

Efecto de la intensidad de las unidades de fotopolimerización sobre la biocompatibilidad y resistencia a la flexión de una resina compuesta

Effect of the curing light intensity on the biocompatibility and flexural strength of a composite resin

Efeito da intensidade de fotopolimerização na biocompatibilidade e resistência à flexão de uma resina composta

Elisa de León¹,  0000-0002-3780-1034
Ana Paula Teske²,  0000-0002-0817-6487
Belén País³,  0000-0001-5323-2276
Guillermo Grazioli¹,  0000-0001-9969-3780



DOI: 10.22592/ode2022n40e222

Resumen

Objetivo: Determinar el efecto de la intensidad de dos unidades de fotopolimerización sobre la biocompatibilidad, resistencia flexural y módulo elástico de una resina compuesta.

Metodología: Se crearon dos grupos de resina compuesta Filtek Z250XT cada uno fotopolimerizado con intensidades diferentes (<400 mW/cm² por 40s y >800 mW/cm² por 20s). La viabilidad celular fue analizada mediante ensayo de MTT a las 24 y 48 horas siguiendo la normativa ISO 10993-5. La resistencia flexural y módulo elástico fueron analizadas siguiendo la normativa ISO 4049.

Resultados: En el grupo fotopolimerizado con una intensidad <400 mW/cm², la citotoxicidad fue estadísticamente mayor tanto a las 24 como a las 48 horas y la resistencia flexural y módulo elástico fueron estadísticamente menores.

Conclusión: Una intensidad de polimerización <400 mW/cm², aumenta los niveles de citotoxicidad y disminuye las propiedades mecánicas de las resinas compuestas. Se destaca la importancia del control periódico de las unidades de fotopolimerización.

Palabras clave: Ensayo de Materiales, Resinas Compuestas, Cultivo de Células.

¹Cátedra de Materiales Dentales, Facultad de Odontología, Universidad de la República, Uruguay. ggrazioli@odon.edu.uy

²Cátedra de Patología y Semiología buco-maxilo-facial y Clínica Estomatológica, Facultad de Odontología, Universidad de la República, Uruguay

³Práctica Privada

Fecha recibido: 11/03/2022 - Fecha aceptado: 03/11/2022.

Abstract

Objective: To determine the effect of the intensity of two light curing units on the biocompatibility, flexural strength and elastic modulus of a composite resin.

Methodology: Two groups of Filtek Z250XT (3M ESPE) composite resin were created, each one photopolymerized using different intensities (<math><400\text{ mW/cm}^2</math> for 40s and > 800 mW/cm^2 for 20s). Cell viability was analyzed by MTT assay at 24 and 48 hours following the ISO 10993-5 standard. The flexural strength and elastic modulus were analyzed following the ISO 4049 standard.

Results: In the group photopolymerized with an intensity <math><400\text{ mW/cm}^2</math>, cytotoxicity was statistically higher both at 24 and 48 hours and flexural strength and elastic modulus were statistically lower.

Conclusion: A polymerization intensity <math><400\text{ mW/cm}^2</math> increases the levels of cytotoxicity and decreases the mechanical properties of composite resins. The importance of the periodic control of the light curing units is emphasized.

Keywords: Materials Testing, Composite Resins, Cell Culture.

Resumo

Objetivo: Determinar o efeito da intensidade de duas unidades de fotopolimerização na biocompatibilidade, resistência à flexão e módulo de elasticidade de uma resina composta.

Metodologia: Foram fabricados dois grupos de resina composta Filtek Z250XT, cada um deles foi fotopolimerizado com intensidades diferentes (<math><400\text{ mW/cm}^2</math> por 40s e > 800 mW/cm^2 por 20s). A viabilidade celular foi analisada por ensaio de MTT em 24 e 48 horas seguindo a norma ISO 10993-5. A resistência à flexão e o módulo de elasticidade foram analisados seguindo a norma ISO 4049.

Resultados: No grupo fotopolimerizado com intensidade <math><400\text{ mW/cm}^2</math>, a citotoxicidade foi estatisticamente maior nas 24 e 48 horas e a resistência à flexão e o módulo de elasticidade foram estatisticamente menores.

Conclusão: Uma intensidade de polimerização <math><400\text{ mW/cm}^2</math> aumenta os níveis de citotoxicidade e diminui as propriedades mecânicas das resinas compostas. Destaca-se a importância do controle periódico das unidades de fotopolimerização.

Palavras-chave: Teste de Materiais, Resinas Compostas, Cultura de Células.

Introducción

Las resinas compuestas (RC) son materiales poliméricos ampliamente utilizados en la práctica odontológica. Los mismos tienen indicación para obturación directa e indirecta, cementado de restauraciones y brackets de ortodoncia, entre otras aplicaciones. El rendimiento clínico de estos materiales depende en gran medida de ciertas características esenciales, como buenas propiedades mecánicas, fácil manipulación, libres de toxicidad y no irritantes de los tejidos dentarios ⁽¹⁾.

Se conoce como biocompatibilidad a la capaci-

dad del material de convivir en armonía con el ambiente biológico circundante⁽²⁾. Esto implica que el material restaurador no debe ser dañino para la pulpa ni los tejidos blandos, no debe contener sustancias tóxicas que puedan ser difundidas, liberadas y/o absorbidas por el ambiente en el que se encuentran, ni causar respuestas alérgicas o tener potencial carcinogénico^(2,3). Para evaluar la toxicidad relativa de los materiales pueden emplearse múltiples ensayos que miden la viabilidad y el estado de proliferación de las células expuestas a materiales de prueba in vitro⁽²⁾. Según la normativa internacional vi-

gente (ISO 10993-5)⁽⁴⁾, esta evaluación puede realizarse utilizando Bromuro 3-(4,5-dimetiltiazol-2-ilo)-2,5-difeniltiazol o MTT. Siendo ésta la prueba más común para evaluar la citotoxicidad de los materiales dentales ya que es un método rápido y económico. Se basa en la reducción del metiltiazol tetrazolio en cristales de formazán por las células, por lo que su concentración medida espectrofotométricamente permite la cuantificación indirecta de las células viables ⁽²⁾.

