



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE QUERÉTARO
FACULTAD DE MEDICINA
ESPECIALIDAD EN REHABILITACIÓN BUCAL



Comparación de resistencia a la compresión de resina mono incrementable SureFil SDR flow bulk fill (Dentsply) y resina dual core Multicore (Ivoclar).

TESIS

COMO PARTE DE LOS REQUISITOS PARA OBTENER EL DIPLOMA DE:
ESPECIALIDAD EN REHABILITACIÓN BUCAL

PRESENTA:

L.O. FAUSTINO ANTONIO MONTES FLORES

DIRECTOR DE TESIS:

DRA. ROSA MARÍA SÁNCHEZ AYALA

SANTIAGO DE QUERÉTARO, QRO. AGOSTO 2022



Dirección General de Bibliotecas y Servicios Digitales
de Información



Comparación de resistencia a la compresión de
resina mono incrementable SureFil SDR flow bulk fill
(Dentsply) y resina dual core Multicore (Ivoclar).

por

Faustino Antonio Montes Flores

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-184552



Universidad Autónoma de Querétaro
Facultad de Medicina
Especialidad en Rehabilitación Bucal

Comparación de resistencia a la compresión de resina mono incrementable SureFil SDR flow bulk fill (Dentsply) y resina dual core Multicore (Ivoclar).

Opción de titulación

Tesis o Publicación de artículos

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

Presenta:

L.O. Faustino Antonio Montes Flores

Dirigido por:

Dra. Rosa Maria Sanchez Ayala.

Dra. Rosa María Sánchez Ayala
Presidente

Dr. Jesús Eduardo Castro Ruiz
Secretario

Dra. Lizbeth del Carmen Serrano Martínez
Vocal

Dr. Joshua Emanuel Valdez Flores
Suplente

Dr. Luis Salvador Martínez Estrada
Suplente

Centro Universitario
Querétaro, Qro.
Noviembre 2022

Resumen

En ésta investigación se realizaron pruebas a la compresión de dos resinas; SDR surefil flow bulk fill de Dentsply y la resina dual Multicore de Ivoclar. El estudio fue de tipo experimental *in vitro*, comparativo y transversal. Se realizaron 30 muestras divididas en 2 grupos correspondientes a cada resina, se colocaron en solución fisiologica durante 24 horas previos al estudio y se analizaron en la máquina universal para posteriormente registrar los datos al momento de la fractura de las muestras. Se utilizó una prueba estadística t de student con corrección de Welch y test de Shapiro-Wilk. Los resultados demostraron una resistencia a la compresión en promedio de 206.55 MPa para la resina SDR surefil flow bulk fill y de 248.50 MPa para la resina dual Multicore. Se llegó a la conclusión que la resina dual Multicore tiene significativamente mayor resistencia a la compresión que la resina bulk fill SDR surefil flow.

Palabras clave: resina bulk fill, resina dual, resistencia a la compresión.

Summary

In this investigation, compression tests were carried out on two resins; SDR surefil flow bulk fill from Dentsply and the dual resin Multicore from Ivoclar. The study was experimental *in vitro*, comparative and cross-sectional. 30 samples divided into 2 groups corresponding to each resin were made, placed in physiological solution for 24 hours prior to the study and analyzed in the universal machine to subsequently record the data at the time of fracture of the specimens. A statistical test student's t test with Welch correction and Shapiro-Wilk test was used. The results showed an average compressive strength of 206.55 mpa for the SDR surefil flow bulk fill resin and 248.50 MPa for the Multicore dual resin. It was concluded that the Multicore dual resin has significantly higher compressive strength than the bulk fill SDR surefil flow resin.

Keywords: bulk fill resin, dual resin, compressive strength.

Dedicatorias

Este trabajo está dedicado a mis padres Antonio y Teresita que junto a mi esposa Adriana y mis hermanos Alejandra y Victor han sido el pilar más importante para mi desarrollo personal y emocional a lo largo de mi vida, les ofrezco mi eterno agradecimiento por compartir su cariño y amor conmigo y por lo que hicieron y siguen haciendo por mi.

Agradecimientos

A la Universidad Autónoma de Querétaro, a la Facultad de Medicina y en especial a todos los docentes de la especialidad en Rehabilitación Bucal, gracias por contribuir con mi desarrollo profesional, humanístico e intelectual.

A mi directora de tesis la Dra. Rosa María Sánchez Ayala por compartir su tiempo, conocimientos y apoyo indispensables en el desarrollo de este proyecto.

Al Dr. Eduardo Castro Ruiz por su apoyo desinteresado y el compartir sus conocimientos para la realización de este proyecto.

A mi familia por todo su apoyo emocional y económico en la realización y persecución de mis metas profesionales.

Índice

Contenido	Página
Resumen	3
Summary	4
Dedicatorias	5
Agradecimientos	6
Índice	7
Índice de cuadros	9
Abreviaturas y siglas	10
I. Introducción	11
1.1 Matriz de resina	14
1.2 Relleno inorgánico	15
1.3 Silano	16
1.4 Sistema de activación	17
1.5 Inhibidores de la polimerización	18
1.6 Resina Bulk fill	19
1.7 Resina dual	21
1.8 SDR Surefil flow Dentsply	22
1.9 Multicore Ivoclar	23
II Antecedentes	24
III. Hipótesis	26
IV. Objetivos	26
4.1 Objetivo general	26
4.2 Objetivos específicos	26

V. Materiales y métodos	26
VI. Resultados	30
VII. Discusión	32
VIII. Conclusiones	33
IX. Bibliografía	34
X. Anexos	37

Índice de cuadros.

Tabla 1	29
Tabla 2	30
Figura 1	29
Figura 2	30

Abreviaturas y siglas

4-META: anhídrido 4-metacriloxietil trimelítico

bis-DMA: Bisfeno-A metacrilato

bis-GMA: Bisfenol-A glicidil metacrilato

BHT: titerciarbutil fenol

BPA: bisfenol A

Cols: colaboradores

CQ: camforoquinonas

DEGDMA: dimetacrilato de dietilenglicol

Dra: Doctora

EGDMA: dimetacrilato de etilenglicol

HEMA: metacrilato de 2-hidroxietilo

ISO: Organización Internacional de Normas

mm: milímetros

MPa: Mega pascales

nm: nanómetros

PMP: 4-metoxifenol

TEGDMA: trietilenglicol metacrilato

UDMA: dimetacrilato de uretano

UV: ultra violeta

I. Introducción

A lo largo de la historia se han desarrollado diferentes tipos de materiales de restauración dental, yendo desde la cera de abeja hasta lo que actualmente se utiliza como son los materiales resinosos y cerámicos. (Bernardini F y cols. 2012)

La evidencia más antigua que existe de algún material dental restaurador data del período neolítico hace 6500 años, en un cráneo humano encontrado en el país de Eslovenia se observó, en un canino mandibular izquierdo fracturado, una obturación con cera de abeja con la cual, según los científicos, se buscaba disminuir el dolor ocasionado por los tubulillos dentinarios abiertos que probablemente causaron molestia en el individuo.

