



Universidad Autónoma de Querétaro
Facultad de Medicina
Especialidad en Rehabilitación Bucal

Título del tema de tesis registrado

Estudio comparativo de la resistencia a la fractura de 3 marcas de resina fluida.

Que como parte de los requisitos para obtener el grado de
Especialidad en Rehabilitación Bucal

Presenta:

C.D. José Luis Díaz Martínez

Dirigido por:

L.O. AEGD Luis Carlos Paras Fernández

L.O. AEGD. Luis Carlos Paras Fernández
Presidente

L.O.E.O.R. José Antonio Guerrero Guzmán
Secretario

C.D.E.P.I. Rosa María Sánchez Ayala
Vocal

LO;MSD Enrique Manuel Peña Cámara
Suplente

C.D.E.P.B. Lizbeth del Carmen Serrano Hernández
Suplente

Centro Universitario, Querétaro, Qro.
Junio del 2019 Querétaro, Qro.
México



Dirección General de Bibliotecas y Servicios Digitales
de Información



Estudio comparativo de la resistencia a la fractura de
3 marcas de resina fluida

por

José Luis Díaz Martínez

se distribuye bajo una [Licencia Creative Commons
Atribución-NoComercial-SinDerivadas 4.0
Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/).

Clave RI: MEESN-258048

Resumen

Planteamiento del problema: Existe varias marcas de resinas fluidas en el mercado, pero poca información sobre su resistencia a la fractura.

Objetivo: El objetivo de este estudio es de realizar la comparación de la resistencia a la fractura de 3 tipos de resina fluida que existen en el mercado.

Material y Métodos: Se organizaron 3 grupos experimentales (Tetric N Flow, Filtek Flow Z350, Clearfil AP-X Flow) y un grupo control (Tetric N Ceram). Cada grupo se formó con 10 barras de resina de 2x4.2x20 mm fotopolimerizadas con lámpara Valo, Ultradent (40 segundos, 1000mW/cm²) a las cuales se les realizó una muesca central (0.5x3 mm). Las muestras se sometieron a prueba de flexión en 3 puntos hasta llegar al punto de fractura (velocidad 0.125mm/min) en una máquina universal de pruebas.

Resultados: Los resultados se organizaron en tablas y gráficas en el sistema operativo (Numbers) realizando los promedios de cada dato que nos arrojó la máquina universal, así mismo se realizaron las pruebas de ANOVA y Post-hoc de Tukey, para la comparación de la resistencia a la fractura entre las 3 marcas de resina fluida y el grupo control, todos los datos fueron con valor de $P < 0.0001$.

Conclusión: En el presente estudio se observó diferencia significativa en la resistencia a la fractura entre las resinas Clearfil AP-X Flow, Tetric N Flow y Filtek Flow Z350. Clearfil AP-X Flow mostró la mayor resistencia a la fractura, mientras que Tetric N Flow y Filtek Flow Z350 presentaron una resistencia a la fractura similar.

Palabras Claves: (Resistencia a la Fractura, resina fluida, resina compuesta, composite)

Summary

Statement of problem: There are several brands of flowable composite resin in the market, but we have a little information about its fracture toughness.

Objective: The purpose of this study is to test the fracture toughness comparison of the 3 types of flowable composite resin available in the market.

Material and Methods: We organized 3 experimental groups (Tetric N Flow, Filtek Flow Z350, Clearfil Ap-X Flow) and a control group (Tetric N Ceram). For each Group were fabricated 10 flowable composite resin bars, which dimensions were 2x4.2x20 mm each light cured with VALO curling light, Ultradent (40 seconds, 1000mW/cm²) with were given a central notch (0.5x3mm). The specimens were bend tested at 3 point to the fracture toughness (speed 0.125mm/min) with an universal testing machine.

Results: The results were organized in tables and graphs in the Numbers operating system recording the average of data displayed by the universal machine, ANOVA and Turkey Post-hoc test were also performed to compared the fracture toughness between the 3 flowable composite resin brands and the control group, all date were P <0.0001.

Conclusion: In the present study, a significant difference in fracture toughness was observed between Clearfil AP-X Flow, Tetric N Flow and Filtek Flow Z350. Clearfil AP-X Flow showed the highest fracture toughness, while Tetric N Flow and Filtek Flow Z350 showed similar fracture toughness.

Key word: (Fracture toughness, flowable resin, composite resin, composite)

Agradecimientos

Agradezco a mis padres Antonio Díaz Guzmán y Teresita Martínez Trujillo por el apoyo económico en estos dos años, así como su interés por mi crecimiento profesional.

A mis hermanas Diana y Adriana por creer en mi como ejemplo a seguir como su hermano mayor.

A mis profesores por todas sus enseñanzas y paciencia que tuvieron a lo largo de este periodo.

TABLA DE CONTENIDOS

| | |
|---|----|
| 1. INTRODUCCIÓN..... | 7 |
| 1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA..... | 13 |
| 2. OBJETIVOS..... | 16 |
| 2.1 OBJETIVO GENERAL..... | 16 |
| 2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS | 16 |
| 2.3 MODULO DE YOUNG | 16 |
| 3. METODOLOGÍA | 17 |
| 3.1 SUJETO EXPERIMENTAL | 17 |
| 3.2 DEFINICIÓN DE LAS UNIDADES DE OBSERVACIÓN | 18 |
| 3.3 DEFINICIÓN DE PLAN DE PROCESAMIENTO | 19 |
| 4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN..... | 22 |
| 4.1 ANÁLISIS ESTADÍSTICO | 22 |
| 4.2 RESULTADOS..... | 23 |
| 4.3 DISCUSIÓN..... | 25 |
| 4.4 CONCLUSIÓN..... | 27 |
| 5. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS | 28 |

INDICE DE IMAGENES Y TABLAS

| | |
|---|----|
| Fig. 1 Grupo B..... | 19 |
| Fig. 2 Grupo C..... | 19 |
| Fig. 3 Grupo D..... | 19 |
| Fig. 4 Confección de la barra maestra..... | 19 |
| Fig. 5 Fotopolimerización de las barras de resina fluida..... | 20 |
| Fig. 6 Recuperación de la barra de resina con las medidas ya establecidas..... | 20 |
| Fig. 7 Colocación de la barra..... | 20 |
| Fig. 8 Pruebas en Maquina Universal..... | 20 |
| Fig. 9 Obtención de resultados..... | 21 |
| Tabla 1. Resistencia a la fractura de los 4 grupos de resina fluida..... | 23 |
| Tabla 2. Comparación de Mpa I (Megapascal inicial) y Mpa F (Megapascal Final) | 24 |
| Tabla 3. Comparación del Modulo de Young de cada una de los especímenes..... | 24 |

1. INTRODUCCIÓN

La odontología restauradora es aquella que se encarga de solucionar la pérdida de la estructura parcial o total de una pieza dentaria por diversos factores etiológicos, gracias a los diversos biomateriales dentales que permiten la sustitución de los tejidos y estructura morfológica de la pieza dentaria comprometida, se devuelve la función y estética.

