

Evaluación del módulo de elasticidad de materiales estéticos para la restauración de lesiones cervicales

Assessment of the elasticity module of aesthetic materials for restoration of cervical lesions

Dra. Claudia Estela Bonnin, Dra. María del Carmen Urquia Morales

Facultad de Odontología. Universidad Nacional de Córdoba, Argentina.

RESUMEN

La pérdida de tejido en la zona cervical ha sido atribuida principalmente a la erosión y abrasión producidas por el cepillo de dientes. El rol de las fuerzas oclusales es un factor muy importante a tener en cuenta en el desarrollo y avance de estas lesiones cervicales no cariosas. Distinguir las diferentes propiedades mecánicas y sobre todo el módulo de elasticidad de los materiales estéticos utilizados para la restauración de este tipo de lesiones, permitirá una sobrevida mayor de las obturaciones y una gran mejoría en el tratamiento de nuestros pacientes. El objetivo de este trabajo fue evaluar el módulo de elasticidad de 6 materiales restauradores estéticos. Siguiendo la norma ISO 4049 se confeccionaron 10 probetas de cada material experimental. Se empleó el ensayo de flexión de 3 puntos con una INSTRON 4486. De la relación numérica entre los valores de tensión (T) y deformación (D), se obtuvo el módulo de elasticidad o de Young (E), para cada material experimental. El análisis de varianza mostró diferencias significativas ($p < 0,0001$) entre los diferentes materiales. Los compómeros *flow* fueron los que presentaron mejores resultados en esta condición experimental, fueron los indicados para la restauración de lesiones de abfracción.

Palabras clave: módulo de elasticidad, materiales estéticos, lesiones cervicales.

ABSTRACT

The loss of tissue in the cervical zone has been attributed to the erosion and abrasion provoked by toothbrush. The role of occlusal forces is a very important factor to be taken into account in the development and advance of these carious

non-cervical lesions. To distinguish the different mechanical properties and mainly the elasticity module of aesthetic material used for repair of this type of lesion, will allows a great survival of the obturations and in large extent in the treatment of our patients. The aim of present paper was to assess the elasticity module of 6 esthetic restoring materials. Following the ISO 4049 rule 10 test tubes of ach experimental material. A flexion assay of 3 points with INSTRON 4486 was used. From the numerical relation among the tension values (T) and deformation (D) we obtained the elasticity or Young (E) elasticity module for each experimental material. The variance analysis showed significant differences ($p < 0.0001$) among the different materials. The flow compomers were those with better results in this experimental condition, being the more suitable for repair of lesions of abfraction.

Key words: elasticity module, aesthetic materials, cervical lesions.

INTRODUCCION

La incidencia de lesiones dentarias cervicales, ya sean cariogénicas o no cariogénicas (erosión, abrasión, abfracción), es frecuente y oscila del 41 % al 90 % en personas entre 31 y 65 años de edad. La severidad se incrementa claramente con la edad y se traduce en pérdida de la estructura dentaria en el área cemento-adamantina, no solo por caries, sino también por una serie de factores etiológicos no cariogénicos y sus posibles interacciones.

La etiología de las lesiones no cariosas obedece a un proceso multifactorial basado en teorías de erosión química, desgaste abrasivo y/o la influencia de los componentes de la oclusión, principalmente los excéntricos y laterales que producen tensiones compresivas^{1,2} y traccionales, comprometiendo el éxito clínico de la restauración. En cuanto a su morfología y extensión varían considerablemente según las diferentes etiologías y estas difieren no solo de paciente a paciente,³ sino de lesión a lesión en la misma cavidad bucal.