(Bernardini F y cols. 2012)

Con el paso de los años se han desarrollado un gran número de materiales y técnicas restauradoras para devolver la función y estética a órganos dentales afectados en su estructura por diferentes causales. (Ajiboye y Mossey 2020)

Uno de los materiales más utilizados fueron las aleaciones de metales preciosos y semipreciosos, cuando la obturación no demandaba un alto nivel estético, presentando siempre buenos niveles de resistencia y durabilidad dentro del medio bucal. (Ajiboye y Mossey 2020)

El uso de resinas compuestas ha superado el uso de amalgama en los últimos 10 años, pero la amalgama todavía se usa ampliamente en muchos países. Según el volumen de mercado y los materiales vendidos en el año del 2010, se puede calcular que cada año se colocan más de 500 millones de restauraciones dentales directas en el mundo. De estas, aproximadamente 261 millones son restauraciones directas de resina compuesta, seguidas de 236 millones de restauraciones de amalgama y alrededor de 26 millones de restauraciones de compómeros. Estas cifras significan

que una de cada diez personas en el mundo recibe una restauración por año en promedio. (Heintze y Rousson 2010)

La amalgama dental tuvo un gran auge dentro de los clínicos debido a su bajo costo y alta fiabilidad en cuanto a tiempo de duración, poco a poco fueron ganando aceptación las resinas, hasta que en el año del 2013 en la convención de Minamata se acordó la eliminación gradual de la amalgama debido a su contenido de mercurio y a la absorción tóxica que producía el cuerpo humano durante su utilización. Hasta el momento son 128 países los que se han sumado al convenio de Minamata, lo que ha producido un aumento en la utilización de las resinas compuestas. (Ajiboye y Mossey 2020)

Los primeros materiales disponibles del color del diente fueron los silicatos, en la década de 1930, sin embargo, presentaban un gran desgaste inmediatamente después de ser colocados. (Trushkowsky 2015)

En el año de 1938 fue que se registró la primera síntesis de una resina epóxica elaborada por el doctor Pierre Castan, las cuales son la base de las resinas dentales actuales. Durante 1948 se introdujo la técnica de incrementos en la que se utilizaban resinas acrílicas de auto polimerizado, pero desde el momento de su mezclado comenzaba el proceso de endurecimiento de la resina lo que provocaba una difícil manipulación. (Trushkowsky 2015)

En la década de 1950 se mejoraron los rellenos de los materiales agregando vidrio de aluminosilicato, el cual era recubierto con polímeros, aunque se mejoraron las capacidades mecánicas del material, seguía siendo muy rígido para una adecuada manipulación. (Roulet J-F 1988)

Fue hasta el año de 1962 en el que Ray L. Bowen, sintetizó un dimetacrilato al que llamó bis-GMA, el cual se obtuvo de la reacción del bisfenol A y el glicidil metacrilato,

y a este le agregó un agente de acoplamiento entre la matriz de resina y los rellenos inorgánicos llamado silano. (Trushkowsky 2015)

En el año de 1972 se introdujeron las primeras resinas polimerizadas a partir de luz ultravioleta, lo cual permitió mejorar considerablemente su manipulación y tiempo de trabajo, se polimerizaban en un rango de longitud de onda entre los 360nm, pero debido a su poca profundidad de polimerización se optó por una luz visible dentro de los 425 a 490nm de longitud que son las actualmente utilizadas, aunque la fórmula principal seguía siendo muy parecida a la de Bowen, se realizaron muchos avances en cuanto a los rellenos inorgánicos utilizados, ya que otra de sus grandes desventajas era la gran contracción por polimerización, durante esta década se comenzaron a utilizar micro rellenos lo cual optimizó sus propiedades físicas. (Trushkowsky 2015)

A partir de este tiempo fue que se comenzaron a desarrollar numerosas investigaciones mediante las cuales se modificaron, los rellenos, los monómeros utilizados, los tamaños de los mismos, etc. hasta llegar a las resinas que actualmente utilizamos. (Cramer y cols. 2011)

Las resinas compuestas utilizadas actualmente cuentan con propiedades mecánicas y estéticas por encima de lo aceptable, su fuerza de unión al sustrato dental y su buena adaptación y manipulación los hacen materiales adecuados para la elaboración de restauraciones en cualquier diente, tanto anteriores como posteriores y en cualquier superficie de éstos. La composición de estas resinas puede clasificarse en matriz de resina, relleno, agente de unión o silano, sistemas de activación, pigmentos e inhibidores de la polimerización (Cramer y cols. 2011)

1.1 Matriz de resina

La matriz de resina se refiere al monómero base utilizado para la elaboración de la resina, pueden ser sistemas de polímeros mono, di- o tri- funcionales, por lo general suelen ser monómeros alifáticos o aromáticos, el más utilizado de estos a través del tiempo ha sido el bis-GMA, una de sus grandes ventajas es su alto peso molecular, ya que como regla general se sabe que a menor peso molecular mayor contracción por polimerización, pero también tiene sus desventajas como es una difícil manipulación debido al aumento en su viscosidad, otra de las grandes desventajas es que contiene grupos hidroxilo, lo que promueve una absorción de agua y una degradación mayor al encontrarse en un ambiente acuoso como es el medio bucal. Es por eso que se mezcla, por lo general, con monómeros más fluidos e hidrofóbicos como lo son TEGDMA (trietilenglicol metacrilato) y UDMA (dimetacrilato de uretano) los cuales mejoran notablemente sus propiedades. Una de las grandes desventajas del UDMA es la poca profundidad de polimerización que presentan debido a la poca refracción y transmisión de luz del monómero con los rellenos. (Cramer y cols. 2011)

