



UNIVERSIDAD PRIVADA NORBERT WIENER
FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD
ESCUELA ACADÉMICO PROFESIONAL DE ODONTOLOGÍA

**“ANÁLISIS COMPARATIVO *IN VITRO* DE LA RESISTENCIA COMPRESIVA DE
UNA RESINA MODIFICADA CON IONÓMERO DE VIDRIO PRE-REACCIONADO
EN SUPERFICIE Y OTRAS RESINAS HÍBRIDAS, LIMA 2019”**

TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE CIRUJANO DENTISTA

Presentado por:

AUTOR: BARRERA LUNA, ROSA VICTORIA

ASESOR: DRA. ESP. KATHERINE SUSAN RUFASO GOCHE

LIMA – PERÚ

2019

DEDICATORIA

A Dios, por forjar mi camino, ser mi guía y permitirme dedicarles este logro a mis amados padres, el baluarte de mi vida Edgar y Rosita, por todo su amor, trabajo y sacrificio, son ustedes que me motivan a alcanzar mis más grandes anhelos.

AGRADECIMIENTO

-A la Doctora Katherine Rufasto Goche, por aceptar el reto y encaminar este proyecto.

- Al Doctor Carlos Espino Cumpa, por ser el generador de ideas innovadoras y promover la investigación con el fin de engrandecer nuestra amada profesión.

- Al Dr. Federico Malpartida Quispe, por estar siempre presto a colaborar, su valioso aporte y apoyo constante, quien junto a un valioso grupo de profesionales dispuestos compartir su amplia experiencia entre ellos la Doctora Gabriela Solano, y el Sr. Henry Freyre fueron de gran ayuda para que se logre este objetivo.

- Al Centro de Innovación productiva y transferencia tecnológica, CITE materiales de la Pontificia Universidad Católica del Perú , y al Ing. Ronald Peralta Begazo, por su valioso aporte en la ejecución del proyecto.

- A mis hermanas Sari y Joha, por todo su apoyo, sus palabras, ser mi guía constante, porque sé que puedo contar con ellas cuando más lo necesite, como ha sido siempre desde la infancia.

- A Manuel, por su compañía, paciencia y comprensión en esta etapa, por su apoyo constante, por dirimir cada nuevo obstáculo que sale al frente, dándome confianza para seguir.

- Y así a un sin número de personas que hicieron que este proyecto se desarrolle con éxito; maestros, colegas, amigos, familia.

GRACIAS.

ASESORA DE TESIS:

Dra. Esp. Katherine Susan Rufasto Goche

JURADO:

Presidente: Dr. Esp.CD. Menacho Ángeles Gregorio Lorenzo

Secretario: Dr. Esp. CD. Álamo Palomino Jorge Luis

Vocal: Mg. Robles Montesinos Ada Olinda

ÍNDICE

DEDICATORIA	3
AGRADECIMIENTO	4
ASESOR (A) DE TESIS	5
JURADO	6
ÍNDICE	7
LISTA DE TABLAS	9
LISTA DE GRÁFICOS	10
RESUMEN	11
ABSTRACT	12
CAPÍTULO I: EL PROBLEMA	13
1.1. Planteamiento del problema	14
1.2. Formulación del problema	15
1.3. Justificación	16
1.4. Objetivos	16
1.4.1 General	16
1.4.2 Específicos	17
CAPÍTULO II: MARCO TEÓRICO	18
2.1. Antecedentes	19
2.2. Base teórica	24
2.3. Hipótesis	38
CAPÍTULO III: DISEÑO METODOLÓGICO	39
3.1. Diseño Metodológico	40
3.2. Diseño Muestral	40
3.3. Variables e indicadores	43
3.4. Técnicas e instrumentos de recolección de datos	43

3.5. Análisis de datos	45
3.6. Aspectos éticos	45
CAPÍTULO IV: RESULTADOS Y DISCUSIÓN	46
4.1. Resultados	47
4.2. Discusión	51
CAPÍTULO V: CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	52
5.1. Conclusiones	53
5.2. Recomendaciones	54
REFERENCIAS	55
ANEXOS	62

LISTA DE TABLAS

	Pág.
TABLA N° 1: Resistencia compresiva <i>In Vitro</i> de Beautifill II Shofu® pre - reaccionado en superficie con fotopolimerización de luz LED	44
TABLA N° 2: Resistencia compresiva <i>In Vitro</i> de la resina híbrida Tetric N- Ceram Ivoclar® con fotopolimerizacion mediante luz LED	45
TABLA N° 3: Resistencia compresiva <i>In Vitro</i> de la resina híbrida Filtek P60® 3M con fotopolimerizacion mediante luz LED	46
TABLA N° 4: Resistencia compresiva in vitro de Beautifill II® Shofu, Tetric® N ceram Ivoclar y Filtek P60® 3M	47

LISTA DE GRÁFICOS

	Pág.
GRÁFICO N° 1: Resistencia compresiva <i>In Vitro</i> de Beautifill II® pre - reaccionado en superficie con fotopolimerización de luz LED	44
GRÁFICO N° 2: Resistencia compresiva <i>In Vitro</i> de la resina híbrida Tetric® N-ceram con fotopolimerizacion mediante luz LED	45
GRÁFICO N° 3: Resistencia compresiva <i>In Vitro</i> de la resina híbrida Filtek P60® con fotopolimerizacion mediante luz LED	46
GRÁFICO N° 4: Resistencia compresiva <i>In Vitro</i> de Beautifill II®, Tetric® N-ceram y Filtek P60®	47

RESUMEN

Objetivo: Evaluar la resistencia compresiva in vitro de una resina modificada con ionómero de vidrio pre-reaccionado en superficie y otras resinas híbridas

Materiales y Métodos: Se realizó un tipo de estudio experimental, transversal y prospectivo; la población incluida en nuestro estudio fue determinado por 90 especímenes dentro de los cuales se incluyó un muestra significativa de 30 especímenes, los cuales se utilizaron la resina Beautiful II Shofu® en 10 especímenes, en 10 muestras se utilizó el Filtek P60 3M® y en 10 especímenes se utilizó la resina Tetric N Ceram®; entre los cuales se evaluó la resistencia compresiva y se aplicó la prueba estadística ANOVA. **Resultados:** La media de la resistencia compresiva en la resina Beautifill II Shofu fue $293,94 \pm 32,49$ Mpa, además, la media de la resistencia compresiva en la resina híbrida Tetric N ceram fue $251,96 \pm 50,25$ Mpa; por último, la media de la resistencia compresiva en la resina híbrida Filtek P60 3M fue $374,06 \pm 36,28$ Mpa. Al compararlos entre ellos se obtuvo que la resistencia compresiva esta dado en la siguiente manera Resina Filtek P60 3M > Resina Beautifill II Shofu ($p < 0,05$) ; Resina Filtek P60 3M > Resina Tetric N ceram ($p < 0.05$). **Conclusiones:** La resistencia compresiva in vitro entre las resinas modificadas evaluadas siendo la de mejor resistencia la resina Filtek P60 , seguido por Beautifill II y por ultimo esta la resina Tetric N Ceram

Palabras Claves: Resistencia compresiva, resina, in vitro.

ABSTRACT

Objective: To evaluate the compressive resistance in vitro of a resin modified with glass ionomer pre-reacted on surface and other hybrid resins. **Materials and Methods:** An experimental, cross-sectional and prospective study was conducted; the population included in our study was determined by 90 specimens within which a significant sample of 30 specimens were included, which were used Beautiful II Shofu® resin in 10 specimens, in 10 samples Filtek P60 3M® was used and in 10 specimens were used Tetric N Ceram® resin; among which the compressive strength was evaluated and the ANOVA statistical test was applied. **Results:** The average of the compressive strength in the Beautifill II Shofu resin was 293.94 ± 32.49 Mpa, in addition, the average of the compressive strength in the Tetric N ceram hybrid resin was 251.96 ± 50.25 Mpa; Finally, the average compressive strength in Filtek P60 3M hybrid resin was 374.06 ± 36.28 Mpa. When comparing them between them, it was obtained that the compressive strength is given in the following way Filtek P60 3M Resin> Beautifill II Shofu Resin ($p < 0.05$); Filtek P60 3M resin> Tetric N ceram resin ($p < 0.05$). **Conclusions:** The compressive resistance in vitro among the modified resins evaluated being the one of better resistance Filtek P60 3M followed by Beautifill II and finally there is the Tetric N Ceram resin

Keywords: Compressive Resistance, composite, in vitro.

CAPÍTULO I: EL PROBLEMA

1.1. Planteamiento del problema

Los materiales a base de resina compuesta han sido ampliamente utilizados desde su introducción, debido a sus excelentes propiedades estéticas, físicas y procedimientos de unión simplificados, además, de su resistencia ante la compresión¹.

Sin embargo, a pesar de las mejoras recientes en su formulación y la aparición de nuevos materiales restauradores disponibles; la resistencia compresiva de las resinas compuestas después de un periodo de exposición en la cavidad oral sigue siendo una preocupación dentro de los procedimientos de restauración dental, debido a que esta propiedad mecánica se ejerce durante el accionar masticatorio o por movimientos parafuncionales ubicadas mayormente en la zona posterior².

Logrando en ocasiones que el profesional sustituya restauraciones fracturadas como consecuencia de las fuerzas compresivas del sistema estomatognático sobre el material restaurador propiciadas por el paciente, que en situaciones logra hasta fracturar el órgano dentario². Siendo uno de los principales problemas de las resinas compuestas la contracción frente a la polimerización entre la interface diente-restauración debilitando así la integridad de la restauración o por el contrario causa una separación de la restauración de las paredes de la cavidad, permitiendo la microfiltración bacteriana y la posterior instauración de caries dental e hipersensibilidad³.

Otro problema es que muchas veces los fabricantes no declaran todos los compuestos químicos que están presentes en sus productos, esto incluye el sistema de polimerización, siendo esta información irrelevante en ciertas circunstancias para el clínico, al evaluar la compatibilidad del tipo de resina compuesta utilizada con la unidad de polimerización adecuada, conllevando a una reducción en la resistencia compresiva del mismo^{4,5}.

Asimismo, son pocas las investigaciones que enfatizan este problema; pero el profesional es quien se debe de percatarse de esta situación posterior a la aplicación y polimerización de la resina compuesta que podría afectar sus propiedades físicas como la resistencia a la compresión⁶.

Con la finalidad de encontrar un material restaurador “ideal” que presente propiedades físicas, químicas y mecánicas similares a la estructura dentaria en relación a su módulo de elasticidad, resistencia flexural y al desgaste se han realizado diversos estudios que han permitido evaluar tales características de los diversos tipos de materiales restauradores ampliamente utilizados en el mercado odontológico peruano; pudiendo deberse a su baja comercialización, pese a demostrar óptimas propiedades físicas, mecánicas y químicas como su liberación de flúor que podría contrarrestar la microfiltración bacteriana y la alta estética para dientes anteriores. Por todo ello, se pretende comparar la resistencia compresiva de diferentes tipos de resinas disponibles en el mercado peruano y a su vez utilizar una resina modificada con ionómero de vidrio pre-reaccionado en superficie (giomero) mediante un estudio *in vitro*.

1.2. Formulación del problema

1.2.1 Problema Principal

¿Cuál es la resistencia compresiva *in vitro* de una resina modificada con ionómero de vidrio pre-reaccionado en superficie y otras resinas híbridas?

1.2.2 Problemas Secundarios

- ¿Cuál es la resistencia compresiva *in vitro* de la resina modificada con ionómero de vidrio pre-reaccionado en superficie con fotopolimerización de luz LED?
- ¿Cuál es la resistencia compresiva *in vitro* de la resina híbrida Tetric® N Ceram con fotopolimerización con luz LED?
- ¿Cuál es la resistencia compresiva *in vitro* de la resina Filtek P60® con fotopolimerización con luz LED?

- ¿En qué medida se da la resistencia compresiva *in vitro* de una resina modificada con ionómero de vidrio pre-reaccionado en superficie y otras resinas híbridas con fotopolimerización con luz LED?

1.3. Justificación

Existe gran cantidad de información relacionada con la resistencia compresiva de diferentes tipos de materiales restauradores disponibles en el mercado; sin embargo, hasta el momento no se ha comparado estos materiales con otros disponibles actualmente en el mercado. Este estudio permitirá mayor información sobre las propiedades físicas como la resistencia compresiva que contiene cada material restaurador con la finalidad de brindar al profesional una idea más clara sobre la resistencia de los materiales utilizados, y así permitirle escoger una según la necesidad del paciente y según criterio del clínico, adecuado para soportar las fuerzas verticales del sistema estomatognático⁷.