Los biomateriales son cualquier sustancia inerte que no sea medicamento, que puede ser usada por un periodo de tiempo como parte de un órgano, reemplaza cualquier tejido ó función del cuerpo que permanece en contacto permanente ó intermitente con fluidos corporales (John, M. T et al., 2009).

En el siglo XVII aparecen las amalgamas como restauraciones dentales, una mezcla de polvo de bismuto-estaño y plata, agregando mercurio. En el siglo XIX el Dr. Greene Vardiman Black trazó un estilo de preparación de la cavidad y una aleación de amalgama, lo que permitía unas restauraciones más longevas. Fabricó una aleación de amalgama de bajo contenido de cobre (base de un 70% de plata, 25% de estaño y un 5% de cobre) y amalgamas de alto contenido de cobre (de 13 a un 30% de Cobre) (Brackett., 1999).

Los materiales compuestos son una combinación tridimensional de por lo menos más de dos materiales químicamente diferentes, con una interfase distinta, obteniendo propiedades superiores a las que presentan sus constituyentes de manera individual (Anusavice., 2004).

Las resinas compuestas dentales, son una mezcla compleja de resinas polimerizables mezcladas con partículas de rellenos inorgánicos. Para unir las partículas de relleno a la matriz plástica de resina, el relleno es recubierto con silano (agente de conexión o acoplamiento). Otros aditivos se incluyen en la formulación para facilitar la polimerización, ajustar la viscosidad, color, translucidez y opacidad. El objetivo principal de este tipo de materiales era la de imitar el color natural de los dientes, haciendo de ellas el material más estético de restauración directa (Manhart et al., 2004).

Las resinas compuestas fueron creadas para todo tipo de restauraciones en anteriores y posteriores sin la necesidad de extenderse hacia un diseño cavitario retentivo, modificando los conceptos establecidos por el Dr. Black, su uso implicaba la reparación de preparaciones en posteriores que previamente tenían resina, márgenes de las amalgamas, reparaciones en los márgenes de algunas coronas que se fracturaban en la línea de termina-

ción, forros cavitarios, selladores de fasetas y fisuras, entre otras cosas. (Bayne et al 1998; Ikeda et al 2009; Irie et al., 2008).

La introducción de las resinas compuestas fue para minimizar los efectos de las resinas acrílicas. En 1995 Bounocore utilizó el ácido ortofosfórico para realizar microretenciones y tener mejor incremento a la adhesión (Hervás.,2006). Las resinas compuestas fueron estudiadas por el Dr. Ray Bowen en 1962, quien reemplazó el metacrilato de metilo, en un monómero de alto peso molecular llamado BIS-GMA (Bisfenol Glicidil Metacrilato). Gracias a las resinas con las que actualmente contamos, se modificaron las preparaciones de las cavidades dentales a ser más conservadoras (Bayne et al., 1998). La matriz de una resina estaba constituida por BIS-GMA (Bisfenol Glicidil Metacrilato) actualmente puede ser reemplazado por UDMA (Dimetacrilato de Uretano) o TEGDMA (Trietilen Glicil Dimeacrilato). En la actualidad el sistema más implementado es la de BIS-GMA/TEGDMA, por su mejor resistencia a la abrasión. Otro monómero ampliamente utilizado es la combinación del BIS-GMA/UDMA con menor viscosidad y mayor flexibilidad lo que mejora la resistencia de la fractura de la resina. (Huayhua 2013). Las partículas de relleno están constituidas por: cuarzo, sílice pirolítica, vidrio de borosilicato, silicatos de litio y fluoruro de bario, cuyo objetivo principal es disminuir la contracción de la polimerización, e incrementar la resistencia mecánica del material. El cuarzo era la partícula más utilizada, resistente y menos susceptible a la erosión. En la actualidad la disminución del tamaño de la partícula (cuarzo o vidrio de bario) se realiza mediante la pulverización, trituración o molido, lo que hace que la distribución de las partículas sea homogénea. Recientemente se menciona que las partículas más duras que pueden tener una resina son partículas de circonio. Cuanto mayor sea el relleno de la matriz, mejor serán las propiedades de la resina al tener una matriz densa (Huayhua 2013). Se han dado avances significativos de las partículas pequeñas, en especial en las resinas de macro-relleno y micro-relleno. (Myshko., 2004). La nanotecnología puede proporcionar compuestos de resinas con una partícula de carga más pequeña y que pueden ser formuladas en concentraciones más altas (Kirk et al., 1991).

A lo largo del tiempo, las resinas han ido evolucionando conforme a su tamaño de su partícula de relleno hasta llegar a lo que actualmente tenemos, a continuación se da una breve explicación del tipo de resinas:

Resinas compuestas de Macrorelleno: Fueron creadas en los años 70, esta fue la primera generación de resinas compuestas que se desarrollo. Están constituidas por grandes par-

tículas de relleno inorgánico de sílice y cuarzo con tamaños que varían de 1 a 50µm, este tipo de resina contaba con un alto porcentaje de relleno de cuarzo entre 70 y 80%. Gracias a la incorporación del relleno, mejoraron sus propiedades físicas y mecánicas, lo que disminuyó la contracción a la polimerización y un aumento a la resistencia mecánica. La desventaja que presentó este tipo de resina era el desgaste, lo que dejaba descubierto las partículas de relleno más resistentes y al ocurrir esto, las superficie de las restauraciones era rugosa e irregular por lo que era más fácil el deposito de placa dentobacteriana y pigmentación de la superficie (Phillips., 2004).

Resinas Compuestas de Micro relleno: al presentar el problema con las resinas de macro relleno, se empezó a utilizar una partícula de relleno más pequeña, entre 0,04 µm, esta partícula fue el sílice coloidal, gracias a esta partícula, la textura de este tipo de resina la hace mejor a la anterior, por lo tanto presentaba mejor resistencia al desgaste, pulido y una superficie lisa, pero al tener bajo contenido de relleno de partícula poseían mayor viscosidad y menores propiedades mecánicas (Phillips., 2004).

Resinas compuestas Híbridas: poseían dos tipos de relleno, macro partículas y micro partículas que fluctúan entre 1 y 15 µm, su objetivo de estos materiales fue la de aportar mejores propiedades a las resinas de macro relleno y micro relleno, mientras los fabricantes realizaban pruebas de laboratorio para garantizar que estos materiales cumplan con los estándares de seguridad según la ADA (Asociación Dental Americana), pero los objetivos principales que tenían este tipo de resinas no fueron alcanzadas y se desarrollaron nuevos tipos de materiales (Phillips., 2004).