Aunque son mas seguras las resinas que la amalgama en cuestión de toxicidad cabe recalcar que existe un potencial citotóxico sustancial en los monómeros básicos, como bis-GMA y el UDMA, que inhiben el crecimiento celular in vitro. Entre los co-monómeros, el dimetacrilato de dietilenglicol (DEGDMA) y el TEGDMA exhiben la peor biocompatibilidad. Se ha demostrado que los monómeros también tienen propiedades sensibilizantes. Entre los más alergénicos se encuentran el metacrilato de 2-hidroxietilo (HEMA), el dimetacrilato de etilenglicol (EGDMA) y el TEGDMA. Los autores describen reacciones alérgicas en la membrana mucosa oral de los pacientes; sin embargo, los dentistas son más propensos a sufrir alergias de contacto. La frecuencia de aparición de alergia a los metacrilatos entre los odontólogos y su personal varía entre el 1.3 y el 14%. A menudo, además de las lesiones cutáneas, se producen asma y sinusitis. Además de que los guantes de

látex no protegen contra los monómeros, que penetran a través de estos hacia la piel en aproximadamente 1 minuto. (Wacławczyk, A y cols. 2018)

Algunas sustancias liberadas por las resinas compuestas pueden unirse a los receptores de estrógeno, imitando a las hormonas naturales, teniendo efectos adversos en la salud. Se llaman xenoestrógenos. Entre ellos, se encuentran: bisfenol A (BPA), bisfenol A-metacrilato de glicidilo (Bis-GMA), bisfenol A-dimetacrilato (Bis-DMA) y TEGDMA. Los monómeros tienen un efecto dañino sobre el material genético celular; perturban la regulación del ciclo de crecimiento celular, así como el equilibrio de oxidación-reducción que puede activar reacciones que conducen a la apoptosis. (Wacławczyk, A y cols. 2018)

1.2 Relleno inorgánico

El tipo de relleno influye tanto en la radiopacidad como en las propiedades mecánicas del material, mejora la translucidez y mejora las propiedades de manipulación, especialmente la consistencia, la capacidad de pulido y la estabilidad del brillo. Por lo general, los compuestos se han clasificado de acuerdo con las especificaciones del material de relleno, como el tipo, la distribución y el tamaño medio de las partículas. El tamaño de las partículas de relleno ha disminuido continuamente, desde el compuesto híbrido, microhíbrido y microrelleno hasta los compuestos de tamaño nanométrico, en un esfuerzo por mejorar la capacidad de pulido inicial y la retención del brillo. (Maran, B, N, y cols. 2020)

Originalmente las resinas compuestas contenían partículas muy grandes de 15 a 100 micras de tamaño y el cuarzo era el relleno mas utilizado ya que contaba con una gran estética y durabilidad, uno de sus grandes inconvenientes era su dureza y una de sus grandes ventajas era su radiolucidez especialmente útil en las resinas posteriores para observar de mejor manera el sellado marginal. (Tanna, Y y cols. 2010)

Estos materiales de macrorrelleno eran muy fuertes, pero difíciles de pulir e imposibles de mantener la suavidad de la superficie. Para abordar el importante tema de la estética a largo plazo, los fabricantes comenzaron a formular compuestos de microrelleno. En realidad, estos materiales eran verdaderamente nano compuestos, ya que el tamaño medio de las partículas de refuerzo de sílice era de aproximadamente 40 nm. El nivel de relleno en estos materiales era bajo, pero podría aumentarse incorporando partes de resina pre polimerizadas dentro de la matriz. (Ferracane, 2011)

Hoy en día, existen principalmente dos categorías de composites de tamaño nanométrico en el mercado: composites nanorrellenos y nanohíbridos. Los compuestos nanorrellenos consisten en partículas de tamaño nanométrico en la matriz compuesta, que en su mayoría se agrupan en partículas secundarias más grandes, y los compuestos nanohíbridos adoptan el enfoque de combinar rellenos de tamaño nanométrico y micrométrico. (Maran, B, N, y cols. 2020).

Actualmente los más utilizados son los vidrios como es el dióxido de silicio, borosilicatos y aluminosilicatos de litio. En algunos otros composites son remplazados con metales pesados tratando de mejorar la resistencia, empleando partículas de zirconio, estroncio, bario, zinc o aluminio, otra de las ventajas de estas partículas es que son radiopacas y mejoran su identificación en la estructura dental. Aunque actualmente se buscan materiales un poco mas suaves como el metafosfato de calcio para disminuir el desgaste y la abrasión con las estructuras antagonistas. (Tanna, Y y cols. 2010)

1.3 Silano

Mientras que la matriz orgánica se encarga de la unión a la estructura dental y la manipulación de la resina, los rellenos inorgánicos se encargan de las

características estéticas y la estabilidad mecánica, pero estos rellenos deben de unirse a la matriz mediante un agente de acoplamiento llamado comúnmente silano. (Cavalcante L. M y cols. 2021)

Los agentes de acoplamiento mas utilizados son el organocirconato, el anhídrido 4-metacriloxietil trimelítico (4-META), el organotitanato y los organosilanos, sirven como un puente conectando las fases de la resina mediante enlaces covalentes. Si bien la cobertura insuficiente conduce a una dispersión no homogénea dentro del polímero, el exceso también puede afectar negativamente a las propiedades mecánicas. Actúan en la transferencia de tensiones del polímero a las cargas inorgánicas, reforzando la resina y mejorando la distribución de las cargas a través de la matriz orgánica. (Cavalcante L. M y cols. 2021)

1.4 Sistemas de activación

Las resinas de curado químico o dual dominaron la odontología hasta los años setenta, cuando aparecieron los sistemas polimerizados por luz ultravioleta. Debido a ventajas como el control total del tiempo de trabajo y una menor inclusión de aire dentro de la masa de restauración, las resinas fotopolimerizables fueron ampliamente aceptadas. Sin embargo, la baja profundidad de polimerización de la luz ultravioleta, asociada a los riesgos que provoca en los tejidos vivos este tipo de radiaciones, llevó a la sustitución de este sistema por resinas curadas por luz visible, que dominan el mercado hasta la actualidad. (Carrillo y Monroy 2009)

Estos materiales contienen un agente iniciador sensible a la luz, generalmente una alfa-dicetona. Entre las dicetonas disponibles, la más utilizada es la canforoquinona que esta presente en una cantidad de entre 0.2% al 0.6% y son utilizadas en combinación de una amina orgánica terciaria no aromática, presente en cantidades de 0.1% o menor. Este fotosensibilizador absorbe luz en longitudes de onda entre 460 y 480 nm. Cuando la canforoquinona es excitada mediante la aplicación de luz,