Según *Grippio* (1992), cabe el interrogante de si sería mejor "ignorar o restaurar" las lesiones cervicales no cariosas. Muchas lesiones de este tipo, cuando son superficiales, pueden simplemente ser tratadas eliminando el factor etiológico y la sensibilidad mediante soluciones o barnices fluorados, cambio de dentífrico, placas oclusales para disminuir el estrés causado por el bruxismo y sus secuelas, etc. Sin embargo, cuando avanzan en profundidad o extensión, las resinas compuestas o los ionómeros vítreos, son usualmente el tratamiento de elección por varias razones como: hipersensibilidad, refuerzo de la estructura dentaria remanente, mejoras en la estética y mantenimiento de la higiene oral, prevención de ulterior reducción del diente y lo más importante, una disminución en la concentración de estrés y flexión, que en caso contrario podrá provocar la fractura del diente e inevitable compromiso pulpar.⁴

En lo que respecta a la abfracción, varios investigadores germanos se refirieron a este proceso como una reducción del diente de forma cuneiforme limitada al área cervical. Observaciones minuciosas de estos defectos a través del microscopio electrónico, revelan pérdidas por fracturas superficiales marginales, laceraciones del esmalte en forma de arco y fracturas axiales^{5,6} sin esmalte, con formación de espacios sagitales.⁷

Lee y Eakle, en 1984, sugirieron que estas lesiones son causadas por flexión y deformación de la estructura dentaria a través de fuerzas estresantes laterales (cargas biomecánicas), que provocan la ruptura de los componentes del esmalte. Este es un proceso regresivo causado por una carga oclusal que produce fuerzas de tensión y compresión que ocasionan las microfracturas. La lesión de abfracción característica y pura^{4,6-8} presenta forma cuneiforme, cóncava, con ángulos agudos en el fulcrum del diente.

El obtener restauraciones exitosas a largo plazo depende de la habilidad del profesional para poder detectar y eliminar la o las causas de la pérdida de tejido duro, de la selección adecuada del material restaurador, para permitir un correcto aprovechamiento de sus propiedades, y de su aplicación cuidadosa con técnicas depuradas. Actualmente para restaurar este tipo de lesiones existe una serie de materiales alternativos o sus combinaciones, que resultan aceptables.

El objetivo de este estudio fue evaluar *in vitro* el módulo elástico de distintos materiales estéticos alternativos, y sobre la base de la condición experimental empleada, determinar cuál es el más aconsejado para la restauración de lesiones cervicales por abfracción con su eventual transferencia clínica.

MÉTODOS

Se utilizaron los siguientes materiales experimentales: F2000 (3M/ESPE), A110 (3M/ESPE), Dyract Flow (Dentsply), Tetric Ceram (Vivadent), Photac Fil (3M/ESPE) y Perma Flo (Ultradent) (cuadro).

Cuadro. Materiales experimentales

Grupo	Material experimental	Fabricante
F	F 2000	3M ESPE Dental Products. St. Paul, MN.U.S.A. LOT.3EK
A	A 110	3M Dental Products. St. Paul, MN. U.S.A LOT. 20010718
DY	Dyract Flow	Dentsply De Trey GmbH. Konstanz. Germany LOT.0604000257
T	Tetric Ceram	Vivadent, Schaan, Liechtenstein LOT. A17440
PH	Photac Fil	3M ESPE, Seefeld, Germany. LOT. 007/048
PF	Perma Flo	Ultradent Products, Inc. South Jordan, Utah. U.S.A. LOT. 5HD3

Se confeccionaron 10 (diez) probetas de cada material en forma de barra de sección cuadrangular de 2 x 2 x 25 mm, utilizando un conformador de teflón (Fig. 1), según norma ISO 4049 (1988).⁹ Los materiales fueron manipulados de acuerdo con las indicaciones de los respectivos fabricantes. La fotopolimerización se llevó a cabo durante 60 seg con una lámpara de bulbo halógeno Astralis3/Vivadent, con una intensidad lumínica de 650mW/cm². Para asegurar la exposición de toda la superficie de la probeta a luz, se utilizó la guía de luz de 8 mm de diámetro, provista por el fabricante de la lámpara, y se fotopolimerizó en 3 tiempos: en ambos extremos y en el centro de cada uno de los especímenes (durante 60 seg en cada aplicación).