Resinas Compuestas Micro híbridas: son parecidas a las resinas compuestas híbridas, pero la diferencia del tamaño de su partícula esta entre 0,4 y 0,8 µm, gracias a esto se logró la combinación de las características de las resinas híbridas y las características de las resinas de micro relleno, logrando un menor cambio dimensional de la resina, aumentar la resistencia y mejorando su pulido (Bader et al, 2005).

Resinas Compuestas de Nano relleno: este tipo de resina son las más recientes del mercado, su partícula es esférica y su diámetro es de 5 a 100 nm, este tipo de resina presenta un porcentaje de matriz orgánica baja, lo que reduce la contracción de polimerización. Sus partículas de nano relleno son tan pequeñas que permiten que los haces de luz atraviesen sin reflejarse, lo cual hace que se comporten como elementos transparentes (Mitra, Sumita., 2003).

En la actualidad existen resinas compuestas de diferente consistencia: Convencionales, Condensables y Fluidas.

Las resinas compuestas convencionales son aquellas que poseen una viscosidad intermedia, gracias a la cantidad de relleno que presentan en la partícula de su estructura. Estas resinas son de fácil manipulación (Cabezas., 2012)

Las resinas compuestas condensables presentan una composición similar a cualquier otra resina, su resistencia es mayor y son fáciles de moldear. Sin embargo su fluidez es escasa y por lo tanto presentan una mala adaptación a los márgenes cavitarios, lo cual generan brechas en su interfase, estas resinas están indicadas principalmente en el sector posterior (Phillips., 2004).

Las resinas compuestas fluidas surgen de la modificación de las resinas de microrrelleno y las híbridas a las cuales se les reduce la cantidad de relleno de matriz, así obteniendo un material fluido, viscoso, que pueda extenderse de manera uniforme y adaptarse íntimamente a la forma cavitaria, este tipo de resinas fueron ocupadas para las preparaciones de clase II y en aquellas cavidades de difícil acceso (Pamir et al., 2005).

Gracias a la evolución de los protocolos adhesivos y la evolución en las propiedades mecánicas de las resinas, para el año de 1996 el desarrollo de resinas fluidas con menor cantidad de relleno fue posible, cuya principal ventaja es su alta fluidez (Kennet, 2004). Estas resinas fluidas fueron creadas con el mismo tamaño de partícula que las resinas compuestas híbridas, como diseñadas para el recubrimiento cavitario, no excediendo su grosor de 1mm (Labelia et al., 1999). Las restauraciones de resina se ven afectadas por el fenómeno de contracción de polimerización, determinado por el factor C (numero de superficies adheridas y no adheridas en una cavidad preparada), que puede concentrar estrés en las paredes de la cavidad, generar una falla de unión e incluso una microfractura de la estructura, resultando una sensibilidad postoperatoria (Terry, 2014; Davidson et al, 1998, Feilzer et al; 1996, Carvalho et al, 1996; Unterbink y Liebenberg., 1999). El colocar resina fluida, generó los beneficios de aliviar la tensión de la contracción del material (Kemp-Scholte y Davidson, 1990; Gee AJ et al., 1993), mejorar la adaptación a las paredes cavitarias y evitar la formación de burbujas e irregularidades en el piso de la cavidad. (García et al., 2006). Las resinas fluidas pueden reducir la micro-filtración de las restauraciones. (Payne JH, 1999; Malstrom et al 2002; Ferdianaki., 1998).

El Dr. Terry, en el 2012 menciona en un artículo que las aplicaciones clínicas de las resinas fluidas son la de selladores y restauraciones preventivas, reparaciones de emergencia de dientes fracturados; fabricación de prototipos y reparación de restauraciones provisionales, restauraciones compuestas en anteriores y posteriores. También en reparaciones de restauraciones de cerámica y de resina compuesta fracturadas en boca, además estos compuestos pueden ser utilizados para reparar dientes, establecer la dimensión vertical, alterar esquemas oclusales antes de las restauraciones definitivas, eliminación de sensibilidad cervical, establecer el borde incisal de las coronas para que tengan una naturaleza estética (Terry., 2012; Terry., 2014). La fluidez que tenga este material puede variar significativamente de un producto a otro, por lo tanto la viscosidad puede tener una influencia potencial en su comportamiento clínico (Baroudi y Rodriguez 2015). La mayoría de las resinas fluidas tiene una carga reducida del 37 - 53% en comparación con las resinas híbridas convencionales que cuentan 50 - 70%, esta carga es la que modifica la viscosidad de estos materiales (Murchison et al., 1999).

Bayne et al., en 1998 encontraron que las resinas fluidas conservan el mismo tamaño de las partículas, pero al momento de su fabricación redujeron la cantidad de carga y así redujeron también la viscosidad de la mezcla de resina, el modulo de elasticidad (también conocido como modulo de Young) también es menor (Kennet, 2004), lo que le va a proporcionar mejores valores de resistencia entre las partículas de unión que las otras resinas (Bayne et al. 1998). En el caso de las restauraciones dentales como la resina compuesta, la flexibilidad es un requisito indispensable que debe de tener el material, ya que si sobre pasa el material su flexibilidad, pueda recuperar su estado original, a lo que se le denomina recuperación elástica (Kennet, 2004).

La tendencia a las preparaciones mínimamente invasivas y la colocación de los materiales restauradores, da mayor oportunidad a los compuestos fluidos en diferentes situaciones clínicas (Behle, 1998; Rada, 1998; Estafan et al., 1999). Años atrás se comenzaba a comercializar una cantidad basta de nuevos materiales compuestos de resina de baja viscosidad ó compuestos fluidos, pero en ese año se habían publicado pocas investigaciones sobre las resinas fluidas. Se realizaron ensayos de propiedades mecánicas con las resinas fluidas y los autores concluyeron que los materiales fluidos deben usarse con precaución en aplicaciones de alto estrés para la odontología restauradora (Bayne et al., 1998). Los fabricantes, pretenden que las generaciones de las resinas fluidas ofrezcan propiedades mecánicas, físicas y estéticas similares o mejores que los materiales compuestos universales, así mismo crear resinas fluidas mucho más fáciles de manipular y mejorar la

adaptación de las resinas fluidas en cualquier cavidad (Ilie y Hickel, 2011; Yahagi et al., 2012).

1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Los avances científicos en los materiales dentales siguen siendo un reto para la odontología, las investigaciones que se realizan constantemente de estos materiales tiene como propósito encontrar: ¿Cuál de los materiales dentales restauradores presenta una mejor estabilidad dimensional, estética y resistencia a la fractura? y ¿Cuál es la resina ideal?