ésta reacciona con la amina terciaria y empieza la formación de radicales libres. El aumento de la cantidad de canforoquinona en las resinas compuestas conduce a un mayor nivel de conversión de monómeros, mejorando las propiedades mecánicas y biológicas de estos materiales. (Alvim, H. H y cols. 2007)

Un mayor nivel de conversión proporciona al material restaurador mejores propiedades mecánicas, tales como: desgaste, compresión y resistencia a la fractura, además de una mayor dureza. Sin embargo, una polimerización insuficiente del compuesto favorece la liberación de sus componentes, que se consideran los principales responsables de la alta prevalencia de alergia dérmica causada por materiales poliméricos y evidentemente a una menor dureza de la restauración. (Alvim, H. H y cols. 2007)

Dentro de los materiales de activación dual el agente iniciador más comúnmente usado es el peróxido de benzoilo, la amina terciaria actúa como un donador de electrones y es utilizada para separar al peróxido de benzoilo en radicales libres. (Faría e Silva y Pfeifer 2020)

1.5 Inhibidores de la polimerización

El inhibidor es un factor importante en la manufactura de las resinas, ya que puede influir en el almacenamiento, en las características del curado, en el color y en las propiedades mecánicas del material. El inhibidor que actúa como captador de radicales, normalmente, tiene una afinidad hacia el radical de propagación tan elevada que impide por completo su crecimiento o, por lo menos, lo frena considerablemente. Es imperativo que las resinas contengan la menor cantidad posible de inhibidor, pero esta cantidad debe garantizar los tiempos de almacenaje y de manipulación necesarios, así como la reactividad deseada. Una concentración

excesiva de inhibidor afecta, en gran medida, al proceso de curado. (Carrillo y Monroy 2009)

Los componentes más comúnmente utilizados son: 4-metoxifenol (PMP) y el terciarbutil fenol (BHT) y son generalmente utilizados en cantidades del 0.1%. El inhibidor más utilizado es el BHT, porque puede proporcionar restauraciones con resultados más satisfactorios por tener una estabilidad de color más aceptable. (Carrillo y Monroy 2009)

Los diferentes tipos de resinas compuestas se distinguen por su consistencia. Los compuestos fluidos se producen típicamente con una viscosidad más baja al reducir el contenido de relleno de la mezcla o al agregar otros agentes modificadores, como tensioactivos, que mejoran la fluidez al tiempo que evitan una gran reducción en el contenido de relleno que reduciría significativamente las propiedades mecánicas y aumentaría la contracción, están diseñados para ser dispensados desde jeringas de calibre muy fino en espacios reducidos para una mejor adaptación. (Ferracane, 2011)

Los compuestos empaquetables logran su consistencia más espesa mediante la modificación de las distribuciones del tamaño de relleno o mediante la adición de otros tipos de partículas, como fibras, pero generalmente no aumentando el nivel general de relleno; diseñados para proporcionar una resistencia significativa evitar el hundimiento y mejorar la formación de contactos interproximales. (Ferracane, 2011)

1.6 Resina Bulk fill

Recientemente, se introdujeron resinas bulk fill, que permiten curar adecuadamente incrementos más grandes con una sola exposición de luz, reduciendo así el tiempo de colocación, ya que la técnica de resinas convencionales se basa en colocar

incrementos de 2 mm para tener una adecuada polimerización y menor estrés por contracción. (ALShaafi y cols., 2016)

Esta resina puede colocarse en incrementos de 4 a 5 mm de profundidad, esta presente en consistencia fluida o consistencia regular condensable, algunas de las grandes ventajas de éstas es generar una técnica menos sensible a errores, ya que disminuye el numero de pasos y capas en las cuales pueden existir mayor contaminación y espacios que causen su fallo, y aminorar el tiempo de trabajo. (Loguercio, A. D. Y cols., 2019)

Existen estudios que demuestran que para la deflexión de las cúspides, la integridad marginal de una restauración, así como la profundidad de curado se detectaron mejores resultados en los composites bulk fill, en comparación con los composites que se agregan en la técnica de incrementos. Sin embargo, también se encontraron resultados adversos en comparación con los compuestos convencionales, como la tasa de conversión. Una tasa de conversión alrededor de 55% para compuestos bulk fill todavía se encuentra en el rango clínicamente aceptable, pero aún es menor que para los compuestos convencionales. (Rothmund, 2017)

Para mejorar el espectro de absorción y la reactividad del fotoiniciador, aumentar la profundidad de curado y el grado de conversión de los compuestos de resina fotopolimerizables, se debe de optimizar la lámpara utilizada para el fotocurado a una intensidad de 1200 mW/cm² idealmente, y aumentar la translucidez de los materiales. Nuevos fotoiniciadores como los derivados de dibenzoil germanio (Ivocerin), que son más reactivos a la luz que las canforoquinonas, se incorporan en algunas resinas bulk fill como un fotoiniciador adicional, para aumentar la profundidad de curado, otro aspecto importante para un curado suficiente es la duración de la exposición que puede resultar en un bajo grado de conversión, microdureza reducida y propiedades mecánicas inferiores (Sadeghyar y cols., 2020)

Hay muchos estudios *in vitro* sobre la toxicidad y biocompatibilidad, que han demostrado que algunos de los comonómeros y aditivos eluidos incluso tienen efectos estrogénicos, mutagénicos, teratogénicos y genotóxicos. Se demostró que la elución de las resinas bulk fill es comparable a la de los materiales convencionales a pesar de su mayor espesor de capa de 4 mm y la cantidad de comonómeros eluidos aumenta con el tiempo. (Rothmund, 2017)

1.7 Resina Dual

En cuanto a las resinas core o duales son populares como materiales de base de núcleo por sus propiedades físicas, por ejemplo, la resistencia de las resinas core, son superiores a las de los cementos de ionómero de vidrio. La función de una base central es estabilizar la sustancia dental restante, proteger la pulpa y la dentina contra la influencia química o térmica y prevenir la micro filtración bacteriana. Los materiales de base deben proporcionar una buena adhesión a la dentina y resistir el desgaste y la degradación a largo plazo, su resistencia debe ser comparable a la de la dentina, porque el núcleo debe ofrecer una resistencia adecuada a la carga intermitente y al estrés térmico. (Faría e Silva y Pfeifer, 2020)