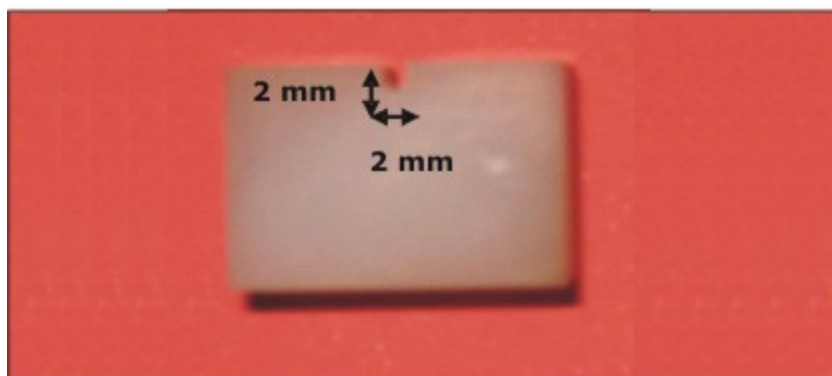


Fig. 1. Conformador (vista lateral).



Fig. 2. Cabezal utilizado para los ensayos de flexión.

Las muestras permanecieron 24 h a 37 °C en agua destilada, hasta el momento de la prueba.

Se empleó el ensayo de flexión de 3 puntos, sobre cada una de las muestras, soportada en dos extremos por rodillos separados 17 mm; con la máquina de ensayo universal (INSTRON modelo 4486 y hasta 300 kN de capacidad), a una velocidad de cabezal de 1 mm por min.

Durante el ensayo las barras se apoyaron en dos puntos y la carga fue aplicada desde la parte superior, mediante un punzón en forma central al ejemplar, en la superficie opuesta a los puntos de apoyo en un punto equidistante de los dos anteriores (Fig. 2).

Se calculó la resistencia a la flexión en MPa a partir de la siguiente ecuación $S = \frac{3FI}{2bd^2}$, donde F es la fuerza máxima, en Newton, aplicada sobre la muestra; I es la distancia entre los soportes, en milímetros; b es el ancho de la probeta en milímetros y d es el espesor de la muestra, en milímetros inmediatamente antes de la prueba.

Así se obtuvieron los valores de tensión máxima soportada o resistencia a la flexión.

Mediante dispositivos especiales que presenta la máquina de ensayo, se midió la variación de la flecha, que produce cada fuerza en la probeta. Es decir, se calculó la deformación producida.

De la relación numérica entre los valores de tensión (T) y deformación (D), se obtuvo el módulo de elasticidad o de Young (E), para cada material experimental donde: $E = T/D$.

Los datos fueron analizados mediante análisis de varianza y test de comparaciones múltiples de Bonferroni. Se utilizó un valor de $p = 0,05$ como nivel para establecer significancia estadística.

RESULTADOS

El análisis de varianza registrado en la tabla 1, demuestra las diferencias altamente significativas $p = 0,0001$ entre los diferentes materiales.

Tabla 1. Análisis de varianza

Fuente	S.C.	G.L.	C.M.	F	P
Materiales	207543316,025	5	41508663,205	44,548	0,0001
Error	44725359,975	48	931778,333		
Total	252268676,000	53			

En la tabla 2 se encuentran detallados, los valores medios de módulo de elasticidad con sus correspondientes desviaciones estándar, expresados en MPa, para los diferentes grupos experimentales. Puede observarse que el menor módulo de

elasticidad se obtuvo en el Grupo DY, correspondiente al Dyract Flow (495,63) y los valores más altos correspondieron a los Grupos F, F2000 (9847,00) y T, Tetric Ceram (8403,80), con diferencias significativas con respecto a los demás grupos. No existieron diferencias entre A 110, Photac Fil y Perma Flo.