Unos de los tratamientos más frecuentes brindados por el profesional odontológico son las restauraciones con resinas fotocurables, como resultado de diagnósticos por caries dental, traumatismos, fracturas, cambios de restauraciones antiguas, alteración del color y micro filtraciones bacterianas. La importancia de su evaluación permitirá su uso para los casos anteriormente mencionados con la finalidad de recuperar la función de los dientes.

1.4 Objetivos

1.4.1 General

Evaluar la resistencia compresiva *in vitro* de una resina modificada con ionómero de vidrio pre-reaccionado en superficie y otras resinas híbridas.

1.4.2 Específicos

- Determinar la resistencia compresiva *in vitro* de la resina modificada con ionómero de vidrio pre-reaccionado en superficie con fotopolimerización con luz LED.
- Determinar la resistencia compresiva *in vitro* de la resina híbrida Tetric® N Ceram con fotopolimerización con luz LED.
- Determinar la resistencia compresiva *in vitro* de la resina Filtek P60® con fotopolimerización con luz LED.
- Comparar la resistencia compresiva *in vitro* de la resina modificada con ionómero de vidrio pre-reaccionado en superficie y otras resinas híbridas con fotopolimerización con luz LED.

CAPÍTULO II: MARCO TEÓRICO

2.1. Antecedentes

Ong Y y cols (2018), investigaron las propiedades viscoelásticas de los restauradores contemporáneos de relleno masivo en agua destilada y saliva artificial mediante análisis mecánico dinámico. Los materiales evaluados incluyeron un compuesto convencional (Filtek Z350), dos compuestos de relleno masivo (Filtek Bulk-fill y Tetric N Ceram), un giómero de relleno masivo (Beautifil-Bulk Restorative), y dos nuevos cementos de ionómero de vidrio reforzado (Zirconomer [ZR] y Equia Forte [EQ]). Los materiales de ionómero de vidrio también se evaluaron con y sin recubrimiento de resina (Equia Forte Coat). Se observaron diferencias significativas en el módulo de almacenamiento/pérdida y en la tangente de pérdida entre los diversos restauradores de relleno masivo y dos medios de acondicionamiento. El módulo de almacenamiento mejoró significativamente cuando EQ y ZR no se recubrieron con resina⁸.

Widiandini, A.; et al. (2018), estudiaron el efecto de la contaminación de los guantes, la sangre y la saliva sobre la resistencia a la compresión de la resina compuesta nanohíbrida. Veinticuatro especímenes fueron divididos aleatoriamente en cuatro grupos según el tipo de contaminación. Los valores medios y de desviación estándar (Mpa) para la resistencia a la compresión fueron los siguientes: Grupo 1 = 151.57 ± 17.97 , Grupo 2 = 159.94 ± 18.55 , Grupo 3 = 134.91 ± 25.53 , Grupo 4 = 151.72 ± 17.34 . Todos los grupos no mostraron una diferencia estadísticamente significativa ($p > 0.05$) en la resistencia a la compresión. En conclusión, la contaminación de los guantes, la sangre y la saliva no afectan la resistencia a la compresión de la resina compuesta nanohíbrida⁹.

López, J (2018), comparo la resistencia compresiva de tres resinas compuestas indicadas para restauración dental posterior: Nanoparticulada Filtek Bulk Fill, nanohíbrida Filtek Z250XT y microhíbrida Filtek P60. Se confeccionaron 24 probetas cilíndricas de 4mm de diámetro y 8mm de altura, y se dividieron en 3 grupos de 8 unidades cada uno, de acuerdo al tipo de resina utilizado; luego se colocaron en recipientes con 30ml de agua destilada y se almacenaron en una estufa a 37°C durante 24 horas. La prueba de resistencia a la compresión se realizó

en una máquina digital de ensayo universal CMT-5L marca LG, registrando la fuerza ejercida al momento de la fractura de la probeta. Se usó la prueba estadística ANOVA de un factor y la prueba Post Hoc de Tukey. Los promedios de resistencia compresiva fueron de 195,84 Mpa para Filtek Bulk Fill, 289,39 Mpa para Filtek Z250XT y 268,83 Mpa para Filtek P60. Se concluyó que existe diferencia significativa entre la resina Filtek Bulk Fill con respecto a las resinas Filtek Z250XT y Filtek P60, pero entre éstas dos últimas resinas no existe diferencia significativa¹⁰.

Guerra D (2017), realizó el análisis y evaluación de la resistencia a la compresión de dos resinas de nanorrelleno de la misma marca, una más nueva que la otra en el mercado y con técnicas de trabajo distintas, pues una, la FILTEK™ BULK FILL de 3M ESPE, utiliza monoincrementos de 4mm a 5mm de profundidad, y la otra, la resina FILTEK™ Z350 XT de 3M ESPE, utiliza una técnica incremental de 2mm. Para llevar a cabo el trabajo se confeccionaron 10 muestras para cada resina, de 8mm de alto y 4mm de diámetro, las cuales fueron hechas en un cilindro de acero para facilitar su ejecución y tener muestras lo más parecidas entre sí. Los resultados demostraron que la resina FILTEK™ Z350 XT de 3M ESPE con técnica incremental obtuvo mayor resistencia a la compresión (214.61 Mpa) que la FILTEK™ BULK FILL de 3M ESPE (196.17 Mpa), siendo estas diferencias estadísticamente significativas, coligiendo que la primera resina fue mejor que la segunda¹¹.

Acurio P y cols (2017), compararon en Lima la resistencia compresiva de dos tipos de resinas bulk fill (SonicFill™, Tetric® N-Ceram Bulk Fill) y 2 resinas convencionales (Filtek™ Z250 XT y Te-Econom Plus®). Utilizaron una muestra de 136 especímenes que fueron divididos en 8 grupos (n=17) subdivididos con diferentes medidas elaboradas en matrices metálicas cilíndricas de 4x2mm y 4x4mm para cada tipo de resina compuesta. Evaluaron la resistencia compresiva con una máquina Instron® a una velocidad de desplazamiento fijo de 1,0mm/min. Los resultados demostraron que Tetric® N-Ceram Bulk Fill obtuvo una resistencia compresiva de 310,06-4x2mm, siendo superior a SonicFill™ (303,87-4x4mm); mientras que en las resinas convencionales Filtek™ Z250 XT obtuvo mayor resistencia compresiva (295,9-4x2mm) que Te-Econom Plus® (289,7-4x4mm).

Concluyeron que la resina Tetric® N-Ceram Bulk Fill fue superior a todas las muestras al comparar los resultados. Siendo este material una buena opción para restauraciones posteriores por su excelente resistencia a la compresión¹².

Blanco S y cols (2017), evaluaron la resistencia a la compresión en restauraciones de ionómero de vidrio y de resina compuesta en cavidades clase I en premolares. Para lo cual se realizó un estudio experimental in vitro en el que se comparó el Ionómero Vitremer y la Resina Tetric N-Ceram; Las muestras fueron distribuidas en cuatro grupos con diferencias en sus características, como fueron el material restaurador y la profundidad de la cavidad (2-4 mm). Se empleó como material restaurador ionómero de vidrio y resina compuesta. Los resultados obtenidos al evaluar la dureza superficial de los diferentes materiales restauradores, muestran que existen diferencias estadísticas a favor de la resina compuesta en comparación con el ionómero de vidrio en ambas profundidades ($p = 6.908 \times 10^{-11}$ y $p = 0.000$), y en la comparación intragrupal se aprecia una diferencia significativa entre los dos grupos de resina e ionómeros a distinta profundidad ($p = 0.000155887$ y $p = 0.00257443$). Conclusión: Al evaluar las cavidades de los órganos dentarios de 4 mm de profundidad, que fueron restaurados con resina Tetric N-Ceram, éstas presentan mayor dureza en comparación con los que fueron restaurados con resina VitremerTM a 2 y 4 mm y que la misma resina a 2 mm de profundidad¹³.

Yu P (2017) evaluaron el grado de conversión (DC) y la contracción de polimerización (PS) de los compuestos contemporáneos a base de resina de relleno en masa (RBC), incluidos los materiales de los giómeros. Dentro de los cuales se incluyeron dos rellenos masivos de giómeros (Beautifil Bulk Restorative [BBR], Beautifil Bulk Flowable [BBF]), dos rellenos masivos no genéricos (Tetric N-Ceram Bulk-fill [TNB], Smart Dentin Replacement [SDR]), y tres convencionales bo bulk fill (Beautifil II [BT], Beautifil Flow Plus [BF], Tetric N-Ceram [TN]). La media de DC para los diversos materiales varió de 46.03% a 69.86%, 45.94% a 69.38%, y 30.65% a 67.85% para 2 mm, 4 mm y 6 mm, respectivamente. Para todas las profundidades, SDR tenía la mayor DC. Si bien no se observó una diferencia significativa en DC entre las profundidades de 2 mm y 4 mm para las partículas de relleno masivo, la DC a 2 mm fue significativamente mayor que 6 mm. Para los

RBC convencionales, la CD a 2 mm fue significativamente mayor que a 4 mm y 6 mm. El promedio de PS varió de 1.48% a 4.26% para BBR y BF, respectivamente. Los valores de CC a 2 mm y PS de las partículas de relleno grueso fueron más bajos que sus homólogos convencionales. A 4 mm, la CD de las partículas finas de relleno de giómeros fue menor que la de los materiales de relleno masivo de tipo no monómero¹⁴.

García J (2017), determino si existe diferencias significativas en la resistencia compresiva de las resinas compuestas FILTEK P60® y FILTEK™ BULK FILL® para la restauración de piezas posteriores en el año 2017. Para el muestreo se eligió el algoritmo matemático para la comparación de dos grupos resultando ser finalmente 10 bloques cilíndricos para la resina FILTEK P60® y 10 bloques para la resina FILTEK™ BULK FILL®. Se encontró que la resistencia compresiva de la resina compuesta FILTEK P60® estuvo comprendido entre 229,51 a 351,17 Mpa con una media de $293,5 \pm 46,3$ IC95%= [264,85 – 322,17]; con un coeficiente de variación de 0,16. La resistencia compresiva de la resina compuesta FILTEK™ BULK FILL® estuvo comprendido entre 195,10 a 273,14 Mpa con una media de $230,72 \pm 22,5$ IC95%= [216,77 – 244,67]; con un coeficiente de variación de 0,09. Por lo que con un p-valor=0,002 podemos concluir que existe diferencias significativas en la resistencia compresiva in vitro de la resina compuesta FILTEK P60 XT® en comparación con la resina compuesta FILTEK™ BULK FILL® para restauración de piezas posteriores en el año 2017¹⁵.

Mezarina F (2016), evaluó la resistencia a la compresión de las resinas compuestas Te-Econom plus®, Tetric N-ceram® y Tetric N-ceram Bulk fill®. Confeccionaron 39 especímenes utilizando una matriz con dimensiones de 6mm de alto y 4mm de diámetro que fueron divididos en 3 grupos por cada tipo de resina compuesta (n=12). Grupo 1: Te-Econom Plus®; Grupo 2: ® Tetric N-Ceram® y Grupo 3: Tetric N- Ceram Bulk Fill. Utilizaron la técnica incremental de 2mm para los dos primeros grupos con una polimerización de 20s por capa; mientras que el grupo 3 requirió de un primer incremento de 4mm y el siguiente de 2mm con una polimerización de 10s por capa. La resistencia a la compresión fue evaluada por una máquina de ensayo universal Instron®. Los resultados identificaron mayor resistencia a la compresión de la resina compuesta Tetric N-

Ceram® con 371.82Mpa con una una diferencia significativa de $p=0,0289$ en comparación con las otras dos muestras. Finalmente el autor concluyó que la resina compuesta nanohibrida Tetric N- Ceram® fue superior en cuanto a sus resistencia compresiva comparado con el Te-Econom plus® y el Tetric N-ceram Bulk fill®¹⁶.

Walia, R.; et al. (2016), evaluaron y compararon la microfiltración y la resistencia a la compresión de Ketac Molar, Giomer, Zirconomer y Ceram - x. Los datos fueron analizados. Utilizando la prueba t pareada y ANOVA, la microfiltración fue insignificante ($P > 0.05$) para todos los grupos de estudio, con Giomer que muestra el máximo seguido de Zirconomer, Ceram-x y Ketac Molar. Se encontró que la resistencia a la compresión era altamente significativa ($P < 0.01$) con el puntaje máximo para Giomer seguido de Ceram - x, Zirconomer y Ketac Molar. Concluyendo que la capacidad de sellado fue máxima en Ketac Molar, Zirconomer, Ceram - x y Giomer, mientras que la resistencia a la compresión fue máxima para Giomer seguida de Ceram - x, Zirconomer y Ketac Molar¹⁷.