A menudo se requieren reconstrucciones de muñones para reconstruir y estabilizar los dientes con destrucciones coronales extensas antes de prepararlos para una restauración indirecta, a pesar de la evidencia sustancial documentada del éxito a largo plazo de las grandes restauraciones de amalgama, actualmente se recomiendan principalmente compuestos de resina en combinación con sistemas de unión adecuado. Presentan propiedades mecánicas comparables a las de la amalgama, pero su adhesión a la estructura del diente permite un enfoque de reconstrucción más conservador que conserva la sustancia sin la necesidad de ayudas de retención macro mecánicas tradicionales. Además, la alta resistencia inicial de los compuestos de resina acelera el proceso clínico porque el diente restaurado puede prepararse en la misma cita. (Tauböck y cols., 2010)

Las resinas de curado dual se han utilizado principalmente como material de núcleo para la reconstrucción de los dientes no vitales, la colocación de postes de fibra de vidrio y como sustituto de la dentina en la técnica de sándwich abierto. En esta técnica, en la capa cervical se utiliza el material del núcleo y luego el resto de la cavidad se llena con resina compuesta. La técnica se llama sándwich abierto porque la interfaz de los materiales (material del núcleo y resina compuesta) está expuesta al entorno oral. (Bortolotto, T y cols., 2013)

Algunas ventajas de usar resina compuesta de curado dual como material de relleno serían la posibilidad de una colocación total del material, ahorro de tiempo clínico, el logro de polimerización en áreas profundas debido al curado químico (sin la necesidad de luz) y el desarrollo de tensiones de contracción más bajas debido a una polimerización química más lenta. (Bortolotto, T y cols., 2013)

1.8 SDR surefil bulk fill flow, Dentsply

SDR o Surefil SDR® (Dentsply, Konstanz, Alemania) se introdujo en el mercado como resina compuesta fluida alegando que permitiría una colocación de 4 mm en una capa debido a la reducción de la tensión de polimerización, estando obligatoriamente cubierta por una capa de 2 mm de resina compuesta convencional. Aunque se ha discutido repetidamente que los materiales compuestos de resina fluida actúan como rompedores de tensión o promotores de la adaptación. Se informó que el estrés de polimerización es considerablemente más bajo que para los materiales fluidos convencionales. (Roggendorf, M. Y cols., 2011)

SDR flow ha incorporado 70,5% en peso / 47,4% en volumen de relleno. La matriz de resina contiene resina de dimetacrilato de uretano modificada patentada; TEGDMA; resina de dimetacrilato polimerizable; resina de trimetacrilato polimerizable; fotoiniciador de canforquinona (CQ); fotoacelerador de etil-4

(dimetilamino) benzoato; hidroxitolueno butilado (BHT); agente fluorescente y estabilizador UV. El relleno contiene vidrio de bario-alumino-fluoro-borosilicato silanizado; vidrio de silicato de aluminio-fluoro-silicato de estroncio silanizado; sílices de humo tratadas en la superficie; fluoruro de iterbio; pigmentos de óxido de hierro inorgánico sintético y dióxido de titanio. (Dentsply Sirona 2017)

La lámpara de fotocurado debe poder polimerizar materiales que contengan iniciador de canforquinona y el pico de su espectro debe estar en el rango de 440-480 nm. Dependiendo del tono, el tiempo de curado para incrementos de 4 mm es de 20 y 40 segundos, respectivamente. (Dentsply Sirona 2017)

1.9 Multicore, Ivoclar

El objetivo en el desarrollo de Multicore era ofrecer un material con el que los dentistas pudieran fabricar de manera eficiente empastes de reconstrucción y reconstrucciones de muñones con sus técnicas de procesamiento preferidas. Multicore Flow en una consistencia fluida permite que las acumulaciones de núcleos se fabriquen colocando el material utilizando matrices. (Ivoclar Vivadent 2004)

Multicore está compuesto de dimetacrilatos y rellenos. La matriz de monómero consta de Bis-GMA, dimetacrilato de uretano y dimetacrilato de trietilenglicol. Las cargas inorgánicas son vidrio de bario, vidrio de fluorosilicato de Ba-Al, dióxido de silicio y trifluoruro de iterbio. (Ivoclar Vivadent 2004)

II. Antecedentes

En el 2018 se realizó un estudio el cual tenía como objetivo evaluar la influencia de el grosor de los incrementos en; el grado de conversión, la microdureza de knoop y el estrés de contracción por polimerización en tres diferentes composites dentales (Filtek Z250, SDR Surefil flow y N`Durance). Se confeccionaron 45 muestras divididas en 9 grupos, modificando la profundidad de fotocurado en 1, 1.5 y 3 mm. Se analizaron los datos y se llego a la conclusión de que la resina SDR obtuvo los valores mas altos en el grado de conversión y los valores mas bajos en el estrés de contracción por polimerización superando a las demás resinas. (Pereira R. y cols, 2018)

Otro estudio tuvo como objetivo analizar la fuerza de resistencia compresiva y la resistencia adhesiva al corte de tres diferentes tipos de resinas pero combinándolas en bloques cilíndricos, de 10 mm de espesor con 6mm de una resina y 4mm de otra resina, para medir la resistencia adhesiva al corte y cilindros de 6mm de espesor por 4mm de diámetro, mezclando 4mm de una resina y 2mm de otra, para medir la resistencia a la compresión . Se utilizaron la resina Filtek Bulk fill, la Z350 y la SDR Surefil. Al obtener los resultados se observó que las muestras realizadas con la resina Z350 y SDR fueron las que mayores valores obtuvieron, pero solamente con diferencias estadísticamente significativas en la prueba de resistencia adhesiva al corte, con una media de 449.1 MPa y para la prueba de resistencia a la compresión de 199.3MPa. (Ferrari Beatriz A. y cols. 2021)

Diferentes tipos de materiales han sido utilizados para la restauración dental cuando ya es considerable su pérdida estructural. Un estudio se encargo de evaluar tres diferentes tipos de resinas en cuanto a su resistencia a la compresión, la fuerza flexural, y la microdureza. Las resinas utilizadas fueron la Z350, Filtek Bulk Fill y Multicore Flow, en los resultados se llego a la conclusión de que en las tres pruebas la resina Multicore tuvo los valores mas bajos, sin embargo ésta fue la que presentó mayor módulo de Weibull, y al observar las muestras en el microscopio, se observó que la muestra de Multicore tenía las más pequeñas micro fracturas y menores

defectos en su estructura, presentando menores porosidades que las demás resinas. (Sasinisa y Piyapanna, 2019)