Tabla 2. Valores medios (MPa) y desviación estándar

Materiales	N	Media	Desviación estándar
F 2000 (F)	8	9847,00	1276,30
A 110 (A)	10	5873,30	870,42
Dyract Flow (DY)	8	3495,63	623,93
Tetric Ceram (T)	10	8403,80	1108,57
Photac Fil (PH)	8	5888,00	1200,53
Perma Flo (PF)	10	5949,60	540,57

Con respecto a los cementos de ionómeros vítreos reforzados con resinas (ionómeros híbridos o VIR), serían otra alternativa de restauración en lesiones cervicales, por la liberación de fluoruros, biocompatibilidad y adhesión específica a la estructura dentaria, con la manifiesta ventaja de reducción del tiempo clínico de fraguado y menor sensibilidad a la ganancia o pérdida de agua sobre los ionómeros convencionales.

Por sus características estructurales, el cemento radicular no puede ser biselado ni grabado con ácido para la técnica de restauración con composite, como se realiza a nivel adamantino; por ende, en la actualidad los ionómeros híbridos (VIR) resultan ser el material de elección^{10,11} en restauraciones que comprometen dicho tejido (*Urquia Morales* y otros, 2001). Sin embargo en cuanto al módulo de elasticidad el VIR estudiado (Photac Fil) presentó valores medios (5888 MPa), con diferencias significativas con los grupos F, T, y DY pero no con respecto a los A y PF. Esto estaría en relación con la naturaleza y tamaño de las partículas de vidrio.

En los restantes grupos experimentales se registraron valores intermedios, sin diferencias significativas entre ellos (A: 5873 MPa; PF: 5950 MPa). Cabe destacar que el Perma Flo (PF) a pesar de ser un composite fluido, reveló un módulo elástico más alto comparativamente con el compómero *flow* (DY), que se podría atribuir al porcentaje de relleno (68 % en peso) mayor aún que el del composite microparticulado (56 % en peso).

Los hallazgos obtenidos y las apreciaciones realizadas indican que en una situación clínica como la abfracción deberían ser utilizados materiales con un bajo módulo de elasticidad, como los composites fluidos y microparticulados. Con este tipo de resinas, muchas de las tensiones inducidas serían absorbidas por la restauración más que transmitidas a la interfase diente-restauración.

DISCUSIÓN

Para restaurar lesiones cervicales de abfracción resulta de fundamental importancia conocer el grado de elasticidad o rigidez de los materiales alternativos. El objetivo

de este ensayo fue determinar los valores correspondientes a módulo de elasticidad (Módulo de Young).⁷

Lee y Eakle 1984, consideran que las lesiones de abfracción son causadas por flexión y deformación de la estructura dentaria a través de fuerzas estresantes laterales (cargas biomecánicas), que provocan la ruptura de los componentes del esmalte. Este es un proceso regresivo causado por una carga oclusal que produce fuerzas de tensión⁸ y compresión que ocasionan las microfracturas.

Numerosas investigaciones¹²⁻¹⁶ han demostrado que materiales de mayor elasticidad (menor módulo de Young) presentan un adecuado comportamiento en lesiones de abfracción, ya que pueden compensar las tensiones inducidas, por su deformación elástica. Asimismo, que los valores de módulo elástico están en estrecha relación con la cantidad de carga, tipo de relleno, forma, tamaño y distribución de partículas y grado de viscosidad o fluidez del material.

Los resultados obtenidos en este estudio son coincidentes con los encontrados en la literatura, sobre la base de estas consideraciones, ya que el composite Tetric Ceram (con un porcentaje de relleno del 80 % en peso, un refuerzo cerámico de vidrios de bario, vidrios de fluorsilicato de Ba-Al y un tamaño promedio de partículas de 0,7 µm) y el compómero F 2000 (con una carga del 84 % en peso, un relleno de flúor aluminosilicato y partículas de 3 a 10 µm), revelaron los valores más altos de módulo elástico (8404 MPa y 9847 MPa respectivamente), con diferencias altamente significativas con respecto a los composites *flow* y microparticulados.