Garzón J (2016), evaluó la resistencia a la compresión de la resina FILTEK P60 polimerizada con lámpara LED, a través de 45 cuerpos cilíndricos, con medidas de 6 mm de alto y 3 mm de diámetro divididos en tres grupos de 15; el grupo control polimerizado con luz led por 20 segundos, el grupo A polimerizado con luz led y sometido a calor y presión de autoclave (120C con 2 atm de presión durante 20 minutos), finalmente un grupo B polimerizado con luz led y sometido a calor de esterilizadora (120C durante 20 minutos) Sometiendo todos a un ensayo de compresión en la máquina de ensayos universales. Los resultados obtenidos demostraron mejor resistencia a la compresión del grupo B y A sobre grupo control pero un valor similar nos significativo entre ellos¹⁸.

Ilie N y cols (2015) compararon un restaurador de resina de relleno a granel de giómeros de baja y alta viscosidad con restauradores de resinas compuestas a base de resina de alta y alta viscosidad (RBC) a profundidades de muestras relevantes clínicamente simuladas, en el que se utilizó la irradiación de una unidad de fotopolimerización (Bluephase 20i) se midió en un espectrómetro de laboratorio a distancias de hasta 10 mm desde la punta de la luz (en incrementos de 1 mm).

Además, se evaluó las cinéticas de polimerización; obteniéndose que los restauradores de relleno masivo de giómeros de baja y alta viscosidad cumplen con los requisitos de la colocación de relleno masivo, ya que bajo las condiciones de irradiación analizadas se identificó una profundidad de curado adecuada de > 4 mm. La variación de DC con la profundidad de la muestra fue baja, con poca variación a profundidades de la muestra de < 4 mm. Las propiedades micromecánicas de los materiales gioméricos fueron mayores en comparación con los materiales de RBC convencionales¹⁹.

Gonulol N y cols (2014) compararon la estabilidad del color, la absorción de agua y la solubilidad de un compuesto de giómero y dos resinas compuestas de nanohíbridos. Para esto se utilizaron muestras en forma de disco (1 mm de grosor x 15 mm de diámetro) de un giómero (Beautifil II, Shofu, Kyoto, Japón) y dos nanohíbridos (Filtek Z550, 3M ESPE, St. Paul, MN, EE. UU, Tetric N-Ceram, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) fueron preparados. La absorción de agua (%) y el cambio de color (ΔE) variaron significativamente entre los grupos, con Beautifil II mostrando los valores más altos ($p < 0,001$). No se observaron diferencias estadísticamente significativas en los valores de solubilidad en agua entre los grupos ($p = 0,661$); sin embargo, se detectó una correlación lineal y positiva entre la solubilidad y la decoloración ($r = 0,368$, $p = 0,046$). Los valores de absorción y decoloración del agua del grupo compuesto de giómeros fueron significativamente más altos que los de los nanohíbridos analizados²⁰.

2.2. Base teórica

2.2.1 Resina Compuesta

Desde inicios del siglo pasado una gran variedad de materiales dentales se ha ido incorporando con la finalidad de devolver función y principalmente estética por la demanda que exigen los pacientes. Entre ellos existen materiales que han ido desapareciendo y otros que han mejorado con las constantes investigaciones dentro del ámbito clínico como son los materiales restauradores directos. Entre ellos se encuentra la resina compuesta activada por luz²¹, que se encuentra

ampliamente en el mercado; esto exige al profesional a evaluar y preguntarse ¿Cuál es la mejor opción de material restaurador directo? Antes de partir de esta premisa, se debe tener en cuenta si la técnica directa como tratamiento restaurador es la adecuada frente al motivo de consulta que aqueja al paciente. Frente a ello, el profesional debe reunir la información necesaria para escoger y aplicar un material restaurador directo para determinados casos clínicos presentados dentro de la consulta odontológica, buscando el éxito clínico a través de la elección del material ideal, la técnica empleada y la conducta del profesional²².

2.2.1.1 Composición

Desde su aparición hasta la actualidad han surgido diversos cambios dentro de su composición, siendo las resinas acrílicas los primeros materiales restauradores poliméricos²². A partir de ellos, Bowen en 1960 mejoró su composición con un nuevo tipo de resina a base de Bis-GMA, debido a que la anterior presentaba baja resistencia al desgaste, alto coeficiente de expansión térmica, alta contracción y cambios de coloración. Las resinas compuestas en la actualidad se basan en la misma formulación presentando entre sus componentes moléculas derivadas de la reacción entre el bisfenol-A y el glicidilmetacrilato y partículas de carga silanizadas capaces de unirse químicamente a la matriz orgánica, lo que las hace presentar un peso molecular mayor y una contracción a la polimerización menor que las resinas iniciales²³.

Matriz resinosa

En su mayoría se encuentra compuesto principalmente por Bis-GMA (Bisfenol-A- Glicidil Metacrilato), el cual presenta un mayor peso molecular lo que facilita su polimerización en corto tiempo y menor volatilidad y difusividad en tejidos²⁴; o por el UDMA (Dimetacrilato de uretano); ambos monómeros son la parte activa de la matriz resinosa que en conjunto con la polimerización otorgan resistencia al material²². No obstante, al presentar un alto peso molecular ocasiona cierta complejidad en su manipulación, ya que la vuelve más pegajosa y en condiciones comunes de polimerización, el grado de conversión del Bis-GMA es bajo²⁵. Para solución de este problema los fabricantes colocan diluyentes como el TEGDMA (dimetacrilato de

trietilenglicol) o EDMA (dimetacrilato de etileno) a base de dimetacrilatos, para que el material presente mayor fluidez al ser utilizado en las restauraciones. Además de ello, para garantizar la vida útil del material colocan un inhibidor de polimerización como la hidroquinona²². Por otro lado, al presentar dos hidroxilos la molécula del Bis-GMA genera la sorción de agua, que produciría la degradación hidrolítica de algunas propiedades del material²⁶. Por tal motivo en la actualidad se han incorporado monómeros menos viscosos como el Bis-EMA (Bisfenol A Polietileno glicol dieter dimetacrilato) que permite reducir la contracción de la polimerización; utilizando en menor proporción el TEGDMA²².

Partículas inorgánicas

A raíz de la implementación de la matriz resinosa del Bis-GMA por Bowen, se logró incorporar partículas inorgánicas con la finalidad de mejorar las propiedades físicas de las resinas²³. Tales como la disminución de la contracción de polimerización, la sorción acuosa y el coeficiente de expansión térmica, resultando un aumento de la resistencia a la tracción, a la compresión y a la abrasión, aumentando el módulo de elasticidad²⁷. El primer tipo de carga en ser implementado fue el cuarzo que es utilizado hasta estos tiempos, además de ello, está el sílice coloidal y el vidrio de fluorsilicato de aluminio. La diferencia de estas tres partículas inorgánicas, como las del cuarzo que presenta una dureza dos veces mayor, pero con menor susceptibilidad a la erosión que la del vidrio, obteniendo una mejor adhesión con el silano. Asimismo, para obtener radiopacidad del material se le añadió bario y estroncio²⁷. Con la novedad de resinas con nanopartículas, quienes poseen mejor textura superficial y resistencia al desgaste que las híbridas y microhíbridas²⁸, se ha logrado la disminución adecuada de la matriz orgánica, es decir, debido a la adición de carga se disminuye la contracción de polimerización y absorción de agua, pero al obtener las proporciones ideales se evita que el material no sea tan viscoso y dificulte su manipulación. Por eso existe un límite de incorporación de carga como el cuarzo, vidrio o sílice que dependerán del tipo y tamaño de carga empleado, para evitar ciertas propiedades estéticas principalmente en la zona anterior. Por tal motivo es importante recalcar que a mayor concentración de matriz de

relleno, existirá mejora en las propiedades de la resina, puesto que, produce menor contracción de polimerización resultando menor filtración marginal²⁸.

Fase de enlace

Para una obtención correcta del comportamiento mecánico de las resinas compuestas, se requiere la unión de las partículas de carga con la matriz orgánica. Entre los agentes más utilizados que permiten este acoplamiento se encuentra el silano²². Constituido por grupos silanos (Si-OH) en un lado y grupos metacrilatos (C=C) en el otro extremo; asimismo es compatible con las partículas de carga como el sílice, presente en la mayoría de resinas actuales²⁹. El uso de este agente permite a la resina compuesta actuar como una unidad frente a las tensiones, las mismas que son disipadas a lo largo de la interfase de acoplamiento formada por el silano²². El tipo de silano más utilizado como agente de acoplamiento es γ - metacril-oxipropil trimetoxi-silano (MPS), quien por ser una molécula bipolar se une a partículas de carga en conjunto con el grupo de metacrilatos para formar uniones covalentes de la resina durante el proceso de polimerización. Se han reportado otros agentes de acoplamiento, tales como el 4-META, diversos titanatos y zirconatos, pero hasta ahora no han superado la capacidad de adhesión que posee el silano³⁰.

Sistema activador de polimerización

Estos son los encargados de activar la reacción polimerizable de las resinas compuestas, produciendo que los radicales libres actúen mediante un estímulo externo. Tal es el caso de las que son químicamente activadas con la mezcla de pasta base y catalizador, donde la amina terciaria segmenta el peróxido de benzoílo y produce la autopolimerización. También se encuentran las polimerizadas por luz visible que activa a un iniciador denominado canfoquinonas, lucerinas. Para que se produzca esta polimerización la fuente de luz debe tener una longitud alrededor de 470 nanómetros propiciando la interacción reactivada con una amina terciaria^{22,31,32}.

2.2.1.2 Clasificación

De las diversas clasificaciones que existen acerca de las resinas compuestas, la más utilizada es de acuerdo al tamaño de su partícula entre ellas están las macropartículas, híbridas, micropartículas, nanopartículas y nanohíbridas³³.

Resinas de macropartículas

Fueron las primeras en aparecer dentro del mercado de resinas compuestas, denominadas así por la carga de partículas grandes que contenían oscilando entre 8 a 50 micras que básicamente era cuarzo y requería de activación química. Al presentar un tamaño grande de partículas, producía diversos inconvenientes como fácil desgaste, lo que ocasionaba una rugosidad superficial resultando tinciones sobre ella. Por ello, solo estaba recomendado para utilización en dientes anteriores³⁴.

Resinas de micropartículas

A consecuencia de los problemas que presentaban las resinas de macropartículas que dejaron de ser utilizadas, puesto que aparecieron resinas a base de micropartículas de 0,01 μm y 0,04 μm con mejores propiedades como resistencia al desgaste y flexión inferior a diferencia de las resinas de macropartículas; asimismo se constató mayor estabilidad de color y menor tinción marginal o muy lisas y translúcidas; dando mejores resultados para restauración de dientes anteriores³⁵.

Resinas híbridas

Estas resinas presentan dos tipos de partículas de carga, como las de sílice y vidrio, quienes pueden presentar un tamaño variable que oscila entre 0,6 a 2 μm . Estos tamaños permiten que la resina presente mejores propiedades físicas en cuanto a su resistencia al desgaste y la textura que presenta³⁶.

Resinas microhíbridas

La combinación de las resinas con micropartículas que eran adecuadas para dientes anteriores, y las híbridas ocasionaron la creación de las resinas microhíbridas, brindando una mejor estética y resistencia al desgaste que las anteriores. Podríamos considerarlo como una división de las resinas híbridas, debido a su translucidez, que permite un mejor acabado similar al esmalte gracias a su pulido; así como mayor relación entre su carga y su matriz, lo que proporciona una mejora dentro de sus propiedades mecánicas, llevándolo finalmente a poder ser utilizado en restauraciones posteriores³⁶. Otra presentación de ellas son las resinas fluidas y las condensables que se diferencian en poseer mayor cantidad de carga de partículas inorgánicas que le dan mayor viscosidad³⁷.

Resinas de nanopartículas

Actualmente el ingreso al mercado de las resinas a base de nanotecnología ha conseguido excelentes resultados en cuanto a su acabado, menor contracción y propiedades mecánicas³⁸, debido a las partículas de 5 a 20nm de tamaño, brindándole mejor pulido, suavidad en su superficie, brillo y resistencia al desgaste. La presencia de carga de sílice o zirconia conduce a un comportamiento similar a las propiedades mecánicas en dientes posteriores de las resinas microhíbridas y la estética que ofrece las de micropartículas³⁹.