Un estudio del año 2021 tuvo como finalidad el estudiar las resinas utilizadas como núcleo al realizar reconstrucciones dentales, se eligieron la resina Multicore, EverX flow, que está reforzada con fibras de vidrio, y como ultimo se optó por realizar un composite experimental al cual se le agregó nano partículas de dióxido de titanio en una concentración de 2.5%. Las tres resinas fueron sometidas a pruebas de fuerza de resistencia a la compresión, fuerza tensil diametral y fuerza flexural. Los datos obtenidos en los resultados arrojaron las medias de fuerza a la compresión de las resinas en 322.61 MPa para la resina experimental, 277.44 MPa para EverX flow y 232.87 MPa para Multicore. En cuanto a la fuerza tensil diametral y fuerza flexural los datos más altos fueron para la resina experimental, seguido de la resina EverX flow y Multicore. El punto principal de este estudio fue el poder diferenciar las características físicas de los 3 diferentes tipos de resina ya que contenían diferentes rellenos, la resina experimental con dióxido de titanio, la EverX flow con fibras de vidrio y la Multicore con vidrio de silicato. (Sihivahanan y Nandini, 2021)

III. Hipótesis.

Hipótesis de trabajo:

La resina bulk fill SureFil SDR flow® (Dentsply) presenta una mayor resistencia a la compresión comparada con la resina dual Multicore® (Ivoclar).

Hipótesis nula:

La resina dual Multicore® (Ivoclar) presenta una mayor resistencia a la compresión comparada con la resina bulk fill SureFil SDR flow® (Dentsply).

IV. Objetivos

4.1 Objetivo general.

Determinar que resina mono incremental presenta mayor resistencia a la compresión la SureFil SDR flow® (Dentsply) o la resina dual Multicore® (Ivoclar).

4.2 Objetivos específicos.

- Determinar la resistencia a la compresión de SureFil SDR flow® (Dentsply).
- Determinar la resistencia a la compresión de la resina dual Multicore® (Ivoclar).
- Comparar la resistencia a la compresión de Surefil SDR flow® (Dentsply) y resina dual Multicore® (Ivoclar).

V. Materiales y métodos.

Tipo de investigación.

Estudio de tipo experimental, in vitro, comparativo y transversal

Población.

30 muestras de resina, elaboradas con resina SureFil SDR flow® (Dentsply) y resina dual Multicore® (Ivoclar).

Muestra.

Elaboradas por el investigador de acuerdo con las especificaciones establecidas por la Organización Internacional de Normas (ISO) 3597-3 la cual establece utilizar cilindros de muestra con una relación de longitud L y diámetro d donde $L=0,625d^2$. Las cuales son de 4x10mm, posteriormente se diseño el molde en el software exocad y se imprimió en 3D con teflón liquido.



Técnicas y procedimientos.

Las muestras fueron divididas en dos grupos de 15 unidades cada uno dando un total de 30 muestras.

Muestras SDR

Se montó el molde y por la parte inferior se colocó una tira de celuloide.

Se utilizó una jeringa de SDR Surefil flow de 1 gr. y se inyectó la resina en una sola intención en el molde.



Después de haber llenado el molde se retiro el excedente con una espátula para composites de la marca American Eagle modelo # 4 (3/8) INOXNI-TI.

Se colocó una tira de celuloide en la parte superior del molde para mejorar la superficie de la muestra.

Se polimerizó la resina de acuerdo a las especificaciones del fabricante durante 20 segundos por ambos lados del molde con una lámpara led Bluephase N® (Ivoclar).



Se descartaron las tiras de celuloide y se retiró la muestra del molde y se midió mediante un vernier electrónico para verificar el tamaño.



Se realizó el pulido de las muestras mediante discos Sof-Lex® (3M ESPE) para eliminar ligeras asperezas y excedentes y se volvió a verificar con el vernier electrónico.



Se almacenaron las muestras en solución fisiológica durante 24 horas previo a las pruebas en la máquina universal.

Se colocaron las pruebas en la máquina universal y se realizó la prueba a una velocidad de 1mm/min.



Se registraron los datos en tablas previamente elaboradas por el investigador (anexo 1).

Muestras Multicore

Se montó el molde y por la parte inferior se colocó una tira de celuloide.

Se utilizó una jeringa de Multicore Flow (Ivoclar) de 1 gr. y se inyectó la resina en una sola intención en el molde.

Después de haber llenado el molde se retiró el excedente con una espátula para composites de la marca American Eagle modelo # 4 (3/8) INOXNI-TI.

Se colocó una tira de celuloide en la parte superior del molde para mejorar la superficie de la muestra.

Se polimerizó la resina de acuerdo a las especificaciones del fabricante durante 20 segundos por ambos lados del molde con una lámpara led Bluephase N® (Ivoclar).

Se descartaron las tiras de celuloide y se retiró la muestra del molde y se midió mediante un vernier electrónico para verificar el tamaño.

Se realizó el pulido de las muestras mediante discos Sof-Lex® (3M ESPE) para eliminar ligeras asperezas y excedentes y se volvió a verificar con el vernier electrónico.

Se almacenaron las muestras en solución fisiológica durante 24 horas previo a las pruebas en la máquina universal.

Se colocaron las pruebas en la máquina universal y se realizó la prueba a una velocidad de 1mm/min.

Se registraron los datos en tablas previamente elaboradas por el investigador (anexo 1).

VI. Resultados.

Tabla 1. Evaluación de resistencia a la compresión de la resina SureFil SDR flow® (Dentsply) y resina dual Multicore® (Ivoclar).

	Multicore flow (Ivoclar)	SDR Surefil flow (Dentsply)
Mínimo	236.7	199.4
Máximo	264.4	221.3
Rango	27.9	21.93
Media	252.6	207.9
Desviación estándar	8.550	5.953
Error estándar	2.208	1.537

Fuente: Base de datos GraphPad PRISM 9
Los datos están expresados en MPa

Resistencia a la compresión de las resinas

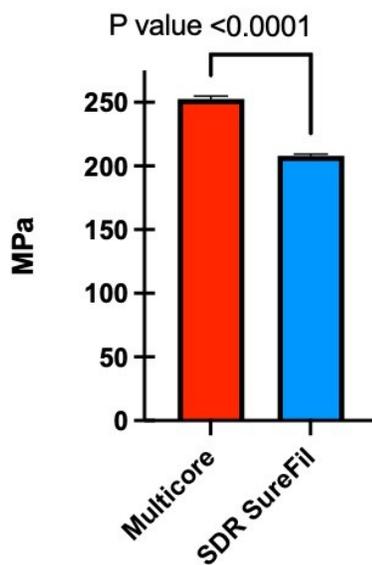


Figura 1: Gráfica de la media y error estándar.