Por otro lado, los valores de resistencia mecánica (traccional, compresiva o flexural), se utilizan como parámetro para evaluar el rendimiento de estos materiales poliméricos ⁽⁵⁾. La resistencia a la flexión (RF) es la propiedad mecánica recomendada por la Organización Internacional de Estandarización para el estudio de materiales basados en RC (ISO 4049:2009) ⁽⁶⁾. Este valor se obtiene mediante el ensayo de flexión en 3 puntos, donde el material se flexiona hasta su fractura. A su vez, este tipo de ensayo permite analizar el módulo elástico (ME) del material, es decir, que tan rígido o flexible es el mismo. Se ha demostrado que la RF es una prueba más selectiva y sensible a los cambios sutiles en una subestructura polimérica en comparación a la resistencia a la compresión ⁽⁷⁾.

El proceso de endurecimiento de las RC se lleva a cabo a través de una polimerización, lo que implica un pasaje de un estado monomérico a uno polimérico. Este proceso se realiza en la mayoría de los casos mediante activación por luz, para lo cual son necesarias unidades de fotopolimerización (UP) con una longitud de onda e intensidad específicas. Actualmente, las más utilizadas son unidades halógenas y unidades LEDs, con una longitud de onda entre 360 y 520 nm, siendo efectivas para la polimerización de materiales que utilicen como fotoiniciador la Canforoquina ⁽⁸⁾.

Es de esperar que la totalidad de los dobles enlaces de carbono (C = C) del monómero de la matriz de las RC se conviertan en enlaces simples (C - C) formando la red polimérica⁽¹⁾. Sin embargo,

el grado de conversión (GC) de monómeros a polímeros oscila entre el 55 a 75% ⁽³⁾, dependiendo esto de la estructura química de los monómeros, los tipos de relleno, la translucidez del material, el grosor de material a polimerizar, el tiempo, intensidad, densidad de la luz y la distancia entre la UP y el material⁽⁹⁾. La relación entre la longitud de onda y el sistema fotoiniciador tiene un efecto decisivo sobre el GC de los monómeros. En la literatura, se ha establecido que para lograr un GC adecuado se requiere una exposición a la radiación (ER) entre 16-20 J/cm² ⁽⁸⁾. La ER se establece mediante la potencia de la luz (mW/cm²) multiplicada por el tiempo de exposición (en segundos), por lo que para lograr un correcto GC debemos establecer un tiempo de exposición a la luz según la intensidad de nuestra UP ⁽¹⁰⁾. Dado que es necesaria una energía total de 16 J para lograr la correcta excitación del fotoiniciador; esta ER se logra, por ejemplo, teniendo una intensidad de luz mínima de 400 mw/cm² por un tiempo de exposición de 40 segundos ⁽²⁾.

Sin embargo, la intensidad de las UP puede verse disminuidas por el deterioro de las lámparas y sus filtros, incorrecto mantenimiento, desgaste de la batería, residuos de resina en la punta de la UP, incorrecto uso de las mismas por colocar la fuente lumínica alejada del material a polimerizar, etc ⁽⁹⁾. Esto resulta en la disminución del GC de la matriz orgánica, influyendo negativamente en las propiedades físico-mecánicas debido a un menor entrecruzamiento de las moléculas^(3,9). De esta forma, sería esperable que el aumento de monómeros residuales genere una disminución de la biocompatibilidad, aumentando su capacidad citotóxica por la liberación de los mismos.

El control periódico de las UP, evaluando la intensidad de luz emitida mediante la utilización de radiómetros ⁽¹¹⁾ resulta fundamental en la práctica clínica, dado que la falta de intensidad óptima de las UP es imperceptible clínicamente, pues aunque las RC sean fotopolimerizadas por debajo de los 16 J, al tacto presentan una consistencia rígida ⁽²⁾.

Por lo planteado anteriormente, el propósito del presente estudio fue determinar el efecto que produce la intensidad de la UP sobre la biocompatibilidad y resistencia a la flexión de una RC. Así como concientizar al profesional sobre la importancia del control periódico de sus UP.

Como hipótesis en este trabajo, se planteó que las RC polimerizadas con UP con intensidad <400 mW/cm² serían más citotóxicas y tendrían menores valores de resistencia flexural y módulo elástico que aquellas que fueron curadas con intensidades mayores.

Metodología

El presente trabajo fue aprobado por el Comité de Ética en Investigación de la Facultad de Odontología (UDELAR), número de expediente 091900000154-18.

Para el estudio se crearon 2 grupos según la intensidad de la UP:

-Grupo 1: Unidad GNATUS OPTILIGHT 600 (Gnatus; Ribeirao Preto, Brazil) con intensidad

<400 mW/cm² (exactamente 340 mW/cm²).

-Grupo 2: Unidad GNATUS OPTILIGHT MAX LED (Gnatus; Ribeirao Preto, Brazil) con intensidad >800 mW/cm² (exactamente 860 mW/cm²).