Resinas nanohíbridas

Este material incorpora nanopartículas de las resinas microhíbridas, considerándose como universales, debido a que presentan propiedades adecuadas para ser utilizadas en restauraciones anteriores y posteriores por su alta estética y las propiedades mecánicas⁴⁰.

2.2.1.3 Técnicas de Restauración

Técnica incremental

La técnica utilizada de una restauración en una preparación cavitaria se limita por su complejidad, lo cual requiere de una técnica restaurativa

incremental. Básicamente por dos razones, la profundidad de curado de los materiales restaurativos es limitada, lo que impide su total polimerización al colocar incrementos mayores a lo establecido por el fabricante; además que se intenta controlar los efectos de la contracción del material restaurativo al polimerizarse. Por tal razón algunos investigadores clínicos, han concluido que es importante aplicar estos materiales de forma incremental con un grosor de 2mm y fotopolimerizar por cada capa de material restaurativo. Es así como, para preparaciones profundas deben aplicarse varias capas del material, ocupando mayor tiempo al clínico debido a su alta complejidad; asimismo involucra ciertas complicaciones como la aparición de burbujas de aire o contaminación de diferentes elementos entre capas⁴¹.

Técnica Bulk fill o monoincremental

Una nueva generación de resinas compuestas (RCs), denominadas “RC Bulk-Fill” (RBF), utiliza este tipo de técnica para su aplicación en cavidades dentarias. Este término ha sido utilizado por los fabricantes para referirse a RCs que se podrían aplicar en un incremento de hasta 4-5 mm, mediante una técnica de monobloque o una capa⁴¹.

2.2.2 Giomer

Hace algunos años se ha incorporado en el mercado un material restaurador denominado “gionomers”, también conocido como “ionómero de vidrio pre-reaccionado” (S-PRG), siendo el último tipo de material híbrido de cementos ionoméricos que incorpora rellenos de ionómero de vidrio en una matriz de resina. Los giómeros contienen vidrio de flúor-alúmina-silicato, que reacciona con ácido polialquénico en agua antes de ser incorporado en una resina de uretano rellena de sílice y poseen las propiedades de liberación y recarga de fluoruro del ionómero de vidrio⁴².

2.2.2.1 Propiedades de los Giomer

Los polímeros de resina compuesta pueden absorber agua y productos químicos del ambiente oral a través de la “sorción”, un proceso

controlado por difusión que ocurre en gran parte dentro de la matriz de resina⁴². La sorción puede conducir al ablandamiento de la matriz, monómeros y degradación de los productos, así como lixiviación de iones de relleno. La disolución y la lixiviación de los monómeros y cargas sin reaccionar dan como resultado una pérdida de peso que se puede medir como solubilidad o lixiviación. La sorción y solubilidad del agua afecta la resistencia, resistencia a la abrasión, volumen y estabilidad del color de las resinas compuestas. Los efectos negativos de la sorción y la solubilidad sobre las propiedades mecánicas del material pueden reducir la longevidad de las restauraciones compuestas de resina⁴³.

Los composites restauradores pueden sufrir decoloración después de la inmersión en agua durante largos períodos de tiempo. Esta decoloración puede atribuirse a la hidrofiliidad de la matriz de resina y al grado de sorción del agua, que requiere este material para la difusión y liberación de flúor⁴³. Asimismo, otros estudios han concluido que el tamaño y distribución de las partículas de relleno también pueden desempeñar un papel importante en la decoloración del compuesto resinoso⁴⁴.

4) Remineralización de la dentina

Estudios previos han demostrado que la fosfina, quien es una fosfoproteína, juega un rol importante dentro de la inducción inicial de la mineralización del colágeno en dentina, solo si actúa covalentemente reticulado a fibrillas de colágeno, mas no absorbido; esto ha permitido que a través de un estudio in vitro se evalúe los rellenos de S-PRG sobre la inducción mineral por fosfoproteína; utilizando en este caso a la fosvitina como modelo de fosfoproteína dentaria. Finalmente se hallaron cristales de apatita de mayor proporción rellenos de S-PRG, demostrando que este nuevo material fomenta una labor importante dentro de la inducción mineral de la dentina⁴⁴. Sugiriendo que la remineralización dentinaria de una lesión hallada debajo de una restauración, podría darse con el uso de un material bioactivo con relleno de S-PRG⁴⁵.

b) Efecto antiplaca mediante una capa resistente al ácido

La finalidad de los giomeros es que a través de la recarga y liberación de flúor se produzca la caries secundaria. Asimismo, evitar que a partir de esta caries instalada exista la formación de biofilms y provoque la contaminación en la saliva generando un mal aliento de la cavidad oral. Se ha estudiado que el eluato de S-PRG inhibe la formación de biofilm y altera los biofilms maduros, quienes son los más complicados de erradicar, aunque su actividad antibacteriana es limitada. Por otro lado, han evidenciado que el enjuague bucal y la limpieza de la lengua con el eluato de S-PRG pueden reducir el mal olor oral eliminando eficazmente las bacterias orales de la cavidad oral⁴⁵. Otro estudio relacionado con la microbiota oral mostró que aplicando este material se crea una capa delgada sobre la superficie de la restauración, la cual es una sustancia rica inorgánica compuesta por tres elementos (Al, Si, Sr), quienes interfieren con la formación de placa dental sobre la restauración⁴⁵.

c) Inhibición de la actividad enzimática de la bacteria

En un estudio para evaluar la 32otopoli del *S. mutans* sobre diferentes tipos de resinas compuestas, entre ellos el S-PRG, demostraron que la resina Beautifull II a base de S-PRG tuvo un efecto inhibitor sobre esta bacteria por un periodo de 8 horas dentro de la cavidad oral(46). Sin embargo, no solo estos tres elementos han sido hallados como una película protectora; sino también se ha identificado que las proteínas salivales podrían intervenir formando o disminuyendo la placa dental sobre restauraciones a base de S-PRG, demostrando que bacterias como el *S. oralis* fueron halladas en pocas colonias sobre las resinas S-PRG⁴⁶.

d) Caries secundaria tratada con giomeros

Una de las finalidades de estos composites fue tratar la caries secundaria producida a partir de restauraciones defectuosas que forman biofilms debajo de ellas y conllevan a provocar el mal olor de la cavidad bucal⁴⁵. Si bien está relacionado con la acción bacteriana de ciertos microorganismos que son partícipe de estas lesiones, básicamente es la liberación de flúor⁴²; quien a partir de cargas de S-PRG las dispersa sobre la superficie de dientes deciduos y permanentes; los cuales han sido

estudiados por un largo periodo de tiempo, cumpliendo otro objetivo importante que radica en la prevención de caries secundaria en cavidades clase I y II ; pudiendo ser utilizada de forma fluida o como resina compuesta. Comercialmente halladas como Beautifull II y Beautifull 33oto F2^{47,48}.

2.2.3 Propiedades de los Materiales restauradores

Resistencia al desgaste

Al tener la resina un modo elástico menor que las partículas de relleno inorgánico, tendrán resistencia al desgaste. La matriz comprimida en momentos de presión ocasiona que las partículas de relleno se desacoplen del silano, exponiéndose la matriz, la cual es más susceptible al desgaste²⁷.

Textura superficial

Para obtener una lisura superficial del material, esta debe estar relacionada con el tipo, tamaño y cantidad de partículas de relleno y la técnica para el acabado y pulido final de la resina compuesta²⁸.

Coeficiente de expansión térmica

Si una resina presenta bajo coeficiente de expansión térmica, producirá un mejor sellado marginal en relación a los tejidos dentarios quienes presentan lo inverso a este fenómeno, el cual es beneficioso⁴⁹.

Sorción acuosa y expansión higroscópica

Esta propiedad puede alterar la solubilidad de la matriz ocasionando una degradación, que en diversas ocasiones compensa la fotopolimerización de la resina compuesta²².

Resistencia a la fractura

Va depender de la cantidad de relleno que posea la resina para hacerla más viscosa; al presentarse un impacto de fuerzas masticatorias podrá absorberla y destruirla mejor y hacerla resistente a la fractura⁵⁰.

Módulo de elasticidad

Al poseer una resina un módulo de elasticidad menor, presentare menor resistencia al desgaste, haciéndolo más flexible²⁷.

Radiopacidad

Para obtener radiopacidad del material se han añadido dentro de sus componentes bario y estroncio²⁸. Para facilitar una mejor visualización del material restaurador.

Estabilidad de color

Es uno de los parámetros que debe presentar los materiales actuales a base de resina. Son diferentes factores los que afectan a estos materiales fotoactivados; como los fotoiniciadores⁴, la matriz de resina, unidades de fotopolimerización y los tiempos de irradiación⁵¹. Fenómenos como la la solubilidad pueden alterar la matriz de resina mediante procesos químicos y físicos que provoca hinchazón, plastificación, ablandamiento, oxidación e hidrolisis que ocurren intrínsecamente; los cuales pueden provocar un cambio de coloración de las resinas y evitar un éxito clínico a larga data⁵². Entre otros factores que provocan la decoloración también se encuentra la tinción extrínseca⁶; Sin embargo, existe una correlación entre la estabilidad del color y la tasa de conversión, con respecto a resinas compuestas polimerizadas de forma incompleta que muestran propiedades mecánicas reducidas y mayor susceptibilidad a la decoloración⁵³. Muchos estudios han demostrado que ciertas bebidas y alimentos afectan la estética así como las propiedades físicas (microdureza, rugosidad superficial) de las resinas compuestas, socavando la calidad y longevidad de las restauraciones^{6,7,9}.

Resistencia a la comprensión

La resistencia a la compresión de un material se desafía como la cantidad de esfuerzo requerida para distorsionar el material en una cantidad arbitraria. Se calcula dividiendo la carga máxima por el área de sección transversal original de una muestra⁸. Esta propiedad expresa la capacidad

demostrada por un material para resistir presiones verticales; es decir, la máxima tensión que puede soportar un material antes de fracturarse. La importancia de esta propiedad mecánica, es simulada durante el acto masticatorio o movimientos parafuncionales, donde la mayoría de las fuerzas transmitidas en la región posterior de la cavidad bucal son particularmente compresivas. A consecuencia de ello, este tipo de fuerzas podrían ocasionar fracturas a nivel de la restauración y el órgano dental²⁰.

Las fuerzas pueden actuar sobre un cuerpo en distinta dirección logrando clasificar las tensiones, deformaciones y resistencias. La resistencia compresiva consta de dos fuerzas de igual dirección (actuando sobre una misma recta) y en sentido contrario buscando acercar sus puntos de aplicación. En tanto produce una disminución de la longitud del cuerpo; es decir, comprime o aplasta el cuerpo. Causando simultáneamente una compresión máxima que sería la resistencia a la compresión del material restaurador²².

La necesidad de una óptima resistencia a la compresión, con mínima microfiltración, ha conducido al desarrollo de diversos materiales restauradores estéticos posteriores con resultados prometedores, tales como cementos de ionómero de vidrio, composites, compómeros, Giomers y Zirconomer⁸.

El Giomer, es un material restaurador estético e híbrido que se le introdujo propiedades físicas y de biocompatibilidad de la resina compuesta, añadiendo beneficios de alta radiopacidad, liberación de flúor y efecto antiplaca del cemento de ionómero de vidrio. Un ejemplo de ello es el Beautifull II, un tipo de Giomer que se basa en la tecnología de relleno pre-reaccionado, donde las partículas de vidrio pre - reaccionadas se incorporan en la matriz de resina para mejorar su fuerza⁸.

Una nueva clase de ionómero de vidrio restaurador que comprende la fuerza y la durabilidad de la amalgama se desarrolló como un material restaurador para la zona posterior denominado Zirconomer; sin embargo no ha demostrado ser superior al Giomer comparando la resistencia a la compresión de ambos materiales⁸.

2.2.4 Sistema de polimerización

Lámpara Halógena de Tungsteno de cuarzo (QTH)

El tipo de fuente en esta unidad no fue diseñado específicamente para uso dental, sino que fue adaptada de la industria de aviones, donde se requería una luz duradera, de alta emisión para la iluminación del cuerpo del avión. La primera luz visible fotopolimerizable de un composite restaurador estético de forma directa, fue colocada en un paciente en 1976. El bulbo en estas unidades consiste en un filamento de tungsteno encerrado en una carcasa de cuarzo transparente, cristalina, llena de gas a base de halógeno. A medida que la electricidad fluye a través del filamento, debido a la resistencia del cable, el calor se desarrolla lo suficiente como para causar que los átomos de tungsteno literalmente se vaporicen desde la superficie del cable. Cuando esto sucede, se liberan tremendas cantidades de energía electromagnética, que se produce principalmente en la región espectral infrarroja, donde se produce calor directo al objetivo⁵⁴.