En la Tabla 1 se puede observar que la resina dual Multicore (Ivoclar) tuvo una resistencia promedio a la compresión de 252.6 MPa con un rango mínimo de 236.7 MPa a un máximo e 264.4 MPa. Mientras que la resina SDR Surefil flow tuvo un promedio de resistencia a la compresión de 207.9 MPa con un rango mínimo de 199.4 MPa y un máximo de 221.3MPa.

Tabla 2. Prueba de Shapiro-Wilk para la evaluación de la normalidad en la obtención de datos.

	Multicore flow (Ivoclar)	SDR Surefil flow (Dentsply)
n	15	15
P value	0.1987	0.5829
W	0.9536	0.9205

Fuente: Base de datos GraphPad PRISM 9
($P < 0.05$)

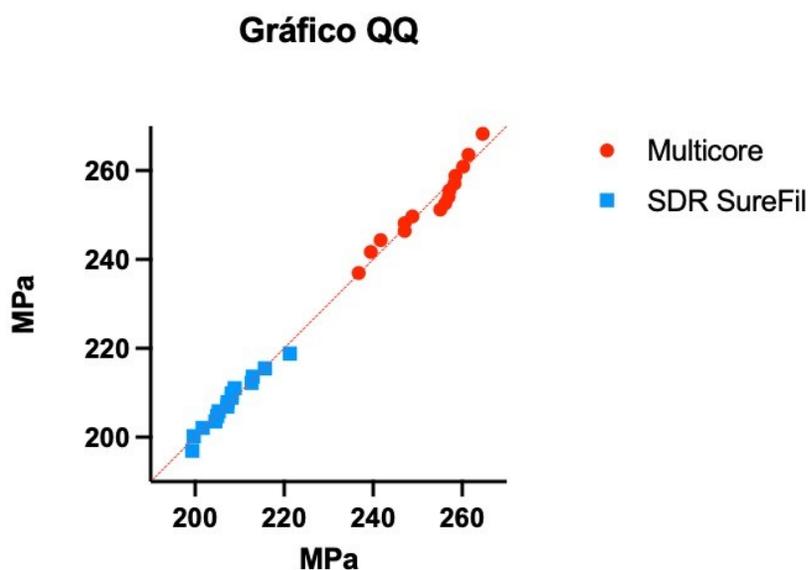


Figura 2: Grafica de test de Shapiro-Wilk

Los valores obtenidos en la Tabla 2 demuestran que en los dos grupos de resinas analizados se registró un número mayor al valor de alfa = 0.05, por lo que se puede deducir que los datos presentan una distribución normal.

Se realizó el test t de student con corrección de Welch y se demostró que P value < 0.0001, lo que infiere en que sí existe una diferencia estadística significativa en la comparación de la resistencia a la compresión de las resinas. Demostrando que la resina Multicore flow tiene una mayor resistencia a la compresión.

VII. Discusión.

Con las mejoras constantes de cada material existente en el mercado y con el desarrollo de nuevas técnicas de reconstrucción de los órganos dentales es necesario que el profesional en odontología conozca mas a fondo las propiedades físicas y mecánicas de cada uno de los materiales disponibles. Es por eso que es necesario analizar cada vez más y comparar cada una de las ventajas y defectos que pueden presentar las resinas en cada caso en específico para mejorar el éxito del trabajo.

Para la selección del material de reconstrucción, la resistencia a la compresión es un criterio esencial. Los materiales más fuertes resisten la deformación y a la fractura de una mejor forma, proporcionan distribuciones más equitativas de la tensión, disminuyen el riesgo de falla, mejoran la estabilidad y aumentan la probabilidad de éxito clínico. (Sihivahanan y Nandini, 2021)

La finalidad de este estudio fue el de evaluar y comparar la resistencia a la compresión de dos resinas en específico, La resina Dual Multicore Flow y la resina bulk fill, SDR Surefil flow. En los resultados se obtuvo una media de 252.6 MPa y 207.9 MPa respectivamente.

La resina SureFil SDR flow bulkfill (Dentsply) obtuvo los valores mas bajos en este estudio, pero eso no significa que no sea un buen material restaurador, en estudios previos se demostró que al utilizar esta resina como base y reconstruir con otra resina, aumentaba su resistencia considerablemente. (Sasinisa y Piyapanna, 2019)

VIII. Conclusiones.

La resina dual Multicore (Ivoclar) resultó tener una mayor resistencia a la compresión que la SureFil SDR flow bulk fill (Dentsply) , sin embargo, se debe evaluar muchos factores antes de elegir el material adecuado para cada caso en específico, por ejemplo, el tipo de restauración, la profundidad de la cavidad debido al alcance de la polimerización, entre otros factores.

Aunque existen múltiples estudios que evalúan las propiedades físicas y mecánicas de las resinas, se necesitan un mayor número de comparaciones y análisis para poder determinar y poder elegir la mejor opción para aumentar el éxito clínico del operador.

Debido a la gran pelea de las casas comerciales por elaborar el mejor material restaurador, no se puede englobar en uno solo la mejor opción para todos los casos, se deben evaluar un sin fin de características y conocer cada uno de los componentes y como repercuten en las propiedades y el en funcionamiento de los composites.

A pesar de las limitaciones del estudio, se logro evaluar a ambas resinas bajo las mismas condiciones, evidenciando una clara diferencia entre ellas.