La intensidad de las UP fue previamente medida utilizando un radiómetro Bluephase meter II (Ivoclar Vivadent; Schaan, Liechtenstein, Germany). Las UP se encontraban en funcionamiento y presentaban distinto uso y desgaste al momento del estudio.

Para realizar los ensayos de este estudio se utilizó una RC comercial Filtek Z250XT (3M ESPE, ST PAUL, MN, USA), la cual fue polimerizada con la UP según el grupo correspondiente, siguiendo las indicaciones del fabricante: 40 segundos con la unidad de fotopolimerización con intensidad <400 mW/cm² y por 20 segundos con la unidad de fotopolimerización con intensidad >800 mW/cm². La composición e indicaciones del fabricante se encuentran en la Tabla 1. Todas las manipulaciones fueron realizadas por un único operador entrenado.

Tabla 1: Características de resina compuesta Filtek Z250XT

Nombre comercial	Fabricante	Composición	Indicaciones del fabricante
Filtek Z250XT (Color A2)	3M ESPE	Matriz: Bis-GMA, Bis-EMA, TEGDMA, PEGDMA y UDMA. Relleno: Nanohíbrido (silice, zirconia, cluster de zirconia/silica). 82% de carga en peso. Silano.	Para 2 mm de espesor de material: - lámparas con intensidad hasta 800 mW/cm ² , polimerizar por 40 segundos. - lámparas con intensidad mayor a 800 mW/cm ² , polimerizar por 20 segundos

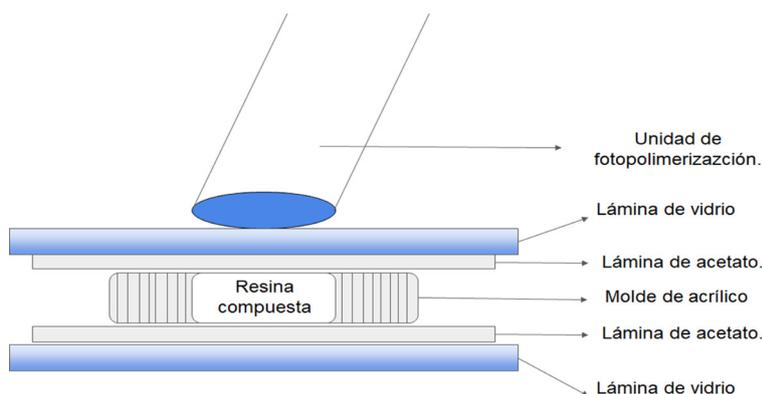
Análisis de citotoxicidad

Preparación de la muestra

Para cada grupo se confeccionaron 5 cuerpos de prueba. Se colocaron moldes de acrílico de 5 mm de diámetro y 1 mm de profundidad sobre una lámina de acetato, se introdujo dentro del molde la RC y encima se colocó nuevamente una lámina

de acetato presionada con una lámina de vidrio para asegurar la uniformidad de las muestras (Figura 1). Cada cuerpo se polimerizó según el grupo correspondiente. Finalmente, se retiraron de los moldes y los bordes se lijaron con lija de 400p con el fin de remover los posibles excesos.

Figura 1: Confección cuerpo de prueba



Cultivo celular

Todos los procedimientos de cultivos se realizaron bajo estrictas normas de bioseguridad en cámara de flujo laminar FORMA 1300 A2, Modelo 1386 (Thermo Scientific, Waltham, Massachusetts, Estados Unidos). Se utilizó una línea celular de fibroblastos inmortalizados de ratón (NIH 3T3) los cuales previamente fueron cultivados utilizando un medio de cultivo clonogénico (DMEM + 10% Suero Fetal Bovino + 1% Penicilina/Estreptomicina) (GIBCO, Dinamarca) en botellas de cultivo t25 dentro de una incubadora (FORMA 311, Thermo Scientific, Waltham, Massachusetts, Estados Unidos) a 37°C con 5% CO² en humedad relativa.

Una vez alcanzada la confluencia del 80%, se realizó el pasaje a una botella de cultivo t75. Para este pasaje el medio de cultivo fue removido, las células fueron lavadas con buffer de fosfato salino (PBS) (GIBCO, Dinamarca), posteriormente se colocó 1 ml de tripsina/EDTA (TrypLE®, Thermofisher) por 5 minutos a 37°C. Finalmente, la tripsina se neutralizó con 2 ml de medio clonogénico y toda la suspensión celular se colocó en una botella de cultivos t75, agregando medio clonogénico para continuar la expansión celular. Una vez alcanzada la confluencia del 80% se inició el ensayo de viabilidad celular.

Ensayo de viabilidad celular

El ensayo de viabilidad celular se realizó siguiendo un protocolo establecido anteriormente ⁽¹²⁾, cumpliendo con la normativa ISO 10993-5⁽⁴⁾,

(Figura 2). Cada cuerpo de prueba previamente confeccionado se colocó en un recipiente tipo Eppendorf® de 2 ml en donde se le agregó 1 ml de medio clonogénico y se dejó incubando por 24 horas. De esta manera, cualquier componente tóxico que contuviera la muestra se liberó a este medio de cultivo mediante lixiviación (eluato).

Las células previamente obtenidas se sembraron en placas de 96 pocillos a una densidad de 3x10⁴ células por pozo incubadas durante 24 horas con 100 µl de medio clonogénico. De esta manera obtuvimos 6 columnas de 5 pozos por cada grupo: control negativo sin células, control positivo con células y medio clonogénico, y experimentales con el medio incubado en los cuerpos de prueba. Luego de las 24 horas, el DMEM se cambió en los pocillos de control, y en los pocillos experimentales se colocó 100 µl del medio previamente incubado (eluato) con los cuerpos de prueba.