En la actualidad la odontología ha evolucionado así como los materiales dentales, en 1996 el Dr. Bayne realiza estudios sobre la resistencia a la fractura de la resina fluida y nos menciona que por su estructura molecular, se utilizaban en pocas cantidades y solamente para la colocación de recubrimientos, al tener poca cantidad de matriz orgánica, presentan mayor contracción a la polimerización, ya que son materiales fluidos y presentan un mayor contacto en el área de la superficie, teniendo menos irregularidades y haciendo las cavidades uniformes.

Así mismo en 1998 Bayne realiza un estudio comparativo entre las resinas fluidas y las resinas compuestas, y nos mencionan que no existe diferencia significativa entre dichos materiales.

El Dr. Baroudi en el año 2008, realiza un estudio de la fuerza de la resina fluida con 14 especímenes en forma de disco, su diámetro fue de 12mm con un grosor de 2.5mm, las resinas que se sometieron a prueba fueron: X-flow, Admira flow, Filtek flow, Tetric flow, Grandio flow y Point 4 flowable. Se fotopolimerizó durante 40 segundo con una intensidad de 500mW/cm² (Optilux, Demetron, USA). Realizaron las fracturas de los especímenes en una maquina de pruebas CK10 a diferentes distancias: 0.4mm, 0.5mm, 0.6mm, 0.7mm, 0.8mm, 0.9mm y 1.0mm. La velocidad a la que descendió la punta fue de 1mm/min. En los resultados se pudieron observar que la resina Grandio flow tuvo mayor resistencia a la fuerza en la distancia 0.5mm, mientras que la más baja fue Filtek flow, así mismo mientras incrementaba la distancia, se observo que la resina Grandio Flow presentaba mayor resistencia, mientras se observo que la resina Point 4 flowable empezó a ser la de menor resistencia. Por lo que se concluyo que se debe de tener en cuenta la selección de los materiales para el uso clínico, hubo diferencias clínicas entre algunos materiales fluidos entre las distancias de fractura lo que presentaron agrietamientos y desprendimiento del material en la zona de fractura. La integridad del margen cavo superficial y la resistencia a la fractura en los materiales restaurativos es un factor muy importante para la longevidad de cualquier restauración. El margen cavo superficial de las restauraciones son las que presentan mayor reporte de fracturas en el sector posterior, para el clínico es un reto tomar la

decisión sobre reparar los bordes cavo superficiales o sustituir toda la restauración con una nueva restauración. Sabiendo que los materiales actuales están presentando mayor resistencia a la fractura y al desgaste.

En el año 2011 Nicoleta Ilie, realiza un estudio comparativo de la resistencia a la fractura de los materiales dentales restaurativos, en la cual realiza la comparación de 69 tipos de resina, basándose en la norma ya establecida ASTM designación E399-83, la medida de sus barras fueron de 16mm de longitud, 2mm de altura y 2mm de anchura con una muesca de 0.3 mm de grosor y 1 mm de profundidad, realizó la fractura de sus barras en una maquina universal de pruebas, sometiéndolas a una velocidad de 0.5 mm/min. Realizando 10 categorías de los materiales: resinas micro-híbridas, nano-relleno, microrelleno, condensables, bulk-Fill, y resinas fluidas, así mismo como las resinas fluida de compómero, cemento de ionómero de vidrio y resinas modificadas de ionómero de vidrio. Los resultados que se obtuvieron, fueron de menor a mayor a la resistencia a la fractura y fue alcanzado en el grupo de GIC (Glass ionomer cement) seguido de las resinas compuestas, resinas modificadas con GIC (Glass ionomer cement) y las resinas fluidas, las cuales no presentaron diferencia significativa entre ellos, las que presentaron una mayor resistencia a la fractura fueron las resinas condensables, Bulk-Fill y las resinas micro-híbridas, entre las dos categorías de resina fluida y compómeros no hubo diferencia alguna.

Actualmente el Dr. Terry 2012 usa las resinas fluidas como un material provisional de alta resistencia a la fractura, así mismo realiza restauraciones definitivas en el sector posterior, sabiendo que las resinas fluidas tienen una resistencia a la fractura igual que las de una resina compuesta.

El Dr. Baroudi y Rodrigues en el año 2015, realiza una revisión de artículos sobre la resinas fluidas y sus comportamientos. 92 artículos de texto completo fueron seleccionados con los objetivos: indicaciones, contraindicaciones, aplicaciones y propiedades de las resinas fluidas. Toda la información recolectada fue del año 1996 a enero de 2015, la búsqueda se realizo en PubMed Central, The Cochrane Library, Science Direct, Wiley Online Library, y Google Scholar. La conclusión a la que llegaron fue que las resinas fluidas exhiben una composición variable y a consecuencia unas propiedades mecánicas/físicas variables. El clínico debe de tomar en cuenta este aspecto para la selección del material y las propiedades específicas e indicaciones de cada uno de los materiales a utilizar.

Debido a todo lo anterior surge la siguiente pregunta

Pregunta de investigación:

¿Cuál de de las resinas fluidas tiene mayor resistencia a la fractura, Filtek Z350 XT, Tetric N Flow ó Clearfil AP-X Flow?

2. OBJETIVOS

Comparar la resistencia a la fractura de las 3 resinas y evaluar ¿Cuál fue la que obtuvo mayor resistencia y cuál fue la que presentó menor resistencia?

2.1 OBJETIVO GENERAL

- Determinar cual de las 3 resinas fluidas Tetric N Flow, Filtek Flow y Clearfil AP-X Flow tiene mayor resistencia a la fractura.

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Medir la resistencia a la fractura de la resina Tetric N FLOW
- Medir la resistencia a la fractura de la resina Filtek Flow
- Medir la resistencia a la fractura de la resina Clearfil AP-X Flow
- Comparar la resistencia a la fractura de la resinas Fluidas Tetric N Flow, Filtek Flow y Clearfil AP-X

2.3 MODULO DE YOUNG

- Medir el modulo de young de cada una de los especímenes por medio de la formula $E = FL^3 / 4BH^3d$, donde F es la carga máxima; L es la distancia entre el sostén y la barra; B es el grosor del espécimen; H es el grosor del espécimen, y d es la deflexión (en milímetros) corresponde a la carga.

3. METODOLOGÍA

3.1 SUJETO EXPERIMENTAL

El diseño del estudio fue experimental, *in vitro*, especímenes en forma de barra fabricadas de resina fluida, en el periodo de Agosto-Diciembre del 2017.

Criterios de inclusión:

- Barras de resina fluida con una medida de 2x4.2x20mm fotopolimerizadas con una muesca de 0.5x3mm.

Criterios de exclusión:

- Todos aquellos especímenes que presentarán fisura, burbujas, no fueran uniformes en su fabricación y no cumplan con las medidas establecidas.

Criterios de eliminación:

- Todos aquellos ejemplares que hayan sufrido algún daño durante la prueba y no se puedan evaluar las variables.