Por lo tanto, estos tipos de unidades de luz a menudo requieren enormes cantidades de filtración para eliminar ese calor, así como también el exceso de luz visible que no se necesita para fotocurar. Los factores de forma de estas luces eran portátiles, tenían un mecanismo de activación y duraciones de exposición seleccionables por el usuario. En tales unidades, el bulbo estaba encerrado dentro de la unidad manual, por ello era de ayuda un ventilador que enfría la unidad, manteniendo la temperatura de la fuente a un mínimo, mientras que también permitiera que el ciclo de halógeno funcionara. En este ciclo, el gas a base de halógeno vuelve a depositar los átomos de tungsteno en la superficie interna de la pared periférica en la envoltura de cuarzo nuevamente en el filamento de tungsteno; logrando que la luz incandescente emita una luz de amplio espectro mediante longitudes de ondas, entre ellas se encuentra la luz ultravioleta, quien se encarga de emitir calor; este procedimiento mediante un filtro que sirve para eliminar esta luz requiere de un filtro, que a consecuencia de emitir la luz existe una gran

pérdida de energía. Para su polimerización se requiere de 40 segundos y tener un máximo de 1 a 2 mm del espesor del material restaurador⁵⁴.

Una característica específica de las unidades de mano QTH era la incorporación de guías de luz de fibra óptica extraíbles, flexibles y no flexibles. Las guías de diferentes diámetros y curvaturas se podían insertar y girar cinemáticamente dentro del puerto del receptor en el extremo distal de la pistola. Para proporcionar una amplia variedad de patrones de cobertura de área y capacidades mejoradas para llegar a tipos específicos de ubicaciones clínicas⁵⁴.

Esta tecnología se ha sometido a diversos cambios a lo largo del tiempo, como por ejemplo la potencia fue aumentada de 35 W hasta 100 W para unidades de mano y hasta 340 W para las unidades de mesa. La intensidad de luz obtenida varió de 400 a 500 mW/cm² a un extremo de 3000 mW/cm²⁵⁵.

El perfil de emisión espectral de una lámpara de curado QTH convencional, junto con rangos de longitud de onda codificados por colores dentro de los cuales se activan tipos específicos de fotoiniciadores utilizados en materiales restauradores activados por luz. Además, se considera que la fuente QTH presenta una “banda ancha” en su emisión espectral. Por lo tanto, tiene la capacidad de activar una amplia gama de fotoiniciadores que podrían estar presentes en cualquier tipo de producto de restauración dental activado por luz. Sin embargo, la luz es bastante reactiva hacia CQ, ya que produce muchos fonones dentro de la región espectral donde este iniciador tiene valores de absorbancia pico⁵⁴.

Lámparas de arco de plasma

Dentro de ella se genera un campo eléctrico de alta frecuencia que produce la energía plasma para que posteriormente convierta el gas xenón en una mezcla iónica y electrónica que fomenta una luz de alta potencia, por encima de los 200 mW/cm². La polimerización que brindan estas lámparas es de mucho menor tiempo a diferencia de las halógenas, oscila entre 6 a 9 segundos de polimerización⁵⁴.

Lámparas emisoras de diodos

Estas lámparas funcionan a través de unidades que emplean diodos de nitruro de galio. Lo más ventajoso de esta lámpara es que coincide con la canforquinona presente en las resinas compuestas, por lo que no requiere filtros a diferencia de las anteriores lámparas; además de presentar un potencia menor a $270 - 320 \text{ mW/cm}^2$, permitiendo un menor tiempo de polimerización y modelos inalámbricos para la comodidad y manipulación del profesional⁵³. Por otro lado, esta fuente de luz ha demostrado en diferentes estudios que implicaron diferentes tipos de resinas compuestas menos cambios de coloración posterior a su polimerización^{3,4}.

2.3. Hipótesis

La resina modificada con ionómero de vidrio pre-reaccionado en superficie presenta mayor resistencia compresiva *in vitro* que otras resinas híbridas.

CAPÍTULO III: DISEÑO METODOLÓGICO

3.1. Tipo y nivel de investigación

Tipo de investigación:

- Analítico: Plantea y pone a prueba una hipótesis explicativa.
- Transversal: Se obtendrán resultados en un solo momento para medir la resistencia compresiva de los materiales restauradores.
- Prospectivo: Los resultados nuevos se obtendrán a partir de este estudio.
- Experimental: Existe intervención del investigador en la ejecución del estudio.

Nivel de investigación:

- Explicativo.

3.2. Población y muestra

Población: se incluyeron los materiales de restauración de incrementos por capas, y activación de Fotocurado.

Muestra: Se aplicó el diseño muestral para comparar dos medias. Los valores Z_a según la seguridad es de 0,01 y deseamos un poder estadístico Z_b de 95%

Fórmula:

$$n = \frac{2(Z_{\alpha} + Z_{\beta})^2 * S^2}{d^2}$$

Dónde:

- n = sujetos necesarios en cada una de las muestras
- $Z_a = 2,326$ Valor Z correspondiente al riesgo deseado 1%
- $Z_b = 1,645$ Valor Z correspondiente a la potencia deseado 95%

- S^2 = Varianza de la variable cuantitativa que tiene el grupo principal con La resina modificada con tecnología s-prg (se realizó una prueba piloto de especímenes que no ingresan al programa. $S=10,5$; $s^2=111.2$
- d = Valor mínimo de la diferencia que se desea detectar (datos cuantitativos) , diferencia entre la media resistencia compresiva otras resinas ($\bar{x}_1 = 124,4Mpa$) y resistencia compresiva de La resina modificada con tecnología s-prg ($\bar{x}_2 = 131,6$) . $d=124,4-131,6= 7,2$

Remplazando

$$n = \frac{2(2,326 + 1,645)^2 * 7,2^2}{7,2^2} = 90$$

Se seleccionarán 30 bloques de materiales de restauración, dentro de los 30 bloques de los siguientes materiales de restauración se distribuirá de la siguiente manera: 10 bloques BEAUTIFILL II®, 10 bloques P60 3M®, 10 bloques TETRIC® N CERAM.

Los valores Z_a según la seguridad y Z_b según el poder se indican en la tabla siguiente:

Valores de Z_a y Z_b más frecuentemente utilizados		
Z_a		
α	Test unilateral	Test bilateral
0.200	0,842	1,282
0.150	1,036	1,440
0.100	1,282	1,645
0.050	1,645	1,960
0.025	1,960	2,240
0.010	2,326	2,576

Potencia		
α	(1- α)	Z _b
0.01	0,99	2,326
0.05	0,95	1,645
0.10	0,90	1,282
0.15	0,85	1,036
0.20	0,80	0,842
0.25	0,75	0,674
0.30	0,70	0,524
0.35	0,65	0,385
0.40	0,60	0,253
0.45	0,55	0,126
0.50	0,50	0,000

Criterios de inclusión:

- Resina hibrida modificada con ionómero de vidrio, pre reaccionado en superficie, Beautifill II®
- Resina hibrida Filtek P60®
- Resina Hibrida Tetric® N
- Espécimen de tamaño y forma adecuados

Criterios de exclusión:

- Espécimen con errores en la confección.
- Resinas hibridas cuya fecha de expiración no estén vigentes.

3.3. Variables e indicadores

VARIABLE	TIPO DE VARIABLE	DIMENSIÓN	INDICADOR	ESCALA DE MEDICIÓN	VALOR
(V.Independiente) Materiales de restauración	Cualitativa, categórica	Materiales de restauración	Presentación comercial	Nominal	BEAUTIFILL II® TETRIC N CERAM® FILTEK P60®
(V.Dependiente) Resistencia compresiva	Cuantitativo, numérica continua	Resistencia Compresiva	Resultado de la máquina digital Zwick/Roell	Intervalo	250 a 380 Mpa

3.4. Técnicas e instrumentos de recolección de datos:

Se pidieron los permisos correspondientes a la Escuela Académica de Odontología y la aprobación del Comité de ética de la Universidad Privada Norbert Wiener para proceder con el estudio experimental. Para llevar a cabo el procedimiento de laboratorio, se elaboraron especímenes a partir de una matriz metálica, utilizando 3 marcas de resinas compuestas híbridas, formulados con diferente composición de monómero; Beautifill II®, Filtek P60® y Tetric® N-ceram; utilizando un sistema de Unidad LED. Por medio de un estudio piloto se determinó la viabilidad del estudio y se observaron los primeros resultados para evaluar en el trabajo experimental final.

Preparación de las muestras

Se utilizó una matriz metálica prefabricada de forma cilíndrica, las medidas fueron dadas según Norma ISO 3597-3, la cual especifica un método para determinar la resistencia a la compresión según la dimensión en milímetros. Todas fueron elaboradas según las recomendaciones del fabricante para cada tipo de material mediante la técnica incremental utilizando una espátula de teflón y la fotoactivación con el sistema de fotocurado Lámpara Led GNATUS, siendo la lámpara medida con un radiómetro Woodpecker LM- 1 el cual nos detalló la intensidad de la luz antes de cada confección de muestra, confirmando que la energía útil sobrepase los 1000 mW/cm^2 para polimerizar los especímenes a una distancia no mayor a los 2mm. Después del último incremento de cada muestra, se colocó una matriz celuloide sobre la resina compuesta o giomero, y sobre ella se posicionará una platina de vidrio para evitar la formación de burbujas e imperfecciones en la superficie de la muestra. Una vez confeccionadas todas las muestras, se procederá a retirar los excesos de resina compuesta o giomero con los discos Sof-Lex™ (3M ESPE, USA). Posteriormente las muestras serán almacenadas en agua destilada en una estufa a 37°C por 24 horas para luego ser sometidas a los ensayos de compresión.

Prueba de compresión

Para el análisis de la resistencia a la compresión, se utilizó la máquina Digital de ensayos Zwick/Roell Z050, para pruebas de compresión. Se midieron las dimensiones del espécimen con un Calibrador tipo vernier digital y se colocaron los datos en el software de la máquina, luego se posicionarán los cilindros en forma perpendicular a la base del dispositivo acoplado para este test. Se aplicó una carga constante de 100KN a una velocidad de desplazamiento de 1.0mm/min cayendo la carga sobre el centro del diámetro de la muestra, hasta el punto de fractura. Cada resultado del ensayo de compresión obtenido fue registrado directamente en el ordenador en Mpa, así como número de espécimen y grupo experimental.

3.5. Análisis de datos

Los datos fueron analizados con las pruebas estadísticas para evaluar las significancias estadísticas de los valores obtenidos ($p < 0,05$). Asimismo, se utilizó la prueba de ANOVA para muestras independientes a fin de comparar la resistencia compresiva de las resinas y el ionómero de vidrio modificado.

3.6. Aspectos éticos

La presente investigación se ejecutó según las normas y protocolos de bioseguridad, establecidos en la Universidad Norberth Wiener, así como en el Laboratorio CITE materiales de la PUCP, cuyo análisis de datos, procesamiento y desecho de residuos, se realizaron bajo sus propias políticas y calibraciones; así como el uso de un instrumento de recolección de datos con validación y confiabilidad suficiente para lograr los objetivos del estudio.

CAPÍTULO IV: RESULTADOS Y DISCUSIÓN

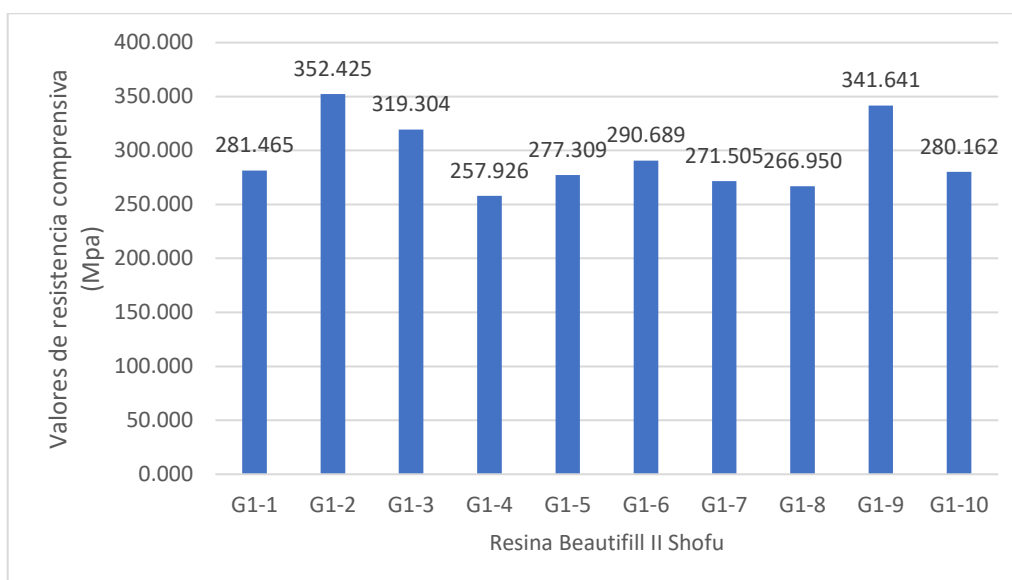
4.1. Resultados

TABLA N° 1. Resistencia compresiva *in vitro* de la resina modificada con ionomero de vidrio pre-reaccionado en superficie (Beautifill II ®) con fotopolimerización de luz LED.