La medición de viabilidad se realizó a las 24 y 48 horas de la siguiente manera: Primeramente, se retiró el medio de cultivo y los pocillos se lavaron con PBS. Seguidamente se colocaron 100 µl de medio clonogénico suplementado con 5% de MTT (GIBCO, Dinamarca) y se dejó incubando 5 horas a 37 °C y 5% CO². Finalmente se retiró el medio y se colocaron 100 µl de dimetilsulfóxido (DMSO, Sigma-Aldrich, Missouri, Estados Unidos) durante 5 minutos para revelar los precipitados bajo leve agitación.

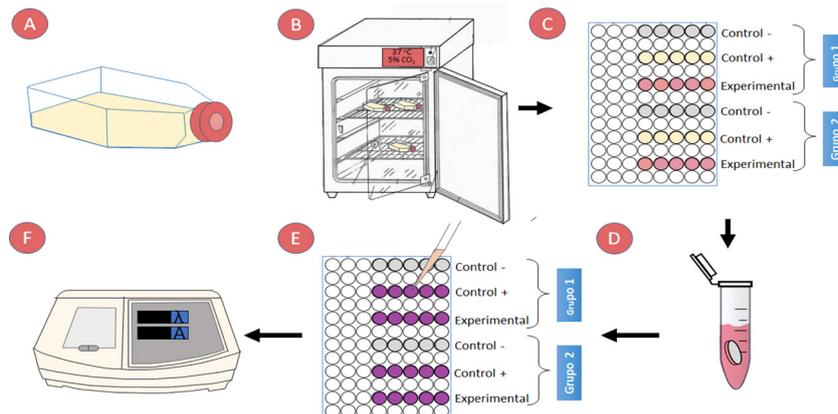
Para la cuantificación de la viabilidad celular, se utilizó un espectrofotómetro ultravioleta visi-

ble de ELISA a 570 nm (Leytamed LTCM06 Elisa Microplate Reader, Guangzhou, China), lo que permitió cuantificar los precipitados. Estos precipitados generan una coloración violácea, que

permite una medición indirecta de la metabolización del MTT, lo que indica la viabilidad de las células cultivadas. Una vez obtenidos los valores, se analizaron mediante la siguiente fórmula:

$$\text{Viabilidad celular \%} = \frac{\text{Densidad Óptica experimental}}{\text{Densidad Óptica control}} \times 100$$

Figura 2: Ensayo de viabilidad celular:



A) NIH 3T3 + medio de cultivo clonogénico (DMEM + 10% SFB + 1% P/S), B) Incubadas hasta alcanzar confluencia de 80%, C) Sembrado de las células en placas de 96 pocillos a una densidad de 3×10^4 con $100 \mu\text{l}$ de medio clonogénico durante 24 horas, D) Creación del Eluato incubando cada cuerpo de prueba en 1ml de medio clonogénico E) Ensayo viabilidad celular medida a las 24 y 48 hs: - agregar la solución de MTT por 4hrs, - aspirar el MTT - diluir el precipitado en DMSO y agitar 5 min para observar el precipitado, F) Cuantificación de la viabilidad celular con espectrofotómetro ultravioleta visible de ELISA a 570 nm.

Análisis de flexión en 3 puntos

Para el análisis de la resistencia flexural y módulo elástico se realizó un ensayo de flexión en 3 puntos siguiendo la norma ISO 4049⁽⁶⁾ (Figura 3).

Preparación de las muestras

Se confeccionaron 10 cuerpos de prueba en forma de barra ($25 \times 2 \times 2 \text{ mm}$) por grupo, colocando el material resinoso sin polimerizar en un molde de acrílico cubierto por una tira de celuloide y presionando con un portaobjetos de vidrio, la polimerización de estos bastones se realizó siguiendo el método de superposición descrito en la normativa ISO 4049⁽⁶⁾.

Una vez polimerizadas, se retiraron del molde y se eliminaron los excesos utilizando una lija 400p. Cada cuerpo de prueba se midió utilizando un calibre digital (Mitutoyo, Japón) con una pre-

cisión de 0.01 mm. Previo al ensayo mecánico, las muestras se almacenaron en agua destilada a 37°C durante 24 horas.

Ensayo mecánico

El ensayo mecánico se realizó utilizando una máquina de ensayos universales MTS SANS CMT2000 (Sans Testing Machine, Shen Zhen, China) con una celda de carga de 5 kN y una velocidad de cruceta de $0,75 \text{ mm/s}$ hasta su fractura. Para determinar la resistencia flexural (σ) y el módulo elástico (E) se utilizaron las siguientes ecuaciones:

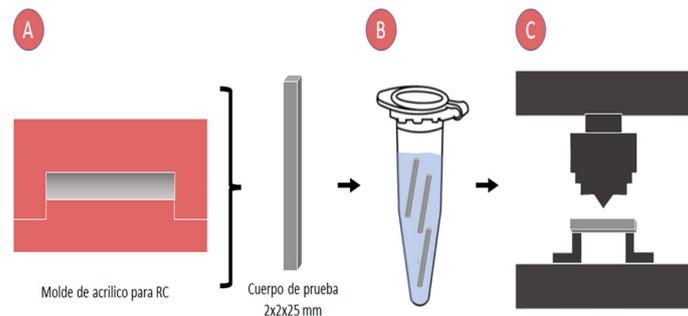
$$\sigma = \frac{3Pl}{2bh^2}$$

$$E = \frac{3Pl^3}{4bh^3d^3}$$

Donde P es la carga en el momento de la fractura (N), l es la distancia entre los soportes (20 mm), b es el ancho (mm) y h es la altura del cuerpo de prueba (mm), P1 es la carga máxima en la

porción lineal (límite proporcional) de la gráfica tensión-deformación, y d es la deformación del espécimen en la carga P1⁽⁶⁾.