Los grupos experimentales se formaron de 3 grupos de resina fluida y 1 grupo control de resina compuesta, en el periodo de Agosto-Diciembre del 2017, que cumplieron con nuestros criterios de inclusión; dichos ejemplares fueron divididos.

- Grupo A, grupo control resina ceram Tetric N Ceram
- Grupo B, resina fluida Filtek Z 350 XT
- Grupo C, resina fluida Tetric N Flow
- Grupo D, resina fluida Clearfil AP-X Flow

3.2 DEFINICIÓN DE LAS UNIDADES DE OBSERVACIÓN

Resina Fluida: es un polímero dimetacrilato de baja viscosidad que se activa por medio de luz LED (espectro de luz azul en longitud de onda de 400 a 500 nm) gracias a las canforoquinonas, contiene partículas de relleno pequeñas, BIS-GMA y TEGMA. Puede contener partículas de relleno de sílice, circonio, dióxido de silicio y vidrio de silicato de aluminio de bario entre otras partículas de relleno.

Resina Tetric N-Ceram: se compone de dimetacrilatos (19-20% en peso). Los rellenos contienen vidrio de bario, trifluoruro de iterbio, óxidos mixtos y copolímeros (80-81% en peso). Otros componentes son aditivos, catalizadores y pigmentos (<1% en peso). El contenido total de rellenos inorgánicos es de 55-57% en volumen. El tamaño de partícula de los rellenos inorgánicos están entre 40nm y 300nm.

Resina Fluida Filtek Flow Z350: resina fluida constituida con monómeros de resina de metacrilato Bis-GMA, TEGDMA y Bis-EMA. El restaurador fluido contiene un polímero dimetacrilato que modifica la teología del material y le confiere la característica de manipulación de “flujo por demanda”, que permite al material fluir bajo presión, pero conserva su forma después de la colocación, hasta que se fotopolimeriza. Un componente fotoiniciador permite su fotopolimerización al ser expuesto a una luz visible dentro de un rango de 400 a 500 nanómetros. Su material de relleno es una combinación de: nano-relleno de sílice no aglomerado/no conglomerado con un diámetro de 75, 5 y 10 nm, nanocluster de circonio/sílice de 5 a 20nm (Fig. 1).

Resina Fluida Tetric N-Flow: resina fluida que contiene un 36% en peso de dimetacrilatos (incluido TEGDMA), un 63% en peso de relleno (vidrio de bario, trifluoruro de iterbio, sílice altamente dispersa y óxidos mixtos) y 1% de peso de catalizadores, estabilizadores y pigmentos. El contenido total de rellenos inorgánicos es del 39% en volumen. Las partículas de los rellenos inorgánicos está entre los 40 y 300nm. (Fig. 2).

Resina Fluida Clearfil AP-X Flow: resina compuesta restauradora radiopaca, fotopolimerizable y fluida con partículas de relleno tratadas con una nueva tecnología patentada de recubrimiento de superficies. Las partículas de relleno: Empaste de vidrio de bario silanado, silicio coloidal silanado, Dimetacrilato trietileneglicol (TEGDMA), Dimetacrilato aromático hidrofóbico y canforoquinona. La cantidad total de relleno inorgánico es de aproximadamente 62vol%. El tamaño de la partícula de las cargas inorgánicas va desde 0.02µm a 19µm (Fig. 3).

Resistencia a la fractura: la incapacidad relativa de un material de soportar la deformación plástica antes de la fractura.



Fig. 1 Grupo B

Fig. 2 Grupo C

Fig. 3 Grupo D

3.3 DEFINICIÓN DE PLAN DE PROCESAMIENTO

Preparación de la muestra:

1.- Se realizó la conformación de moldes de acrílico rápido (Nic-Tone, MDC) con las medidas de 20x4.2x2 mm, una vez obtenida la muestra de acrílico, se retiró los excedentes de acrílico y posteriormente se realizó un pulido detallado para evitar las rugosidades y los excedentes del material.

2.- Se utilizó un material de impresión, polivinilsiloxano (Express STD, 3M) de consistencia ligero y pesado (Express STD, 3M) para tener una óptima exactitud de la barra de acrílico ya fabricada con las medidas de 20x4.2x2 mm, se mezcló la masilla, tratando de realizar un cilindro, para posteriormente colocar la barra de acrílico (Fig.4), después se utilizó el material de impresión de consistencia ligera para una replica más detallada de la barra de acrílico, se colocó el material ligero en la impresión que se realizó con la consistencia de masa y se lleva la barra de acrílico con una pequeña presión.



Fig.4 Confección de la barra maestra

3.- Una vez obtenido el molde con la muesca ya fabricada, se utilizó para la confección de las barras de resina fluida. Se aplicó la resina fluida buscando el mayor contacto posible al molde para no formar espacios ni burbujas.

4.- Después de colocar la resina fluida en el molde ya fabricado, se fotopolimerizó la barra de resina fluida durante 20 segundos con la lámpara para resinas VALO (Fig. 5).

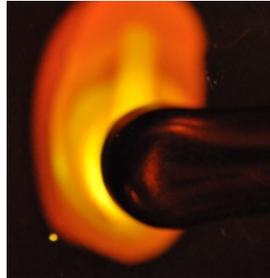


Fig. 5 Fotopolimerización de las barras de resina fluida

5.- Una vez fotocurado las barras de resina fluida, se colocó una capa de glicerina para inhibir la capa de oxígeno y se volvió a fotopolimerizar por 20 segundos.

6.- Una vez ya fotocurado los especímenes de resina fluida, se procede a remover las barras de resina fluida del molde para posteriormente evaluarlos y verificar que cumplan con los criterios de inclusión. (Fig. 6).



Fig. 6 Recuperación de la barra de resina con las medidas ya establecidas

7.- Ya examinado cada espécimen se procedió a llevar las barras de resina fluida a la máquina universal de pruebas (Fig. 7 y 8).



Fig. 7 Colocación de la barra

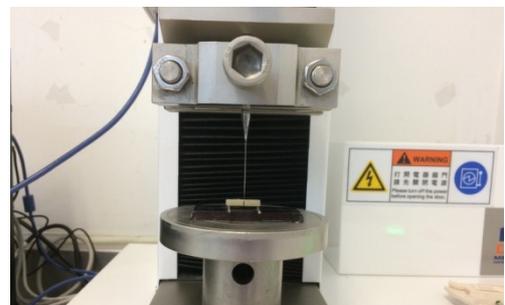


Fig. 8 Pruebas en Máquina Universal

8.- Los resultados que proporcionó la maquina universal, fueron transcritos a una computadora portátil MacBook Air en el programa Numbers (Fig. 9).