Material restaurador	N	Media (Mpa)	Desviación estándar
Resina Beautifill II Shofu	10	293,94	32,49

Fuente: Elaboración Propia

GRÁFICO N° 1. Resistencia compresiva *in vitro* de la resina modificada con ionomero de vidrio pre-reaccionado en superficie (Beautifill II ®) con fotopolimerización de luz LED.



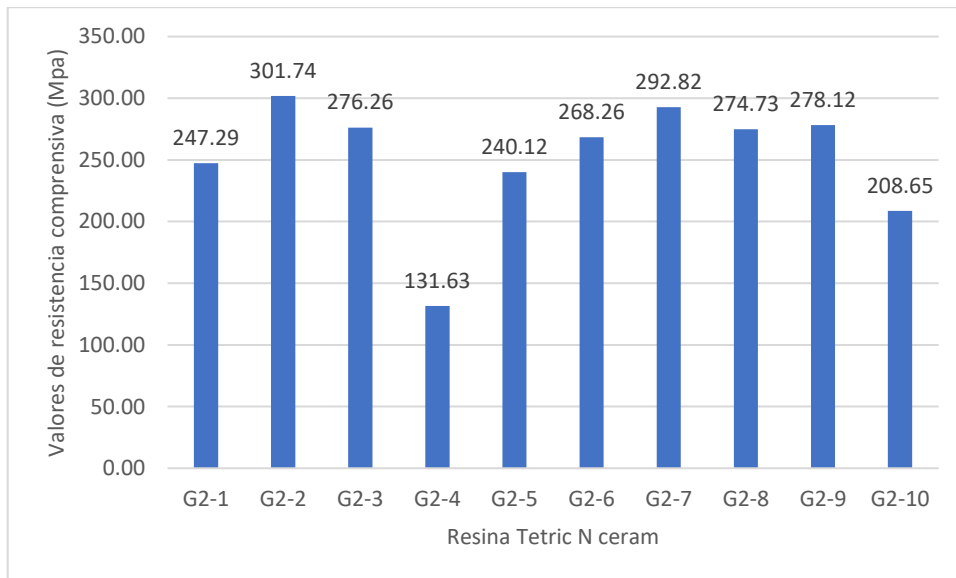
Resultado N° 1: La resistencia compresiva *in vitro* de la resina modificada con ionomero de vidrio pre-reaccionado en superficie (Beautifill II ®) con fotopolimerización de luz LED fue de 293,94 ± 32,49 Mpa.

TABLA N° 2. Resistencia compresiva *in vitro* de la resina hibrida Tetric N Ceram® con fotopolimerización de luz LED.

Material restaurador	N	Media (Mpa)	Desviación estándar
Resina Tetric N ceram	10	251,96	50,25

Fuente: Elaboración Propia

GRÁFICO N° 2. Resistencia compresiva *in vitro* de la resina hibrida Tetric® N Ceram con fotopolimerización de luz LED.



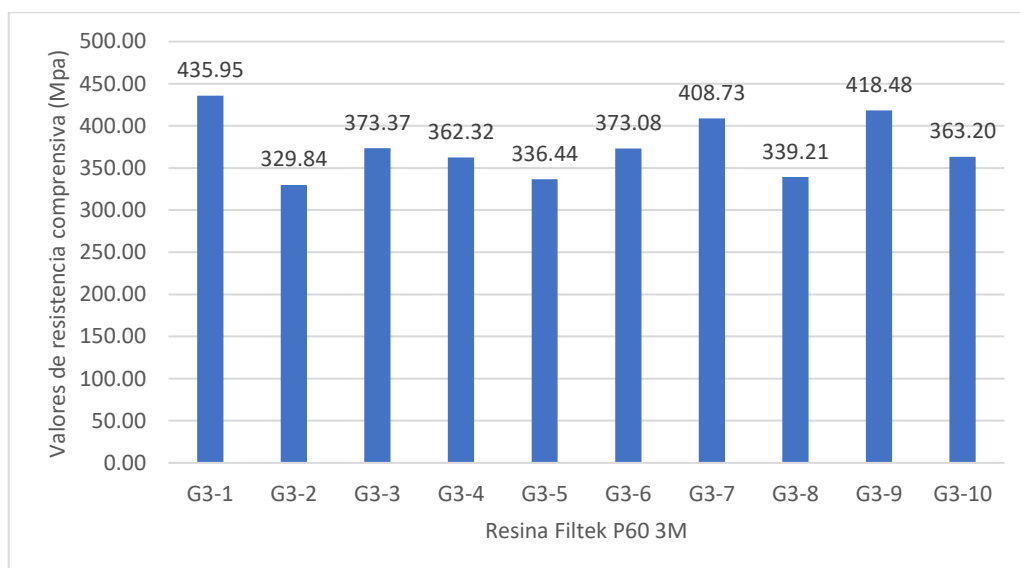
Resultado N° 2: La resistencia compresiva *in vitro* de la resina hibrida Tetric® N Ceram con fotopolimerización de luz LED fue de $251,96 \pm 50,25$ Mpa.

TABLA N° 3. Resistencia compresiva In Vitro de la resina híbrida Filtek P60® con fotopolimerización mediante luz LED.

Material restaurador	N	Media (Mpa)	Desviación estándar
Resina Filtek P60 3M	10	374,06	36,28

Fuente: Elaboración Propia

GRÁFICO N° 3. Resistencia compresiva In Vitro de la resina híbrida Filtek P60® 3M con fotopolimerización mediante luz LED.



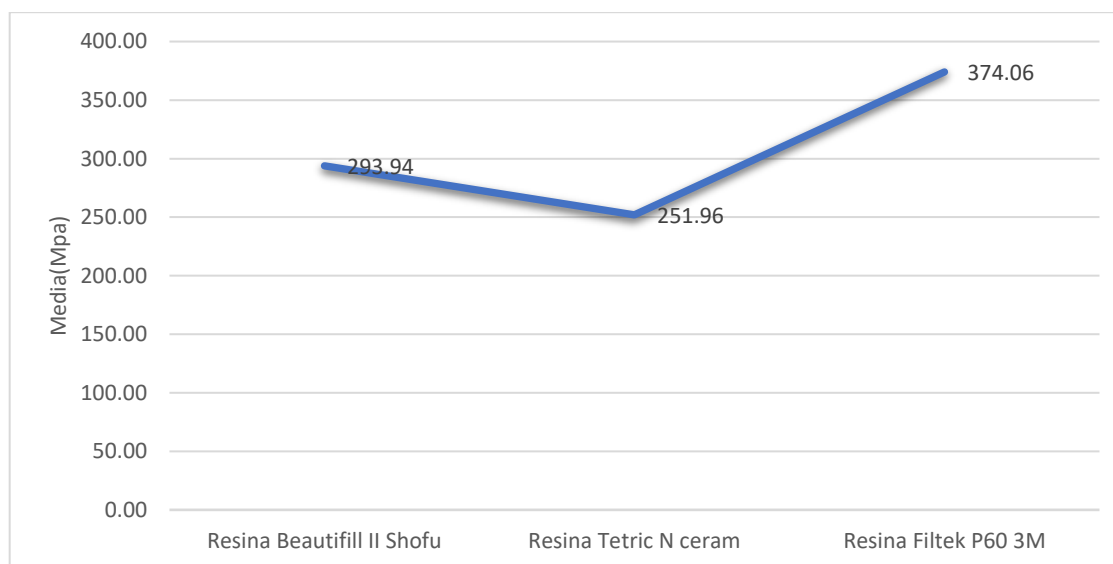
Interpretación: La resistencia compresiva In Vitro de la resina híbrida Filtek P60® con fotopolimerización mediante luz LED se halló que el valor mínimo fue de 329.84 Mpa, y un valor máximo de 435.95 Mpa, como se observa en el Gráfico N° 3, se puede apreciar que la media de la resistencia compresiva en la resina híbrida Filtek P60® fue $374,06 \pm 36,28$ Mpa.

TABLA N° 4. Resistencia compresiva *in vitro* de la resina modificada con ionómero de vidrio pre-reaccionado en superficie y otras resinas híbridas con fotopolimerización de luz LED.

Materiales restauradores	N	Media (Mpa)	ANOVA	Prueba de Tukey		
				Resina Beautifill II Shofu	Resina Tetric N ceram	Resina Filtek P60 3M
Resina Beautifill II	10	293,94	p:0,000*		p=0.07	p=0,000
Resina Tetric N ceram	10	251,96				p=0,000
Resina Filtek P60	10	374,06				

*p<0,05 existe diferencia significativa

GRÁFICO N° 4. Resistencia compresiva *in vitro* de la resina modificada con ionómero de vidrio pre-reaccionado en superficie y otras resinas híbridas con fotopolimerización con luz LED.



Resultado N° 4: La resistencia compresiva *in vitro* de la resina modificada con ionómero de vidrio pre-reaccionado en superficie y otras resinas híbridas con fotopolimerización de luz LED fue menor que la resina Filtek P60®. Siendo la diferencia estadísticamente significativa (p<0,05).

4.2. Discusión

La resistencia compresiva de las resinas evaluadas en nuestro estudio, se obtuvieron de manera in vitro siendo la resina modificada con ionómero de vidrio pre-reaccionado en superficie Beautiful II con fotopolimerización de luz LED, en el que se obtuvo una resistencia media de 293.94 ± 32.49 Mpa halladas entre 10 muestras. En un estudio realizado por Wallia obtuvo una resistencia de 250.95 ± 4.35 Mpa, que es un dato inferior al obtenido por nosotros, asimismo, en el estudio realizado por Ilie en su estudio halló que el material giomerico Beautiful II® tiene una mejor resistencia que otros compuestos a base de resina convencionales, tomando en cuenta que según el estudio de Yu P, el grado de conversión en un giomer es inferior al de materiales de relleno masivo.

La segunda resina a la cual se evaluó fue la resina hibrida Tetric® N-Ceram con el mismo método de fotopolimerización mediante uso de luz LED, en el que realizo en 10 especímenes, en el que se halló una media de 251.96 ± 50.25 Mpa; sin embargo, estudios realizados por Acurio y Mezarina los cuales obtuvieron una resistencia mucho mayor al nuestro, siendo 310.06 y 371.82 Mpa, respectivamente. Además, en el estudio realizado por Blanco halló que la resistencia es consistente con la curación hasta una profundidad de 4 mm, pero no se midió el valor de la resistencia hallada.

La última resina evaluada en nuestro estudio fue la resina hibrida Filtek P60 3M que al igual que las dos resinas anteriores se hizo mediante fotopolimerización mediante luz LED; en el que se obtuvo una media de resistencia de 374.06 ± 36.28 Mpa. Datos diferentes se obtuvieron en los estudios realizados por López, Garzón y García, los cuales hallaron una resistencia mucho menor 268.83 Mpa, 123.43 Mpa y 293.5 ± 46.3 Mpa; siendo valores muy inferiores a los obtenidos por nuestro estudio.

Al comparar las resistencias compresivas de las tres resinas in vitro se obtuvo que la resina tipo Filtek P60® tiene una resistencia mucho mayor en comparación con las otras dos resinas (Beautiful II® y el Tetric® N ceram) con un valor $p < 0.05$; siendo comparados por medio de la prueba estadística de ANOVA; sin embargo, estudios comparativos entre las tres resinas no se han realizado.

CAPÍTULO V: CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

5.1. Conclusiones:

De acuerdo a la aplicación adecuada de la metodología, haciendo un análisis de los resultados obtenidos, se concluye que:

- La resistencia compresiva *in vitro* de la resina Beautiful II® es de $293,94 \pm 32,49$ Mpa.
- La resistencia compresiva *in vitro* de la resina Tetric® N-Ceram es de $251,96 \pm 50,25$ Mpa.
- La resistencia compresiva *in vitro* de la resina Filtek P60® es de $374,06 \pm 36,28$ Mpa.
- Existe una diferencia significativa de la resistencia a la compresión *in vitro* de la resina modificada con ionómero de vidrio pre-reaccionado en superficie (Beautiful II®) respecto a la resina Filtek P60®, pero no existe diferencia significativa de la misma, frente a la resina Tetric® N-Ceram. Por lo tanto la resina Filtek P60 ofrece mayor resistencia a la compresión.