Figura 3: Ensayo de flexión en 3 puntos



A) Confección de cuerpos de prueba, B) Almacenamiento en agua destilada a 37 °C por 24 hs, C) Ensayo mecánico (Máquina de ensayos universales MTS SANS CTM 2000 5 kN a 0,75 mm/min).

Análisis estadístico

Los resultados obtenidos sobre viabilidad celular fueron analizados mediante test de ANOVA de dos vías, analizando los factores: a) UP utilizada y b) momento del análisis (24 o 48 horas). Los resultados de resistencia flexural y módulo elástico fueron analizados mediante test de Student. Todos los resultados fueron sometidos previamente a test de normalidad y el nivel de significancia en todos los análisis fue de $\alpha = 0,05$. Para realizar este análisis estadístico se utilizó el software SigmaStat v3.5 (Systat Software, Cali-

fornia, Estados Unidos).

Resultados

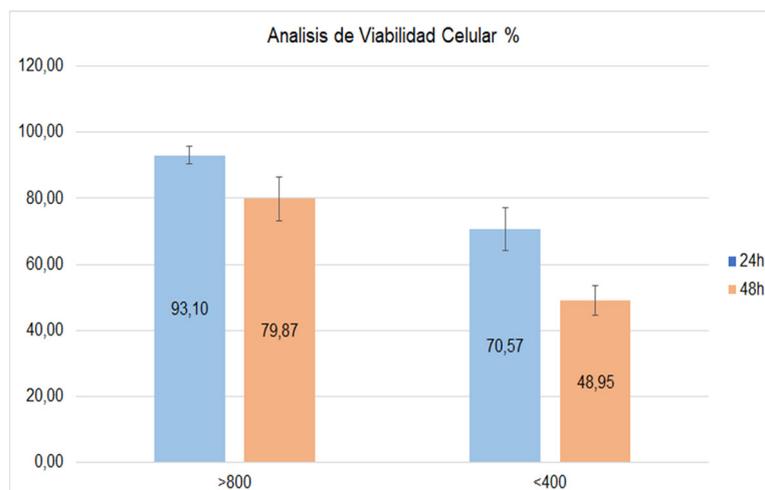
Viabilidad celular

Al evaluar los resultados de viabilidad celular (Figura 4) podemos observar que existe una diferencia estadísticamente significativa ($p < 0,001$) entre los grupos estudiados, presentando mayores grados de citotoxicidad al utilizar una intensidad $< 400 \text{ mW/cm}^2$. A su vez, el análisis de dos vías reveló una diferencia estadística al evaluar la citotoxicidad a las 24 y 48 hs ($p < 0,001$).

Tabla 1: Tabla de resultados del ANOVA de dos vías

Fuente de Variación	Grados de Libertad	Suma de los cuadrados	Media de la suma de los cuadrados	F	P valor
Intensidad	1	5000,374	5000,374	150,416	<0,001
Tiempo	1	2163,613	2163,613	65,083	<0,001
Intensidad x Tiempo	1	132,134	132,134	3,975	0,057
Residual	25	831,091	33,244		
Total	28	8477,913	302,783		

Figura 4: Viabilidad celular (%) a 24 y 48 hs



Grupo 1: Unidad de fotopolimerización LED con intensidad <math><400\text{ mW/cm}^2</math>.

Grupo 2: Unidad de fotopolimerización LED con intensidad $>800\text{ mW/cm}^2$.

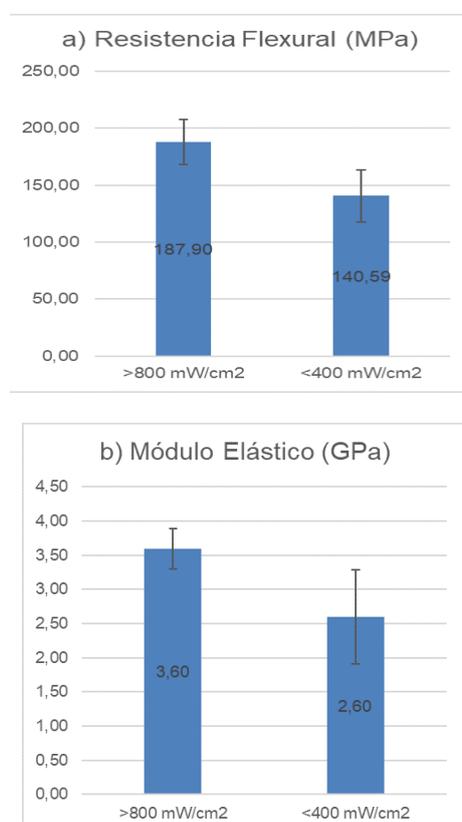
Análisis de flexión en 3 puntos

Al analizar la resistencia flexural (Figura 5) se observa que existe una diferencia estadísticamente significativa ($p=0,02$) entre <math><400</math> y >800 mW/cm^2 .

En cuanto al módulo elástico (Figura 5) también

se observa una diferencia estadísticamente significativa ($p=0,037$) entre <math><400</math> y >800 mW/cm^2 . Presentando mayores valores de resistencia flexural y módulo elástico al utilizar una unidad de $>800\text{ mW/cm}^2$.

Figura 5: Resultados análisis de flexión en 3 puntos



a) Muestra la resistencia flexural (MPa). b) Muestra módulo elástico (GPa).