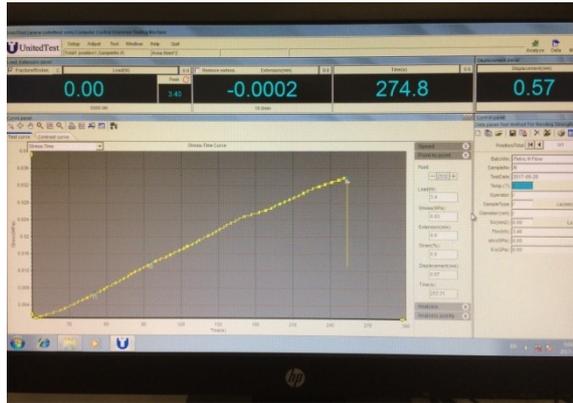


Fig. 9 Obtención de resultados

9.- Una vez obtenidos los resultados en la computadora portátil se realizó una gráfica de la resistencia a la fractura y se comparó las 3 resinas fluidas

4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

4.1 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Luego de realizar la recolección de datos en el programa Numbers, se realizó el análisis descriptivos mediante los cuales se obtuvo la media y la desviación estándar. Para conocer la diferencia de la resistencia a la fractura de las 3 resinas fluidas, los datos obtenidos se vaciaron en el programa estadístico Grapa Path Prism 5.0. Se realizó la prueba de ANOVA y el análisis post-hoc Tukey. Los resultados se presentan en las siguientes tablas (Tabla 1 y Tabla 2).

4.2 RESULTADOS

Luego de haber realizado las pruebas de la resistencia a la fractura, los datos fueron registrados en 4 grupos, siendo el primer grupo (grupo control), Tetric N Ceram, el segundo grupo Filteck Z350 XT, tercer grupo Tetric N Flow y por ultimo el cuarto grupo Clearfil AP-X Flow, obteniendo una resistencia a la fractura similar en las resinas Tetric N Flow y Filteck Z350 XT, mientras que en la resina Clearfil AP-X Flow presento una resistencia a la fractura mayor a las demás. A continuación se muestra la siguiente tabla con el promedio de la resistencia a la fractura y el stress que presentaron cada uno de los grupos.

Así mismo se obtuvo el modulo de young y se observo que el grupo contra presenta mayor elasticidad que los demás grupo con un número promedio de 13.86 Mpa, y con menor elasticidad fue el grupo D, con un promedio de 10.35 Mpa. Así mismo se puede observar cada uno de los especímenes, la elasticidad longitudinal que obtuvieron. (Tabla 3.)

| | TETRIC N CERAM | FILTEK Z350 XT FLOW | TETRIC N FLOW | CLEARFIL AP-X FLOW |
|---------------------------------------|-------------------------------|-------------------------------|--------------------------------|--------------------------------|
| Grupo | Control | Grupo B | Grupo C | Grupo D |
| | Grupo A (n = 10) | (n = 10) | (n = 10) | (n=10) |
| | | X ± SD (Range) | | |
| Resistencia a la fractura Peak (Mpa)* | 3.07 ± 0.721 (2.45-4.10) | 3.03 ± 0.189 (2.85-3.30) | 3.13 ± 0.371 (2.85-3-65) | 4.07 ± 0.702 (3.40-4.90) |
| Stress (Mpa)* | 0.034 ± 0.17 (0.02-0.04) | 0.03 ± 0 (0.03) | 0.032 ± 0.004 (0.03-0.04) | 0.042 ± 0.008 (0.03-0.05) |

Tabla 1. Resistencia a la fractura de los 4 grupos de resina fluida

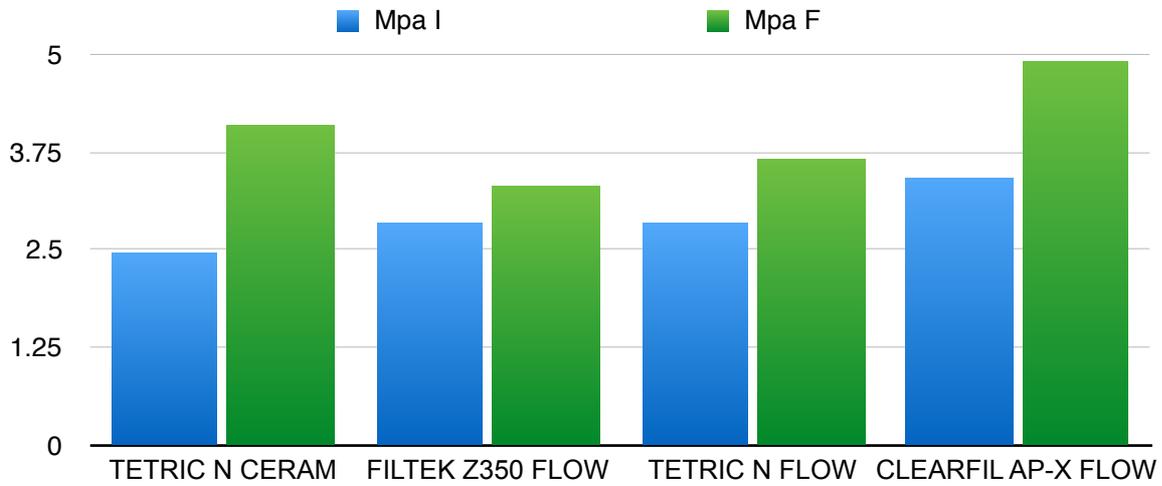


Tabla 2. Comparación de Mpa I (Megapascal Inicial) y Mpa F (Megapascal Final)