5.2. Recomendaciones

- Es recomendable el uso de la resina híbrida tipo Filtek P60® que tiene una mayor resistencia compresiva demostrada de manera in vitro, en este sentido es necesario tener en cuenta que el uso de esta resina se debería de realizar con mayor frecuencia, porque garantiza una mayor durabilidad frente a cargas masticatorias grandes.
- Se recomienda la realización de futuros estudios los cuales busquen la comparación de las resinas Beautiful II® , Tetric® N Ceram y Filtek P60® en un número mayor de especímenes o inclusive evaluarlo de manera experimental en pacientes.
- Se recomienda la realización de estudios que evalúen y comparen las resinas con grupos híbridos de sus mismas características, con el fin de hacer estudios minuciosos por cada tipo y/o tamaño de partículas de relleno.
- Se debe realizar más investigaciones, sobre la aparición de nuevos materiales; que ayuden a la mejora de sus características en este caso la resistencia a la compresión de la resina modificada con ionómero de vidrio pre- reaccionado en superficie, puesto que sus características biocompatibles de liberación y recarga de flúor constante son un indicador para obtener resultados clínicos satisfactorios.
- Se recomienda tener en cuenta la correcta manipulación de cada material, de acuerdo al fabricante, pero sobre todo una correcta indicación clínica, desde el aislamiento, pasando por el proceso de adhesión, sellado marginal y polimerización para tener éxito con el tratamiento.

REFERENCIAS

1. Eltahlah D, Lynch CD, Chadwick BL, Blum IR, Wilson NHF. An update on the reasons for placement and replacement of direct restorations. *J Dent.* 2018;72:1-7.
2. Blum IR, Özcan M. Reparative Dentistry: Possibilities and Limitations. *Curr Oral Health Rep.* 2018;5(4):264-9
3. Henrique dos Santos P, Isquierdo de Souza F, Albuquerque Guedes, A, Pavan S. Effect of Postpolymerization Method on the Color Stability of Composite Resins Submitted to Ultraviolet Aging. *Quintessence International.* 2012;32(3).
4. Salles de Oliveira DCR, Rocha MG, Gatti A, Correr AB, Ferracane JL, Sinhoret MAC. Effect of different photoinitiators and reducing agents on cure efficiency and color stability of resin-based composites using different LED wavelengths. *Journal of Dentistry.* diciembre de 2015;43(12):1565-72.
5. Łagocka R, Mazurek-Mochol M, Jakubowska K, Bendyk-Szeffer M, Chlubek D, Buczkowska-Radlińska J. Analysis of Base Monomer Elution from 3 Flowable Bulk-Fill Composite Resins Using High Performance Liquid Chromatography (HPLC). *Med Sci Monit.* 7 de julio de 2018;24:4679-90.
6. Poggio C, Ceci M, Beltrami R, Mirando M, Wassim J, Colombo M. Color stability of esthetic restorative materials: a spectrophotometric analysis. *Acta Biomater Odontol Scand.* 10 de agosto de 2016;2(1):95-101.
7. Kaya MS, Bakkal M, Durmus A, Durmus Z. Structural and mechanical properties of a giomer-based bulk fill restorative in different curing conditions. *Journal of Applied Oral Science [Internet].* 18 de enero de 2018 [citado 9 de enero de 2019];26(0). Disponible en:

http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1678-77572018000100407&lng=en&tlng=en

8. Ong J, Yap A, Hong J, Eweis A, Yahya N. Viscoelastic Properties of Contemporary Bulk-Fill Restoratives: A Dynamic-Mechanical Analysis. Operative Dentistry [Internet]. 13 de marzo de 2018 [citado 9 de enero de 2019]; Disponible en: <http://www.jopdentonline.org/doi/10.2341/16-365-L>
9. Widiandini A, Suprastiwi E, Usman M. Effect of Glove, Blood, and Saliva Contamination on the Compressive Strength of Nanohybrid Composite Resin. J Int Dent Med Res. 2018;11(1):202-5.
10. López Portocarrero J. Resistencia Compresiva De Tres Resinas Compuestas Indicadas Para Restauración Posterior, In Vitro, Lima-2018 [Tesis de Grado]. [Lima - Perú]: Universidad Nacional Federico Villarreal; 2018.
11. Guerra Midolo DD. Resistencia A La Compresión Entre Una Resina Con Técnica Incremental Filtek™ Z350 Xt De 3m Espe Y Una Monoincremental Filtek™ Bulk Fill De 3m Espe Estudio In Vitro, Arequipa, 2017. [Tesis de Grado]. [Arequipa - Perú]: Universidad Alas Peruanas; 2017.
12. Acurio-Benavente P, Falcón-Cabrera, G, Casas-Apayco L. Comparación de la resistencia compresiva de resinas convencionales vs resinas tipo Bulk fill. Odontología Vital. 2017;(27):69-77.
13. Blanco Lerech S, Tarón SF, Dunoyer AT, Arrieta JMB, Caballero AD. Resistencia a la compresión del ionómero de vidrio y de la resina compuesta. Estudio in vitro. Revista Odontológica Mexicana. abril de 2017;21(2):109-13.
14. Yu P, Yap A, Wang X. Degree of Conversion and Polymerization Shrinkage of Bulk-Fill Resin-Based Composites. Operative Dentistry. enero de 2017;42(1):82-9.
15. García Rivera JJ. Estudio Comparativo In Vitro De La Resistencia Compresiva De Las Resinas Compuestas Filtek P60® Y Filtek™ Bulk Fill® Para Restauracion De Piezas Posteriores, 2017 [Tesis de Grado]. [Ica -Perú]: Universidad Alas Peruanas; 2017.

16. Mezarina Kanashiro FN. Comparación in vitro de la resistencia a la compresión de las resinas compuestas te-econom plus®, tetric n-ceram® y tetric n-ceram bulk fill® [Tesis de grado]. [Lima - Perú]: Universidad Peruana de Ciencias Aplicadas; 2016.
17. Walia R, Jasuja P, Verma K, Juneja S, Mathur A, Ahuja L. A comparative evaluation of microleakage and compressive strength of Ketac Molar, Giomer, Zirconomer, and Ceram-x: An in vitro study. *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry*. 2016;34(3):280.
18. Garzón Flores JE. Estudio Comparativo De Resistencia A La Compresión De La Resina Filtek P60 3m Sometida A Calor Y Presión; Estudio In Vitro [Tesis de Grado]. [Quito - Ecuador]: Universidad Central del Ecuador; 2016.
19. Ilie N, Fleming GJP. In vitro comparison of polymerisation kinetics and the micro-mechanical properties of low and high viscosity giomers and RBC materials. *Journal of Dentistry*. julio de 2015;43(7):814-22.
20. Gonulol N, Ozer S, Sen Tunc E. Water Sorption, Solubility, and Color Stability of Giomer Restoratives: Giomer Restoratives. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2014;27(5):300-6.
21. Carrillo C, Monroy A. Materiales de resinas compuestas y su polimerización. *Revista ADM*. 2016;
22. Concenciao N. *Odontología Restauradora: Salud y Estetica*. Segunda. Brasil: Editorial Panamericana; 2007.
23. Vaidyanathan TK, Vaidyanathan J. Visible light cure characteristics of a cycloaliphatic polyester dimethacrylate alternative oligomer to bisGMA. *Acta Biomater Odontol Scand*. 18 de septiembre de 2015;1(2-4):59-65.
24. Baroudi K, Mahmoud RS. Improving Composite Resin Performance Through Decreasing its Viscosity by Different Methods. *The Open Dentistry Journal* [Internet]. 8 de junio de 2015 [citado 3 de octubre de 2019];9(1). Disponible en: <https://benthamopen.com/FULLTEXT/TODENTJ-9-E001>

25. Bayne SC, Heymann HO, Swift EJ. Update on dental composite restorations. *The Journal of the American Dental Association*. junio de 1994;125(6):687-701.
26. Sarrett D. Clinical challenges and the relevance of materials testing for posterior composite restorations. *Dental Materials*. enero de 2005;21(1):9-20.
27. McCabe J, Kagi S. Mechanical properties of a composite inlay material following post-curing. *Br Dent J*. 19 de octubre de 1991;171(9).
28. Willems G, Celis JP, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. Hardness and young's modulus determined by nanoindentation technique of filler particles of dental restorative materials compared with human enamel. *Journal of Biomedical Materials Research*. junio de 1993;27(6):747-55.
29. Sarkar NK, Karmaker A, Prasad A, Shih F. Simulation of in vivo degradation of dental composites. *Journal Of Materials Science Letters*. 1999;2.
30. Mohsen NM, Craig RG. Hydrolytic stability of silanated zirconia-silica-urethane dimethacrylate composites. *Journal of Oral Rehabilitation*. marzo de 1995;22(3):213-20.
31. Yearn J. Factors affecting cure of visible light activated composites. *Int Dent J*. septiembre de 1985;35(3):218-25.
32. Rueggeberg F, Caughman W, Curtis J, Davis H. Factors affecting cure at depths within light-activated resin composites. *Am J Dent*. abril de 1993;6(2):91-5.
33. Sadeghi M, Lynch CD, Shahamat N. Eighteen-month clinical evaluation of microhybrid, packable and nanofilled resin composites in Class I restorations: CLINICAL EVALUATION OF CLASS I RESIN COMPOSITES. *Journal of Oral Rehabilitation*. 25 de febrero de 2010;37(7):532-7.
34. Anusavice K, Shen C, Rawls H. Phillips, *Materiais Dentários*. DecimoSegunda. Vol. 1. Brasil: Elsevier; 2013.

35. Mahmoud SH, El-Embaby AE, AbdAllah AM, Hamama HH. Two-year Clinical Evaluation of Ormocer, Nanohybrid and Nanofill Composite Restorative Systems in Posterior Teeth. *The Journal of Adhesive Dentistry*. 2008;10(4):9.
36. Barbosa de Souza F, Guimarães RP, Silva CHV. A clinical evaluation of packable and microhybrid resin composite restorations: One-year report. *QUINTESSENCE INTERNATIONAL*. 2005;36(1):9.
37. Torres C, Borges A, Goncalves S, Pucci C, De Araujo M, Barcellos D. Clinical evaluation of two packable resin-based composite restorations: a three-year report. *Gen Dent*. 2010;58(4):338-43.
38. Terry D. Direct applications of a nanocomposite resin system: Part 1--The evolution of contemporary composite materials. *Pract Proced Aesthet Dent*. julio de 2004;16(6):417-22.
39. Efes B, Dorter C, Gomec Y, Koray F. Two-year clinical evaluation of ormocer and nanofill composite with and without a flowable liner. *J Adhes Dent*. abril de 2006;8(2):119-26.
40. Celik C, Arhun N, Yamanel K. Clinical Evaluation of Resin-Based Composites in Posterior Restorations: 12-Month Results. *European Journal of Dentistry*. 2010;9.
41. Deliperi S, Bardwell DN, Wegley C, Congiu MD. Evaluation of Giomers Microleakage After Exposure to 33% Hydrogen Peroxide: Self-etch vs Total-etch Adhesives. *Operative Dentistry*. febrero de 2006;31(2):227-32.
42. Carvalho AA, Franco EB, de SOUZA JB, Lopes LG. Effect of light sources and curing mode techniques on sorption, solubility and biaxial flexural strenght of a composite resin. *J Appl Oral Sci*. 25 de agosto de 2011;20(2):246-52.
43. Fontes ST, Fernández MR, Moura CM de, Meireles SS. Color stability of a nanofill composite: effect of different immersion media. *Journal of Applied Oral Science*. octubre de 2009;17(5):388-91.