Discusión

En el presente estudio se evaluó el efecto de la intensidad de dos UP LED sobre las propiedades mecánicas y biológicas de una RC, ya que clínicamente no es posible corroborar su correcta polimerización. Los resultados mostraron diferencias significativas en cuanto a viabilidad celular, resistencia flexural y módulo elástico, dependiendo de la intensidad utilizada. Para el grupo fotopolimerizado con mayor intensidad tanto la viabilidad celular como sus propiedades mecánicas fueron estadísticamente superiores en comparación al grupo fotopolimerizado con una unidad de menor intensidad. Considerando esto, nuestra hipótesis de trabajo puede ser aceptada. La biocompatibilidad de los materiales dentales ha sido investigada en la literatura a través de diferentes métodos, tales como pruebas para estimar la cantidad de ácidos ribonucleicos y el daño en sus cadenas⁽¹³⁾, estudios que evalúan la gravedad de acción proteolítica⁽¹⁴⁾, evaluación del nivel de glutatión en las células⁽¹⁵⁾ y evaluación de actividad metabólica (por ejemplo, ensayos con MTT)⁽⁹⁾, entre otras. Para este estudio, se seleccionó el ensayo con MTT, debido a que a pesar de existir otros métodos, este es un buen indicador de la viabilidad celular y es el método indicado por la normativa internacional vigente para el análisis de biomateriales de uso odontológico⁽⁴⁾. En el presente estudio se observó una disminución significativa de la viabilidad celular a las 24 hs (93,1% Grupo 2, 70,6% Grupo 1) y 48 hs (79,8% Grupo 2, 48,5% Grupo 1) respecto al control celular (100%), siendo estos datos relacionados con los encontrados en la literatura⁽⁹⁾. Resulta relevante, considerar que según la normativa ISO 10993-5, la reducción de la viabilidad celular en más del 30% se considera un efecto citotóxico⁽⁴⁾.

Los niveles de citotoxicidad en materiales resinosos pueden ser relacionados con la degradación gradual en el tiempo, liberando cada vez más componentes tóxicos al medio, por lo que ésta es dependiente del tiempo y la concentración

del componente principal de estos materiales, el monómero Bis-GMA⁽⁹⁾. Diversos autores han analizado la citotoxicidad del Bis-GMA presente en materiales de uso odontológico, exponiendo fibroblastos a concentraciones diferentes de Bis-GMA^(1,16), demostrando que existe una respuesta dosis dependiente a través del tiempo, donde a mayor concentración de Bis-GMA existe una menor viabilidad celular⁽³⁾. Schubert et al, demostraron que el efecto citotóxico del material también puede verse afectado notablemente por el tono de color del material, observando una mayor citotoxicidad en resinas color C2 en comparación con los tonos A2⁽¹⁵⁾. Esto podría explicarse debido a que el GC se ve afectado por pigmentos metálicos, como Cu^{2+} , Al^{3+} y Fe^{2+} , utilizados en los tonos de resina más oscuros⁽¹⁷⁾. Algunos estudios establecen que el Bis-GMA está entre los componentes más tóxicos debido a su liposolubilidad, seguido por UDMA, TEGDMA y HEMA^(18,19). Además, se observaron efectos sinérgicos cuando se probaron combinaciones de TEGDMA con UDMA o particularmente con Bis-GMA⁽⁸⁾. Gonçalves y col., compararon el efecto citotóxico de resinas en su presentación convencional y fluida demostrando que los compuestos fluidos eran severamente más tóxicos que los de consistencia media, lo cual podría deberse a que las presentaciones fluidas contienen más cantidad de monómero y menos relleno en su composición⁽²⁰⁾. Estudios in vitro han demostrado que la reacción de polimerización nunca es completa, sino que oscila entre el 50 y 70% de la matriz⁽⁹⁾, como ya fue explicado anteriormente, esto podría verse afectado a su vez por un incorrecto protocolo de polimerización, disminuyendo el GC^(10,16).

Con relación al comportamiento mecánico, diversos estudios han demostrado que una intensidad y energía insuficiente, disminuyen significativamente el GC de las RC^(19,21). Además, existe una correlación significativa entre GC y las propiedades mecánicas como dureza, módulo de elasticidad y resistencia a la flexión de RC⁽²²⁾. De este modo, era de esperarse que en los resultados del presente estudio, el grupo polimerizado con una

UP >800 mW/cm² presentara un comportamiento mecánico superior, ya que su GC sería mayor; respecto al grupo polimerizado con una UP <400 mW/cm². A pesar de que el tamaño del relleno y composición de la matriz polimérica pueden influir en el GC ^(2,11), en este estudio solo se utilizó un tipo de RC (Z250XT) por lo que el control de esta variable permite aseverar que la diferencia en las propiedades mecánicas fue debido a la variación de la intensidad de las UP, por ende el GC disminuye a causa de una menor ER ^(10,21).

Por otro lado, algunos estudios han demostrado que el módulo de elasticidad disminuye si se aumentan las moléculas lineales dentro de la estructura polimérica⁽²³⁾. Por lo que, podemos inferir que las muestras polimerizadas con una UP <400 mW/cm² presentaron una estructura polimérica más lineal, respecto a las polimerizadas con una UP >800 mW/cm² las cuales presentaron una estructura más ramificada. Además, existe una relación entre GC, estructura espacial y la sorción acuosa de las RC lo que favorece la difusión de monómeros sin reaccionar a los tejidos orales aumentando la toxicidad de las mismas⁽²⁾, lo cual también podría explicar las diferencias entre la citotoxicidad de ambos grupos.