Se puede inferir que en estos materiales más rígidos, se vería afectada su unión a la dentina cuando las tensiones traccionales superan a las compresivas en la interfase, con menores posibilidades de retención clínica.

Puede concluirse que los materiales estudiados presentaron valores de módulo de elasticidad variables de acuerdo con las características particulares de cada producto. Los compómeros *flow* fueron los que presentaron mejores resultados en esta condición experimental (restauradores recomendados para este tipo de lesiones). Mientras que los mayores valores, no aconsejables, se obtuvieron en los compómeros y composites microhíbridos. No se presentaron diferencias estadísticamente significativas entre el resto de los materiales evaluados (microparticulado, composite *flow* y ionómero híbrido).

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Venturini Pola IA. Stress distribution in the cervical region of an upper central incisor in a 3D finite element model. *Braz Oral Res.* 2009;23(2):161-8.
2. Cuniberti N. Lesiones cervicales no cariosas y su tratamiento. *Rev Asoc Odontol Argent.* 2001;89(5):514-26.
3. Grippo J. Attrition, abrasion, corrosion and abfraction. *J Am Dent Assoc.* 2004;135:1109-18.
4. Leinfelder K. Restoration of abfracted lesions. *Compend Edu Cont.* 1994;15(11):1396-1400.

5. Cendoya P, Hernández J, Dufeu E. Análisis computacional de lesiones cervicales no cariosas en un premolar superior. *Ingeniare. Revista chilena de ingeniería*. 2007;15(2):169-73.
6. Litonjua LA. Non carious cervical lesions and abfractions: a re-evaluation. *J Am Dent Assoc*. 2003;134(7):845-54.
7. Lee N, Eakle WS. Possible role of tensile stress in the etiology of cervical erosion lesions in tooth. *J Prosthet Dent*. 1984;52:374-80.
8. Cuniberti N, Rossi G. Abfracción. La lesión dental del futuro. Parte I. Etiopatogenia y características clínicas. *Rev Asoc Odontol Argent*. 2007;95 (3):235-42.
9. Organización Internacional de Normalización. ISO 4049. Rein-based filling materials; 1988. Disponible en: http://www.iso.org/iso/iso_catalogue/catalogue_tc/catalogue_detail.htm?csnumber=23041
10. Urquía Morales MC, Brasca N, Girardi M, Ríos MA. Filtración marginal de restauraciones cervicales con ionómeros híbridos y sellantes. *Rev Asoc Odontol Argent*. 2001;89(5):459-63.
11. Bresciani E. Compressive and diametral tensile strength of glass ionomer cements. *J Appl Oral Sci*. 2004;12(4):344-8.
12. Loguercio A. Use of flowable composite as intermediary layer in non-cariou cervical lesions restored with composite resin: 48-month follow-up. *Rev odonto ciênc*. 2010;25(2):216-20.
13. Melo FV, Belli R, Monteiro S, Viera LC. Esthetic noncarious class V restorations: a case report. *J Esthet Restor Dent*. 2005;17(5):275-8.
14. Onal B, Parir T. The two-year clinical performance of esthetic restorative materials in noncarious cervical lesions. *J Am Dent Assoc*. 2005;136(11):1547-55.
15. Rodrigues SA Jr. Flexural strength and modulus of elasticity of different types of resin-based composites. *Braz oral res*. 2007;21(1).
16. Santiago SL. Two-Year Clinical Evaluation of Resinous Restorative Systems in Non-Cariou Cervical Lesions. *Braz Dent J*. 2010;21(3):229-34.

Recibido: 4 de mayo de 2011.

Aprobado: 15 noviembre de 2011.

Claudia Estela Bonnin. Facultad de Odontología. Universidad Nacional de Córdoba, Argentina. Correo electrónico: claudiabonnin@hotmail.com