44. Ito S, Iijima M, Hashimoto M, Tsukamoto N, Mizoguchi I, Saito T. Effects of surface pre-reacted glass-ionomer fillers on mineral induction by phosphoprotein. *Journal of Dentistry*. enero de 2011;39(1):72-9.
45. Suzuki N, Yoneda M, Haruna K, Masuo Y, Nishihara T, Nakanishi K, et al. Effects of S-PRG eluate on oral biofilm and oral malodor. *Archives of Oral Biology*. abril de 2014;59(4):407-13.
46. Nakamura N, Yamada A, Iwamoto T, Arakaki M, Tanaka K, Aizawa S, et al. Two-year clinical evaluation of flowable composite resin containing pre-reacted glass-ionomer. *Pediatric Dental Journal*. 2009;19(1):89-97.
47. Kurokawa H, Takamizawa T, Rikuta A, Tsubota K, Miyazaki M. Three-year clinical evaluation of posterior composite restorations placed with a single-step self-etch adhesive. *Journal of Oral Science*. 2015;57(2):101-8.
48. Gordan VV, Mondragon E, Watson RE, Garvan C, Mjör IA. A clinical evaluation of a self-etching primer and a giomer restorative material. *The Journal of the American Dental Association*. mayo de 2007;138(5):621-7.
49. Hu X, Marquis PM, Shortall AC. Influence of filler loading on the two-body wear of a dental composite. *Journal of Oral Rehabilitation*. julio de 2003;30(7):729-37.
50. Janda R, Roulet J-F, Latta M, Steffin G, Ruttermann S. Color stability of resin-based filling materials after aging when cured with plasma or halogen light. *European Journal of Oral Sciences*. junio de 2005;113(3):251-7.
51. Ferracane JL. Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dental Materials*. marzo de 2006;22(3):211-22.
52. Micali B, Basting R. Effectiveness of composite resin polymerization using light-emitting diodes (LEDs) or halogen-based light-curing units. *Braz Oral Res*. julio de 2004;18(3):266-70.
53. Rueggeberg FA, Giannini M, Arrais CAG, Price RBT. Light curing in dentistry and clinical implications: a literature review. *Brazilian Oral Research [Internet]*.

28 de agosto de 2017 [citado 9 de enero de 2019];31(suppl 1). Disponible en:
http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1806-83242017000500206&lng=en&tlng=en

54. Rueggeberg FA. State-of-the-art: Dental photocuring—A review. *Dental Materials*. enero de 2011;27(1):39-52.
55. Light curing on a grand scale: Ultradent launches new VALO Grand. *Australasian Dental Practice*. 2016;

ANEXOS


ANEXO N° 1. MATRIZ DE CONSISTENCIA

PROBLEMA	OBJETIVOS	HIPÓTESIS	METODOLOGÍA	RESULTADOS	CONCLUSIONES
<p>Problema principal:</p> <p>¿Cuál será la resistencia compresiva in vitro de una resina modificada ionómero de vidrio pre-reaccionado en superficie y otras resinas híbridas?</p>	<p>Objetivo principal:</p> <p>Evaluar la resistencia compresiva in vitro de una resina modificada con ionómero de vidrio pre-reaccionado en superficie y otras resinas híbridas.</p>	<p>Hipótesis principal:</p> <p>La resina modificada con tecnología s-prg presenta mayor resistencia al desgaste que otras resinas compuestas nanohíbridas.</p>	<p>Estudio de tipo: Transversal y Prospectivo</p> <p>Nivel: Explicativo</p>	<p>La resistencia compresiva In Vitro de los materiales restauradores se presentó en el siguiente orden de mayor a menor: Resina Filtek P60 3M > Resina Beautiful II Shofu; Resina Filtek P60 3M > Resina Tetric N ceram. Siendo la diferencia estadísticamente significativa ($p < 0,05$).</p>	<p>La resistencia compresiva in vitro entre las resinas modificadas evaluadas siendo la de mejor resistencia la resina Filtek P60 3M, seguido por la resina Beautiful II Shofu, y por último esta la Tetric N-Ceram</p>
<p>Problemas secundarios</p>	<p>Objetivos secundarios</p>	<p>Hipótesis secundarias</p>	<p>Población y muestra</p>		
<p>1.- ¿Cuál es la resistencia compresiva in vitro</p>	<p>1.- Determinar la resistencia compresiva in vitro</p>	<p>1.- No se plantea hipótesis debido a</p>	<p>La población estuvo conformada por 90</p>	<p>1.- La media de la resistencia compresiva en la</p>	<p>1.- La resistencia compresiva in vitro de la resina</p>

de la resina modificada con ionomero de vidrio pre-reaccionado en superficie con fotopolimerización de luz LED?	de la resina modificada con 64otopoli de vidrio pre-reaccionado en superficie con fotopolimerización de luz LED.	que es un objetivo de tipo descriptivo.	especimenes entre los cuales se evaluarán las resinas Tetric ®N Ceram, Beautiful II® y Filtek P60® .	resina Beautifill II Shofu fue $293,94 \pm 32,49$ Mpa.	Beautiful II Shofu es de $293,94 \pm 32,49$ Mpa.
2.- ¿Cuál es la resistencia compresiva in vitro de la resina híbrida Tetric N Ceram con fotopolimerización de luz LED?	2.- Determinar la resistencia compresiva in vitro de la resina híbrida Tetric N Ceram con fotopolimerización de luz LED.	2.- No se plantea hipótesis debido a que es un objetivo de tipo descriptivo.	La muestra incluida en nuestro estudio se conformó por 30 especímenes entre los cuales se evaluaron las resinas Tetric® N Ceram, Beautiful II® y Filtek P60®, siendo incluido a 10 especimenes en cada caso.	2.- La media de la resistencia compresiva en la resina híbrida Tetric N ceram fue $251,96 \pm 50,25$ Mpa	2.- La resistencia compresiva in vitro de la resina Tetric N Ceram es de $251,96 \pm 50,25$ Mpa
3.- ¿Cuál es la resistencia compresiva in vitro de la resina Filtek P60 3M con fotopolimerización de luz LED?	3.- Determinar la resistencia compresiva in vitro de la resina Filtek P60 3M con fotopolimerización de luz LED.	3.- No se plantea hipótesis debido a que es un objetivo de tipo descriptivo.		3.- La media de la resistencia compresiva en la resina híbrida Filtek P60 3M fue $374,06 \pm 36,28$ Mpa	3.- La resistencia compresiva in vitro de la resina Filtek P60 3M es de $374,06 \pm 36,28$ Mpa.
4. ¿Cuál sera, en comparacion, el material restaurador que	4. Comparar la resistencia compresiva In Vitro de la resina				

ofrece mayor resistencia a la compresion fotopolimerizada con luz LED?	modificada con ionomero de vidrio pre-reaccionado en superficie y otras resinas hibridas con fotopolimerización de luz LED.				
--	---	--	--	--	--

ANEXO N° 2. DOCUMENTOS PARA LA EJECUCIÓN DEL PROYECTO DE TESIS



**Universidad
Norbert Wiener**

Lima, 30 de mayo del 2019

CARTA N° 381-05-020-2019-DFCS-UPNW

Ingeniero:
RONAL PERALTA BEGAZO
*Responsable del Laboratorio "CTE MATERIALES PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA
DEL PERÚ"*
San Miguel


Presente. -

De mi consideración:

Es grato dirigirme a Usted, para expresarle mi cordial saludo y a la vez presentarle a la señorita **ROSA VICTORIA BARRERA LUNA** con DNI N° 71419380 código a210200594, Bachiller de Odontología de la Universidad Privada Norbert Wiener **EAP de ODONTOLOGIA**, quien solicita efectuar la recolección de datos para su proyecto de investigación titulado "ANÁLISIS COMPARATIVO IN VITRO DE LA RESISTENCIA COMPRESIVA DE UNA RESINA MODIFICADA CON IONÓMÉRICO DE VIDRIO PRE-REACCIONADO EN SUPERFICIE Y OTRAS RESINAS HÍBRIDA, LIMA 2019". Por lo que le agradeceríamos su gentil atención al presente.

Sin otro en particular, me despido.

Atentamente,



Enrique Soria
Docente
Facultad de Ciencias de la Salud
Universidad Privada Norbert Wiener S.A.

uwienner.edu.pe info@uwienner.edu.pe / 706 5555 - 706 6100 Av. Arequipa 440, Lima / J. Lombrey y Urmas 110, Lima / Av. Pich. Thomas 2021, Lima

CARTA DE PRESENTACION PARA EL LABORATORIO DE LA PUCP

CARTA DE COMPROMISO

Yo, Rosa Victoria Barreto Luna
identificado con DNI: 71419380, tesista de la Universidad
Privada Norbert Wiener, habiendo leído y
entendido los Lineamientos Principales de Trabajo del Laboratorio de Materiales, me
comprometo a:

1. Seguir y adoptar los Lineamientos Principales de Trabajo del Laboratorio de Materiales.
2. Hacer una mención de agradecimiento al Laboratorio de Materiales en la publicación de mi tesis, deberé entregar una copia de la mención al Laboratorio de Materiales.
3. Registrar el tipo y cantidad de ensayos que se realizarán.
4. Haber realizado una revisión bibliográfica adecuada de los ensayos que deseo realizar.


Firma del Tesista


Firma del Asesor

Fecha:

Fecha: 09 DE JUNIO 2019

IN LUGAR DE
RUBRO G.
CO-1181
ENC. 09/06
ENC. 09/06

CARTA DE COMPROMISO PARA LA EJECUCION DEL PROYECTO

ANEXO N° 3: IMÁGENES SOBRE EL PROCESAMIENTO Y LA RECOLECCION DE DATOS



RESINAS BEAUTIFUL II SHOFU, TETRIC N CERAM Y FILTEK P60 3M.



MATERIALES UTILIZADOS PARA LA VALORACIÓN DE LA RESISTENCIA



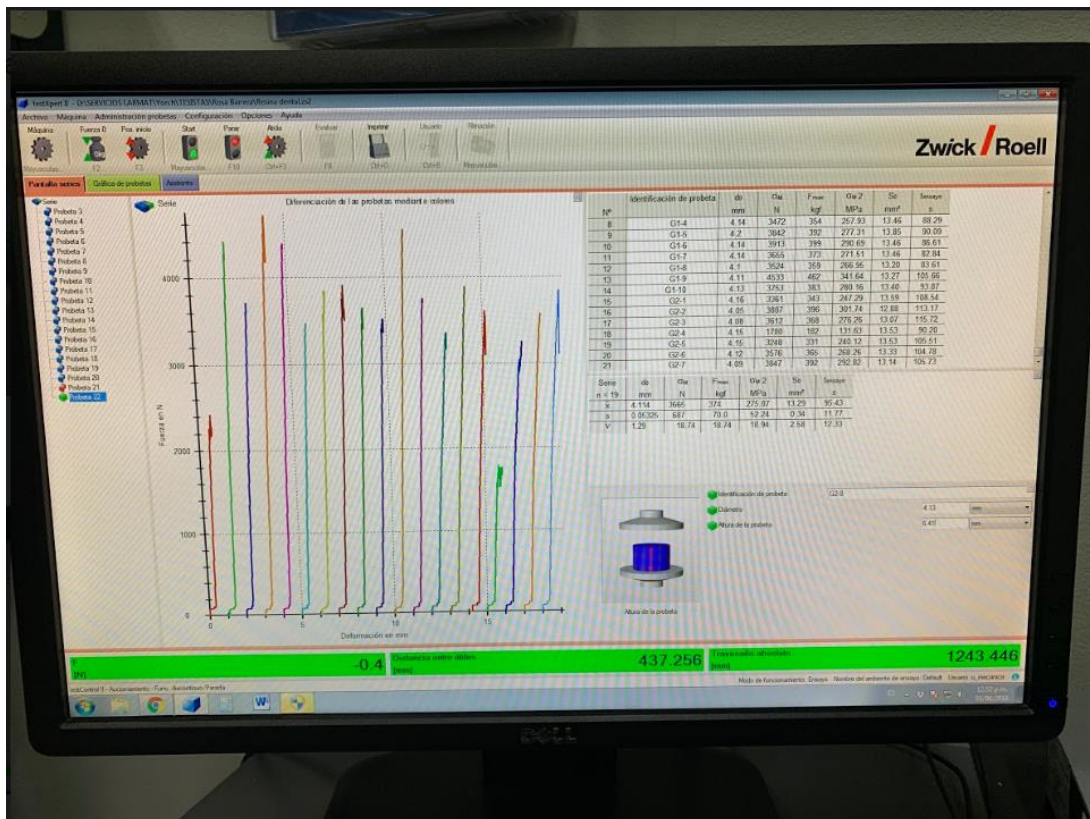
ALMACENAMIENTO DE LOS ESPECIMENES



TOMA DE LAS MEDIDAS ESPECIFICAS DE CADA ESPECIMEN



ESPECIMEN SOMETIDO A LA FUERZA DE COMPRESION DE LA MAQUINA DE ENSAYOS UNIVERSAL



ALMACENAMIENTO DE DATOS OBTENIDOS POR CADA ENSAYO