Con respecto a los efectos adversos de una incorrecta polimerización, estudios han demostrado una relación estricta entre las propiedades del material restaurador y su sobrevivencia⁽²⁴⁾. De esta forma, no solo se vería afectado el comportamiento mecánico del material, sino también la estabilidad de color y la estética⁽²⁵⁾. Además, esto aumentaría la solubilidad de las RC ⁽²⁶⁾ causando una mayor rugosidad superficial y la formación de biopelículas⁽²⁷⁾, aumentando el riesgo de caries. Por lo que se desaconseja utilizar UP con una intensidad <400 mW/cm² con el fin de disminuir la probabilidad de detrimento de la RC.

Como limitaciones del estudio, debemos considerar que el mismo es in vitro, por lo que el comportamiento clínico podría variar. Se necesitan más estudios clínicos que respalden estos resultados. Además, se debe remarcar que el estudio utilizó una sola RC por lo que es factible que los

resultados se vean alterados para otro tipo de RC. Los datos obtenidos en el presente trabajo sugieren que el uso de una UP con una intensidad de <400 mW/cm² genera una disminución de las propiedades físico-mecánicas y biológicas de las RC, por lo tanto un menor GC, lo que toma relevancia clínica debido a que existe una relación entre las propiedades del material y su desempeño clínico^(22,24). Resulta de gran importancia conocer la intensidad de nuestra UP para establecer el tiempo de irradiación y así lograr un adecuado GC ^(8,23). En la literatura se ha relatado que la intensidad de la luz de la UP puede verse afectada a lo largo del tiempo por deterioro de la unidad, puntas de fibra sucias o astilladas ^(11,21,23), por lo que es importante realizar el control periódico de las UP con un radiómetro digital. Por otro lado, es importante conocer las indicaciones de los fabricantes, composición de las RC y de las longitudes de onda que presente nuestra UP, a modo de que el perfil de emisión de la UP incluya las longitudes de onda que cubran el perfil de absorbancia de los fotoiniciadores utilizados en la RC ⁽²⁸⁾.

Conclusión

En base a los resultados expuestos, podemos concluir que una intensidad de polimerización <400 mW/cm², genera un aumento en los niveles de citotoxicidad y una disminución significativa en las propiedades mecánicas de las resinas compuestas.

Los autores consideran que esta situación puede pasar desapercibida a corto plazo en la clínica odontológica, por lo que cabe destacar la importancia del control periódico de la intensidad de las unidades de fotopolimerización. La falta de controles, el uso de intensidades insuficientes, así como la aplicación de protocolos inadecuados ya sea por la técnica de aplicación o tiempos inferiores a lo necesario traerán como consecuencia la falla prematura de la restauración, y un posible efecto biológico irreversible.

Referencias

1. Guerrero F M, Maya C CX, Vallejo L M. Evaluación del efecto citotóxico de una resina dental a base de siloranos sobre fibroblastos L929. *Rev la Univ Ind Santander Salud*. 2016 Jan 1;48(1):71–80.
2. Fujioka-Kobayashi M, Miron RJ, Lussi A, Gruber R, Ilie N, Price RB, et al. Effect of the degree of conversion of resin-based composites on cytotoxicity, cell attachment, and gene expression. *Dent Mater*. 2019 Aug 1;35(8):1173–93.
3. Cohn-Inostroza N. Efecto citotóxico de BisGMA en cultivos celulares de fibroblastos humanos mediante ensayos de MTT. *CLAVES Odontol*. 2015;22(74).
4. International Organization for Standardization. ISO 10993-5 Biological evaluation of medical devices - Part 5: Tests for cytotoxicity: in vitro methods. 2009.
5. Alzraikat H, Burrow M, Maghaireh G, Taha N. Nanofilled Resin Composite Properties and Clinical Performance: A Review. *Oper Dent*. 2018 Jul 1;43(4):E173–90.
6. International Organization for Standardization, ISO 4049: 2019, Dentistry - Polymer-based restorative materials.
7. Yap AU, Eweis AH, Yahya NA. Dynamic and Static Flexural Appraisal of Resin-based Composites: Comparison of the ISO and Mini-flexural Tests. *Oper Dent*. 2018;43(5):E223–31.
8. Bragança GF, Vianna AS, Neves FD, Price RB, Soares CJ. Effect of exposure time and moving the curing light on the degree of conversion and Knoop microhardness of light-cured resin cements. *Dent Mater*. 2020;36(11):e340–51.
9. Małkiewicz K, Wychowański P, Olkowska-Truchanowicz J, Tykarska M, Czerwiński M, Wilczko M, et al. Uncompleted polymerization and cytotoxicity of dental restorative materials as potential health risk factors. *Ann Agric Environ Med*. 2017 Dec 23;24(4):618–23.
10. Selig D, Haenel T, Hausnerová B, Moeginger B, Labrie D, Sullivan B, et al. Examining exposure reciprocity in a resin based composite using high irradiance levels and real-time degree of conversion values. *Dent Mater*. 2015 May 1;31(5):583–93.
11. Aguiar TR, de Oliveira M, Arrais CAG, Ambrosano GMB, Rueggeberg F, Giannini M. The effect of photopolymerization on the degree of conversion, polymerization kinetic, biaxial flexure strength, and modulus of self-adhesive resin cements. *J Prosthet Dent*. 2015 Feb 1;113(2):128–34.
12. Chisini LA, Arangurem Karam S, Gioda Noronha T, Morello Sartori LR, Schmidt San Martin A, Demarco FF, et al. Platelet-Poor Plasma as a Supplement for Fibroblasts Cultured in Platelet-Rich Fibrin. *Acta Stomatol Croat*. 2017 Jun 15;51(2):133–40.
13. Romo-Huerta MJ, Cervantes-Urenda ADR, Velasco-Neri J, Torres-Bugarín O, Valdivia ADCM. Genotoxicity Associated with Residual Monomers in Restorative Dentistry: A Systematic Review. *Oral Health Prev Dent*. 2021;19(1):471–80.
14. Şaramet V, Meleşcanu-Imre M, Țâncu AMC, Albu CC, Ripszky-Totan A, Pantea M. Molecular Interactions between Saliva and Dental Composites Resins: A Way Forward. *Materials (Basel)*. 2021 May 13;14(10):2537.
15. Schubert A, Ziegler C, Bernhard A, Bürgers R, Miosge N. Cytotoxic effects to mouse and human gingival fibroblasts of a nanohybrid ormocer versus dimethacrylate-based composites. *Clin Oral Investig*. 2019 Jan 30;23(1):133–9.