IX. Bibliografía.

- A.D. Loguercio, M. Rezende, M.F. Gutierrez, T.F. Costa, A. Armas-Vega, A. Reis. Randomized 36-month follow-up of posterior bulk-filled resin composite restorations. *Journal of Dentistry* 85 (2019) 93–102.
- Abdullah Sadeghyar, David C. Watts, Andreas Schedle. Limited reciprocity in curing efficiency of bulk-fill resin-composites, *Dental Materials*, 36, (2020), 997–1008
- Agnieszka Waclawczyk, Lidia Postek-Stefańska, Daria Pietraszewska, Ewa Birkner, Jolanta Zalejska-Fiolka, Iwona Wysoczańska-Jankowicz. TEGDMA and UDMA monomers released from composite dental material polymerized with diode and halogen lamps. *Adv Clin Exp Med*. 2018;27(4):469–476
- Ajiboye AS, Mossey PA, IADR Science Information Committee, Fox CH: International Association for Dental Research policy and position statements on the safety of dental amalgam. *J Dent Res* 99:763-768, 2020.
- André L. Faria-e-Silva, Carmem S. Pfeifer. Development of dual-cured resin cements with long working time, high conversion in absence of light and reduced polymerization stress. *dental materials* 36 (2020) 293–301
- Beatriz A. Ferrari, María M. Asueta, Laura G. Fusaro, Andrea E. Kaplan, Mechanical and bonding properties of different combinations of nanohybrid and bulk-fill composites. *Acta Odontológica Latinoamericana*. 2021: 34, 221-225
- Bernardini F, Tuniz C, Coppa A, Mancini L, Dreossi D, Eichert D, Turco G, Biasotto M, Terrasi F, De Cesare N, Hua Q, Levchenko V. Beeswax as Dental Filling on a Neolithic Human Tooth. *PLoS ONE*. 2012.
- Bianca Medeiros Maran, Juliana Larocca de Geus, Mario Felipe Gutiérrez, Siegward Heintze, Chane Tardem, Marcos O. Barcelheiro, Alessandra Reis, and Alessandro D. Loguercio. Nanofilled/nanohybrid and hybrid resin-based composite in patients with direct restorations in posterior teeth: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Dentistry*, 2020-08-01, Volume 99.
- Carlos Carrillo Sánchez, Montserrat Monroy Pedraza, *Materiales de resinas compuestas y su polimerización*, revista ADM 2009.

- Cramer N. B., Stansbury J. W., Bowman C. N. Recent Advances and Developments in Composite Dental Restorative Materials. *Journal of Dental Research*, 2011;90(4):402–416.
- Dhanasekaran Sihivahanan, Venugopal V Nandini, Comparative Evaluation of Mechanical Properties of Titanium Dioxide Nanoparticle Incorporated in Composite Resin as a Core Restorative Material, *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 2021;22(6):286-290
- Degrange M Roulet J-F. Minimally invasive restorations with bonding. 1997. Quintessence Publishing Carol Stream, IL.
- Heintze Siegward, Rousson Valentin, Survival of zirconia- and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review, *Int J Prosthodont*. 2010;23(6):493-502.
- Hugo H. Alvim, Alberto C. Alecio, Walison A. Vasconcellos, Maysa Furlan, José E de Oliveira, Jose R.C. Saad, Analysis of camphorquinone in composite resins as a function of shade. *Dental Materials* 23 (2007) 1245–1249.
- Jack L. Ferracane. Resin composite—State of the art. *Dental materials*, 27, 2011, 29-38.
- Larissa Maria Cavalcante, Lucielle Guimarães Ferraz, Karinne Bueno Antunes, Isadora Martini Garcia, Luis Felipe Jochims Schneider, Fabrício Mezzomo Collares. Silane content influences physicochemical properties in nanostructured model composites. *Dental Materials* 37 (2021) 85–93.
- Lena Rothmund, Franz-Xaver Reichl, Reinhard Hickel, Panorea Styllou, Marianthi Styllou, Kai Kehe, Yang Yang, Christof Högg. Effect of layer thickness on the elution of bulk-fill composite components. *dental materials* 33 (2017) 54–62
- Maan M. ALShaafi, Thomas Haenel, Braden Sullivan, Daniel Labrie, Mohammed Q. Alqahtani, Richard B. Price, Effect of a broad-spectrum LED curing light on the Knoop microhardness of four posterior resin based composites at 2, 4 and 6-mm depths. *Journal of Dentistry*, 45, 2016, 14–18.
- Matthias j. Roggendorf, Norbert Kramer B, Andreas Appelt A, Michael Naumann C, Roland Frankenberger, Marginal quality of flowable 4-mm base vs. conventionally layered resin composite, *journal of dentistry*, 2011:643-647
- Renata Pereira, María Cecilia Caldas Giorgi, Rodrigo Barros Esteves Lins, Jéssica Dias Theobaldo, Débora Alves Nunes Leite Lima, Gisselle María Marchi, Flávio

Henrique Baggio Aguiar, Physical and photoelastic properties of bulk-fill and conventional composites., *Clinical, Cosmetic and Investigational Dentistry*, 2018: 10 287-296

- Roulet J. F., The problems associated with substituting composite resins for amalgam: a status report on posterior composites *Journal of Dentistry* volume 16, Issue 3, June 1988, Pages 101-113
- Sasinisa Warangkulkasemkit, Piyapanna Pumpaluk, Comparison of physical properties of three commercial composite core build-up materials, *Dental Materials Journal*, 2019: 38 177-181
- Scientific Documentation MultiCore®, Ivoclar Vivadent AG, Research and Development, Scientific Services, 2004.
- Scientific Manual SDR® flow Bulk Fill Flowable, © Dentsply Sirona 2017.
- Siegwand D. Heintze, Valentin Rousson Clinical Effectiveness of Direct Class II Restorations – A Meta-Analysis, *The Journal of Adhesive Dentistry*, Vol 14, No 5, 2012
- Tauböck TT, Bortolotto T, Buchalla W, Attin T, Krejci I. Influence of light-curing protocols on polymerization shrinkage and shrinkage force of a dual-cured core build-up resin composite. *Eur J Oral Sci* 2010; 118: 423–429.
- Tissiana Bortolotto, Karla Melian, Ivo Krejci, Effect of dual-cure composite resin as restorative material on marginal adaptation of Class 2 restorations. *Quintessence Int* 2013; 44:663–672
- Trushkowsky Richard D. Composite resin: Fundamentals and direct technique restorations, *Esthetic Dentistry: A Clinical Approach to Techniques and Materials*, 2015, 5, 83-108.
- Yanni Tana, Yong Liua, Liam M. Groverb, Baiyun Huanga. Wear behavior of light-cured dental composites filled with porous glass–ceramic particles. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 3 (2010) 77–84.

X Anexos.

	SureFil SDR flow	Multicore
1.	208.25	236.64
2.	205.27	217.11
3.	204.96	237.11
4.	209.39	261.42
5.	212.72	256.99
6.	207.24	258.32
7.	199.72	255.08
8.	212.96	256.99
9.	221.32	247.12
10.	201.73	248.83
11.	204.57	260.22
12.	208.98	257.15
13.	207.33	241.72
14.	208.21	264.64
15.	215.73	225.78