A, Konotten M. A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults. *Scand J Dent Res* 1993: 101 – 171
15. Christensen LV, McKay DC. Kinematic and kinetic observations on ballistic depression and elevation of the human mandible. *J Oral Rehabil* 2000; 27: 494 – 507
16. Gibbs CH, Mahan PE, Lundeen HC, Brehnan K, Walsh EK, Sinkewiz SL, Ginsberg SB. Occlusal forces during chewing – influences of biting strength and food consistency. *J Prosthet Dent* 1981; 46: 561 – 567
17. Hagberg C. The amplitud distribution of electromyographic activity of masticatory muscles during unilateral chewing. *J Oral Rehabil* 1986; 13: 567 – 574
18. Nishigawa K, Bando E, Nakano M. Quantitative study of bite force during sleep-associated bruxism. *J Oral Rehabil* 2001; 28: 485 – 491



UNIVERSIDAD SANTO TOMÁS
PRIMER CLAUSTRO UNIVERSITARIO DE COLOMBIA
BU C A R A M A N G A

La Facultad de Odontología, orientada por el pensamiento de Santo Tomás, pretende formar Odontólogos integrales y/o especialistas a través de parámetros humanísticos, éticos, científicos, biotecnológicos, investigativos y sociales, como recurso humano capaz de intervenir con éxito en el proceso dinámico de la salud y la enfermedad, en el individuo, la familia y la comunidad.