- 16.Saikaew P, Phimolthares P, Phitakthanaakul P, Sirikul P, Mekrakseree S, Panpisut P. Effects of Color Modifier on Degree of Monomer Conversion, Biaxial Flexural Strength, Surface Microhardness, and Water Sorption/Solubility of Resin Composites. *Polymers (Basel)*. 2021 Nov 11;13(22):3902.
- 17.Borges MG, Silva GR, Neves FT, Soares CJ, Faria-e-Silva AL, Carvalho RF, et al. Oxygen Inhibition of Surface Composites and Its Correlation with Degree of Conversion and Color Stability. *Braz Dent J*. 2021 Feb 2;32(1):91–7.
- 18.Pagano S, Lombardo G, Balloni S, Bodo M, Cianetti S, Barbati A, et al. Cytotoxicity of universal dental adhesive systems: Assessment in vitro assays on human gingival fibroblasts. *Toxicol In Vitro*. 2019 Oct;60:252–60.
- 19.Beltrami R, Colombo M, Rizzo K, Di Cristofaro A, Poggio C, Pietrocola G. Cytotoxicity of Different Composite Resins on Human Gingival Fibroblast Cell Lines. *Biomimetics*. 2021 Apr 20;6(2):26.
- 20.Gonçalves F, Campos LM de P, Rodrigues-Júnior EC, Costa FV, Marques PA, Francci CE, et al. A comparative study of bulk-fill composites: degree of conversion, post-gel shrinkage and cytotoxicity. *Braz Oral Res*. 2018 Mar 8;32(0).
- 21.Sadeghyar A, Watts DC, Schedle A. Limited reciprocity in curing efficiency of bulk-fill resin-composites. *Dent Mater*. 2020;36(8):997–1008.
- 22.Grazioli G, Francia A, Cuevas-Suárez CE, Zanchi CH, Moraes RR De. Simple and Low-Cost Thermal Treatments on Direct Resin Composites for Indirect Use. *Braz Dent J*. 2019 Jun 3;30(3):279–84.
- 23.Bin Nooh AN, Nahedh H Al, AlRefeai M, Alkudhairy F. The Effect of Irradiance on the Degree of Conversion and Volumetric Polymerization Shrinkage of Different Bulk-Fill Resin-Based Composites: An In Vitro Study. *Eur J Dent*. 2021 May;15(2):312–9.
- 24.Demarco FF, Corrêa MB, Cenci MS, Moraes RR, Opdam NJM. Longevity of posterior composite restorations: Not only a matter of materials. *Dent Mater*. 2012 Jan;28(1):87–101.
- 25.Vaidya N, Kumar P, Pathak K, Punia SK, Choudhary A, Patnana AK. Comparative Evaluation of the Influence of Different Sports/Energy Drinks and Alcoholic Beverages on the Surface Roughness of Three Different Flowable Esthetic Restorative Materials: An In Vitro Analysis. *J Int Soc Prev Community Dent*. 2020;10(5):585–90.
- 26.Fonseca ASQS, Labruna Moreira AD, de Albuquerque PPAC, de Menezes LR, Pfeifer CS, Schneider LFJ. Effect of monomer type on the CC degree of conversion, water sorption and solubility, and color stability of model dental composites. *Dent Mater*. 2017;33(4):394–401.
- 27.Cazzaniga G, Ottobelli M, Ionescu AC, Paolone G, Gherlone E, Ferracane JL, et al. In vitro biofilm formation on resin-based composites after different finishing and polishing procedures. *J Dent*. 2017 Dec;67:43–52.
- 28.Par M, Repusic I, Skenderovic H, Tarle Z. Wavelength-dependent light transmittance in resin composites: practical implications for curing units with different emission spectra. *Clin Oral Investig*. 2019 Dec 10;23(12):4399–409.

Declaración de Conflictos de interés:

Los autores no presentan conflicto de interés en la publicación del artículo.

Nota financiamiento:

El presente trabajo fue financiado por el Programa de Apoyo para la Investigación Estudiantil (PAIE) de la Comisión Sectorial de Investigación Científica (CSIC).

Nota Comité de Ética:

El presente trabajo fue aprobado por el Comité de Ética de la Facultad de Odontología Expediente número 091900000154-18

Nota contribución de autoría:

1. Concepción y diseño del estudio
2. Adquisición de datos
3. Análisis de datos
4. Discusión de los resultados
5. Redacción del manuscrito
6. Aprobación de la versión final del manuscrito.

BP y APT contribuyeron en 1, 2, 4, 5.

EDL y GG contribuyeron en 1, 3, 4, 6.

Nota de aceptación:

Este artículo fue aprobado por la editora de la revista Mag. Dra. Vanesa Pereira-Prado.