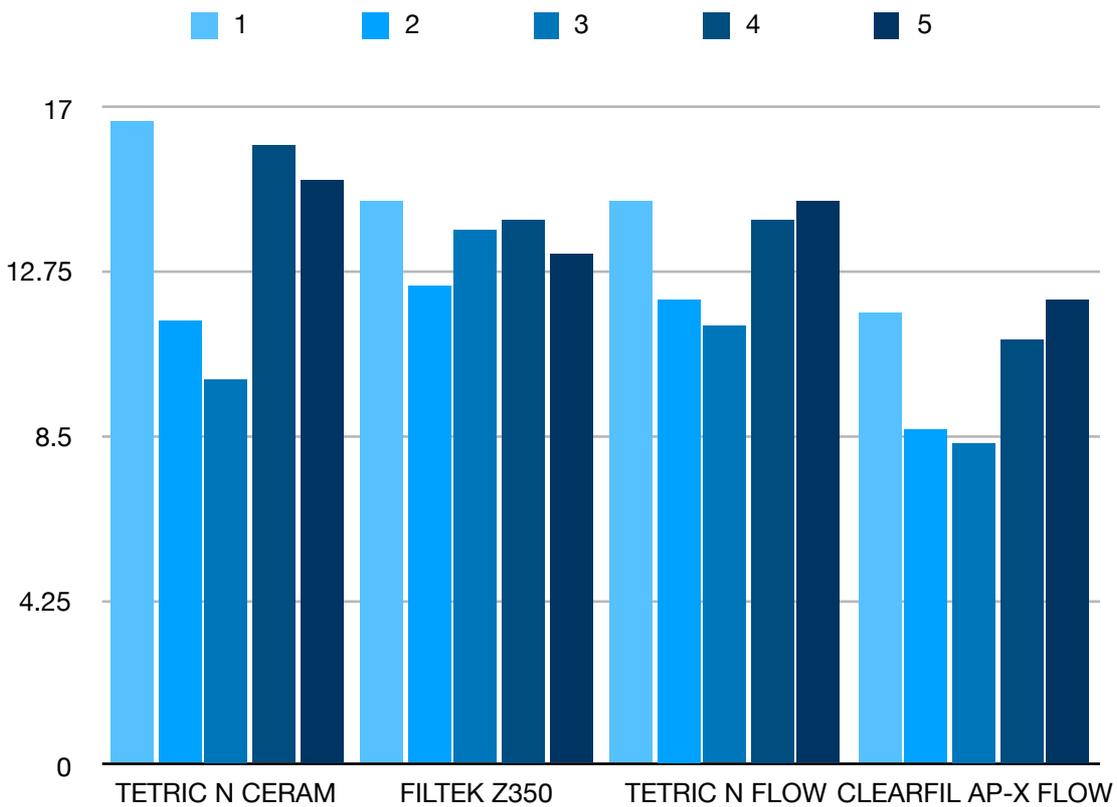


Tabla 3. Comparación del Modulo de Young de cada una de los especímenes

4.3 DISCUSIÓN

La resistencia a la fractura a la que un material puede ser sometido en la cavidad oral es un criterio muy importante que se debe contemplar al momento de la elección de material así como su calidad. Así mismo existen otros parámetros que son importantes como es la adhesión, la contracción de la resina y la parte estética del diente con la resina.

En la presente investigación se comparó la resistencia a la fractura, siendo esta una de las prioridades mecánicas más importantes.

Al comparar la resistencia a la fractura de 4 grupos de resinas fluidas se encontraron diferencias estadísticamente significativas. Se comparo los resultados da cada grupo y se observó que la resina fluida Clearfil AP-X Flow es superior a los 3 grupos restantes, si bien los valores de estos cuatro grupos de resinas fueron casi parecidos, podemos observar que la que mayor resistencia a la fractura que presenta fue el grupo D (Clearfil AP-X) .

Como lo expresa Payne (1999) en un reporte científico sobre la comparación de las resinas fluidas y las resinas compuestas ya fotopolimerizadas, no presentan mucha diferencia en sus propiedades mecánicas y a la resistencia a la fractura, por lo que podemos observar que en ciertos grupos de la investigación, presentan variables insignificantes, resumiendo que los grupos (A,B y C) son similares. Concluyendo que algunas de las resinas fluidas presentan misma resistencia a la fractura como las resinas compuestas.

Bonilla (2003) realiza la resistencia a la fractura de 9 resinas fluidas con un valor de $P < 0.05$, el estudio que realizo in vitro concluye que de las 9 resinas que comparó, 7 presentan un diferencia insignificativa entre ellas y una de las resinas fluidas Permaflow mostró una resistencia mayor en comparación de las otras resinas fluidas, así mismo en la presente investigación podemos observar el mismo detalle que presentó Bonilla, concluyendo que las resinas fluidas presentan diferente composición, la cual ayuda a una mejor resistencia a la fractura y volviéndolas más rígidas a la masticación.

Concluyendo entonces que la resistencia a la fractura de la resina fluida Clearfil AP-X Flow fue mayor que las otras dos resinas Filtek Z350 XT y Tetric N Flow, esto debido a que las propiedades mecánicas y químicas de algunas resinas fluidas van mejorando con el paso de los años y van igualando las mismas propiedades a la de una resina compuesta, sabiendo que la resistencia a la fractura en unas es similar y en otra es mejor, podríamos concluir que las resinas fluidas son aptas para poder ocuparse como restauraciones

definitivas en sector posterior y soportar las cargas oclusales, teniendo una vida promedio similar a la de una resina compuesta.

4.4 CONCLUSIÓN

Dentro de las limitaciones de este estudio *in vitro*, las resinas fluidas clasificadas en orden ascendente con los valores de MPa que se obtuvieron son, Tetric N Ceram, Filtek Z350 XT, Tetric N Flow y Clearfil AP-X Flow. La resina fluida Clearfil AP-X Flow fue significativamente más alta y mostró mayor resistencia a la fractura, mientras que la resina fluida Filtek Z350 XT exhibió una resistencia a la fractura más baja. Los materiales restantes se asemejaron entre si, con valores intermedios que no son significativamente diferentes entre si, pero significativamente diferentes entre la resina fluida Clearfil AP-X Flow.

Por lo que concluyo que la resina Clearfil Ap-X Flow, se desempeño mejor que la resina Filtek Z350 XT y Tetric N Flow, ya que presenta mejor resistencia a la fractura en comparación de estas, por lo tanto sería mas confiable utilizar esta resina para las rehabilitaciones tanto en la zona posterior como en la zona anterior.

5. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

- Anusavice, K. J. (2003). Informatics systems to assess and apply clinical research on dental restorative materials. *Advances in dental research*, 17(1), 43-48.
- Bader, M., Ehrmantraut. M., Ortega, R. "Resistencia al desgaste de resinas compuestas de nanorrelleno". *Rev. Pac. Odont. Universidad de Chile*. 2005; 23(1): 17-28.
- Baroudi, K., & Rodrigues, J. C. 2015. Flowable resin composites: A systematic review and clinical considerations. *Journal of clinical and diagnostic research*, 9(6), 354-358.
- Baroudi, K., Silikas, N., & Watts, D. C. (2008). Edge-strength of flowable resin-composites. *Journal of dentistry*, 36(1), 63-68.
- Bayne SC, Thompson JY, Swift EJ Jr, Stamatiades P, Wilkerson M. 1998. A characterization of first-generation flowable composites. *J Am Dent Assoc*; 129:567-577.
- Behle C. 1998. Flowable composites: Properties and applications. *Pract Periodontics Aesthete Dent*;10(3):347-351.
- Bonilla, E. D., Yashar, M., & Caputo, A. A. 2003. Fracture toughness of nine flowable resin composites. *The Journal of prosthetic dentistry*, 89(3), 261-267.
- Brackett, W. W., & Brackett, M. G. (1999). Amalgama dental: revisión de la literatura y estado actual. *Revista de la Asociación Dental Mexicana*, 56(3), 113-117.
- Bueno AL, Arrais CA, Jorge AC, et al. 2011: Light-activation through indirect ceramic restorations: does the overexposure compensate for the attenuation in light intensity during resin cement polymerization? *J Appl Oral Sci*;19: 22-27.
- Burgess JO, Walker R, Davidson JM. 2002. Posterior resin-based composite: A review of the literature. *Pediatric Dentistry*.;24:465-79.
- Cabezas, J., "Análisis comparativo in vitro del grado de filtración marginal de restauraciones de resina compuesta realizadas con el sistema adhesivo XP BOND utilizado con y sin grabado ácido total". Universidad de Chile. 2012.
- Carvalho RM, Pereira JC, Yoshikawa T, Pashley DH. 1996. A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief. *Oper Dent*; 21:17-24.
- Davidson CL, Davidson-Kaban SS. 1998. Handling of mechanical stresses in composite restorations. *Dent Update*;25: 274-9.
- Davidson CL, de Gee AJ, Feilzer AJ. 1984. The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *J Dent Res*;63: 1396-9.
- Drummond, J. L., Botsis, J., Zhao, D., & Samyn, J. 1998. Fracture properties of aged and post-processed dental composites. *European journal of oral sciences*, 106(2p1), 661-666.
- Elliott JE, Lovell LG, Bowman CN. 2001: Primary cyclization in the polymerization of bis-GMA and TEGDMA: a modeling approach to understanding the cure of dental resins. *Dent Mater*;17:221-229.

Efes, B. G., Yaman, B. C., GUMUSTAS, B., & Tiryaki, M. 2013. The effects of glass ionomer and flowable composite liners on the fracture resistance of open-sandwich class II restorations. *Dental materials journal*, 32(6), 877-882.

Estafan D, Schulman A and Calamia J.1999. Clinical effectiveness of a class V flowable composite resin system. *Compend-Contin-Educ-Dent*;20(1):11- 15.

Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL.1987. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res*;66:1636–9.

Ferdianakis K.1998. Microleakage reduction from newer esthetic restorative materials in permanent molars. *J Clin Pediatr Dent*; 22(3):221–9.

García AH, Lozano MAM, Vila JC, Escribano AB, Fos Galve P. 2006. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Medicina Oral Patología Oral Y Cirugía Bucal*.;11:215-20.

de Gee AJ, Feilzer AJ, Davidson CL.1993. True linear polymerization shrinkage of unfilled resins and composites determined with a linometer. *Dent Mater*; 9(1):11–4.

Hervás García, A., Martínez Lozano, M. A., Cabanes Vila, J., Barjau Escribano, A., & Fos Galve, P. (2006). Resinas compuestas: Revisión de los materiales e indicaciones clínicas. *Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal (Internet)*, 11(2), 215-220.

Huayhua Revolledo, E. D. (2013). Estudio comparativo in vitro de la resistencia comprensiva de resinas compuestas microhíbridas y nanohíbridas.

Ikeda I, Otsuki M, Sadr A, Nomura T, Kishikawa R, Tagami J.2009. Effect of filler content of flowable composites on resin-cavity interface. *Dent Mater J*;28:679–685.”

Ilie, N., & Hickel, R. 2011. Resin composite restorative materials. *Australian dental journal*, 56(s1), 59-66.

Ilie, N., Hickel, R., Valceanu, A. S., & Huth, K. C. (2012). Fracture toughness of dental restorative materials. *Clinical oral investigations*, 16(2), 489-498.

Irie M, Tjandrawinata R, E Lihua, Yamashiro T, Kazuomi S.2008. Flexural performance of flowable versus conventional light-cured composite resins in a long-term in vitro study. *Dent Mater J*;27:300–309.”

Jendresen, M. D., Allen, E. P., Bayne, S. C., Donovan, T. E., Hansson, T. L., Klooster, J., & Kois, J. C.1994. Annual review of selected dental literature: Report of the Committee on Scientific Investigation of the American Academy of Restorative Dentistry. *The Journal of prosthetic dentistry*, 72(1), 39-77.

John, M. T., Reißmann, D. R., Szentpétery, A., & Steele, J. (2009). An approach to define clinical significance in prosthodontics. *Journal of Prosthodontics*, 18(5), 455-460.

Johnson, W. W., Dhuru, V. B., & Brantley, W. A. 1993. Composite microfiller content and its effect on fracture toughness and diametral tensile strength. *Dental Materials*, 9(2), 95-98.

Kennet, J A. 2004. “Phillips, La ciencia de los materiales dentales.

Kemp-Scholte CM, Davidson CL.1990. Complete marginal seal of Class V resin composite restorations effected by increased flexibility. *J Dent Res*; 69(6):1240–3.

- Kirk RE, Othmer DF, Kroschwitz J, Howe-Grant M.1991. Encyclopedia of Chemical Technology, ed 4. New York: Wiley,:397.”
- Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G.1999. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. Dent Mater;15:128–137.
- Manhart, J., Chen, H. Y., Hamm, G., & Hickel, R. (2004). Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON-, 29, 481-508.
- Murchison D, Charlton D, Moore W.1999. Comparative radiopacity of flowable resin composites. Quintessence International.;30:179-84.
- Mitra, Sumita b. “An Application of Nanotechnology in Advanced Dental Materials”. Advances in dental Products. American Dental Association. JADA, Vol. 134, October 2003. 1382-391. Myshko D.2004. Nanotechnology: It’s a small world. Pharma Voice;34–39.”
- Terry DA.2012. Developing a functional composite resin provisional. Am J Esthet Dent; 2:56–65.
- Terry DA.2012. What other restorative material has so many uses: Flowables. Int Dent (African Ed); 3:42–58.
- Terry DA, Powers JM.2014. A predictable resin composite injection technique, part II. Dent Today;33(6):80-85.
- Payne JH 4th.1999. The marginal seal of class II restorations: flowable composite resin compared to injectable glass ionomer. J Clin Pediatr Dent; 23(2):123–30.
- Parir, T ., Turku, M., “Factor affecting microleakage of a packable resin composite: an in vitro study” Oper, Dent. 2005 May-Jun; 30(3):338-45.
- Phillips, RW. “La Ciencia de los Materiales Dentales”. Undécima Edición. Elsevier España S.A. Madrid. 2004.
- Rada RE.1998. The versatility of flowable composites. Dent Today;17(4):78-83.
- Summitt JB, Robbins JW, Schwartz RS. 2001. Fundamentals of Operative Dentistry: A Contemporary Approach. Chicago: Quintessence,
- Unterbrink GL, Liebenberg WH.1999. Flowable resin composites as “filled adhesives”: literature review and clinical recommendations. Quintessence Int. Apr;30(4):249-57.
- Watanabe, H., Khera, S. C., Vargas, M. A., & Qian, F. 2008. Fracture toughness comparison of six resin composites. Dental materials, 24(3), 418-425.
- Yahagi C, Takagaki T, Sadr A, Ikeda M, Nikaido T, Tagami J.2012. Effect of lining with a flowable composite on internal adaptation of direct composite restorations using all-in-one adhesive systems. Dent Mater J;31:481–488.”