

UNIVERSIDAD NACIONAL HERMILIO VALDIZAN MEDRANO

FACULTAD DE MEDICINA

ESCUELA PROFESIONAL DE ODONTOLOGÍA



**“MICRODUREZA SUPERFICIAL ENTRE DOS RESINAS COMPUESTAS A
BASE DE ZIRCONIA, SEGÚN EL MOMENTO DEL PULIDO: ESTUDIO IN
VITRO”**

**TESIS PARA OBTAR EL TITULO PROFESIONAL
DE CIRUJANO DENTISTA**

TESISTAS:

Bach. HUAVIL ORTEGA, Kiabet Luisa

Bach. NIEVES CÉSPEDES, Lizeth

ASESOR:

MsC. CD. CHÁVEZ LEANDRO, Miguel Nino

HUÁNUCO-PERÚ

2019

DEDICATORIA

Agradecemos a Dios por habernos permitido llegar hasta este punto y habernos dado salud para lograr nuestros objetivos, además de su infinita bondad y amor.

A mi madre Hermidia, por haberme apoyado en todo momento, por sus consejos, sus valores, por la motivación constante que me ha permitido ser una persona de bien, pero más que nada, por su amor.

Kiabet Luisa, HUAVIL ORTEGA

A mis padres Francisco y Zenaida, por los ejemplos de perseverancia y constancia que los caracterizan y que me han infundado siempre, por el valor mostrado para salir adelante y por su amor. A Zenaida por ser el ejemplo de una hermana mayor y de la cual aprendí aciertos y de momentos difíciles.

Lizeth, NIEVES CÉSPEDES

RESUMEN

Objetivos: Determinar la microdureza superficial entre dos resinas compuestas a base de Zirconia según el momento de pulido, estudio in vitro. **Metodología:** La muestra estuvo conformada por 32 bloques cilíndricos de 6mm de diámetro por 6mm de altura de los cuales 16 bloques fueron elaborados con resina VITTRA APS (FGM) y 16 bloques con resina FORMA (ULTRADENT). Estas muestras a su vez fueron subdivididas en 2 grupos según el momento de pulido, es decir 8 muestras pulidas inmediatamente después de la preparación de la muestra y 8 muestras fueron pulidas después de las 24 horas de preparadas las muestras, El pulido se realizó con discos de óxido de aluminio (Sof-lex) de grano grueso a grano fino, Por último se realizó la medición de la dureza superficial de los grupos mediante el ensayo Vickers. Se realizó la Prueba de T – Stundet, Anova y Tukey. **Resultados:** En los resultados estadísticos de la resina compuesta FORMA – ULTRADENT de pulido inmediato, se halló la Media = 38.68, la Moda = 32.89, como valor Mínimo 32.89 y Máximo de 42.58; así mismo en los resultados estadísticos con la misma resina compuesta, pero pulido después de 24 horas; se halló la Media = 32.50, la Moda = 32.96, como valor Mínimo 26.75 y Máximo de 38.85, de la misma forma en los resultados estadísticos de la resina compuesta VITTRA – FGM de pulido inmediato, se halló la Media = 37.34, la Moda = 32.50, como valor Mínimo 32.50 y Máximo de 44.92; así mismo en los resultados estadísticos de la misma resina compuesta, pero pulido después de 24 horas; se halló la Media = 35.49, la Moda = 32.45, como valor Mínimo 32.45 y Máximo de 42.78. **Conclusiones:** Los valores encontrados mostraron que la Resina VITTRA - FGM al pulido inmediato mostró una media de 37.3375HV y pulido después de 24 horas la media de 35.4863HV siendo más estable en comparación de la resina FORMA – ULTRADENT al pulido inmediato obtuvo la media de 38.6825HV y pulido después de 24 horas una media de 32.50 siendo menos estable.

SUMMARY

Objectives: To determine the surface microhardness between two Zirconia-based composite resins according to the polishing moment, in vitro study. **Methodology:** The sample consisted of 32 cylindrical blocks of 6mm diameter by 6mm height of which 16 blocks were made with VITTRA APS resin (FGM) and 16 blocks with FORMA resin (ULTRADENT). These samples were in turn subdivided into 2 groups according to the polishing moment, ie 8 samples polished immediately after the sample preparation and 8 samples were polished after 24 hours of prepared samples. The polishing was done with discs from coarse-grained aluminum oxide (Sof-lex) to fine grains. Lastly, the superficial hardness of the groups was measured by the Vickers test. The T - Student, Anova and Tukey test was performed. **Results:** In the statistical results of the immediate polished FORMA - ULTRADENT composite resin, the Mean = 38.68, the Fashion = 32.89, as the Minimum value 32.89 and the Maximum of 42.58; likewise in the statistical results with the same composite resin, but polished after 24 hours; the Mean = 32.50, the Fashion = 32.96 was found, as the Minimum value 26.75 and the Maximum of 38.85, in the same way in the statistical results of the composite resin VITTRA - FGM of immediate polishing, the Mean = 37.34 was found, the Fashion = 32.50, as Minimum value 32.50 and Maximum of 44.92; likewise in the statistical results of the same composite resin, but polished after 24 hours; the Mean = 35.49 was found, the Fashion = 32.45, as the Minimum value 32.45 and the Maximum of 42.78. **Conclusions:** The found values showed that the VITTRA - FGM resin to the immediate polishing showed an average of 37.3375HV and polished after 24 hours the average of 35.4863HV being more stable compared to the resin FORMA - ULTRADENT to the immediate polishing obtained the average of 38.6825HV and polished after 24 hours an average of 32.50 being less stable.

INDICE

INTRODUCCIÓN	7
I. EL PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN:	8
1.1 IDENTIFICACIÓN Y PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	8
1.2 DELIMITACIÓN DE LA INVESTIGACIÓN	10
1.3 FORMULACIÓN DEL PROBLEMA	11
1.4 FORMULACIÓN DE OBJETIVOS	11
1.5 JUSTIFICACIÓN E IMPORTANCIA DE LA INVESTIGACIÓN	12
1.6 LIMITACIONES DE LA INVESTIGACIÓN	13
II. MARCO TEÓRICO	14
2.1 ANTECEDENTES INTERNACIONALES DE ESTUDIOS REALIZADOS	14
2.2 ANTECEDENTES NACIONALES DE ESTUDIOS REALIZADOS	24
2.3 BASES TEÓRICAS Y CIENTÍFICAS	33
2.3.1 HISTORIA DE LAS RESINAS	33
2.3.2 CLASIFICACIÓN CRONOLÓGICA DE LAS RESINAS	34
2.3.3 RESINAS COMPUESTAS	36
2.3.4 ZIRCONIO COMO MATERIAL EN ODONTOLOGÍA	53
2.3.5 RESINAS COMPUESTAS USADAS EN EL ESTUDIO	59
2.3.7 DUREZA SUPERFICIAL	66
2.3.8 MÉTODOS EMPLEADOS PARA MEDIR LA DUREZA	70
2.4 DEFINICIÓN DE TÉRMINOS BÁSICOS	75
2.5 FORMULACIÓN DE HIPÓTESIS:	76
2.6 IDENTIFICACIÓN DE VARIABLES	78
2.7 IDENTIFICACIÓN OPERACIONAL DE VARIABLES, DIMENSIONES E INDICADORES	78
III. MARCO METODOLÓGICO	79
3.1 TIPO Y NIVEL DE INVESTIGACIÓN	79
3.2 DISEÑO Y MÉTODO DE LA INVESTIGACIÓN	79
3.3 DETERMINACIÓN DE LA POBLACIÓN Y MUESTRA	80
3.4 TÉCNICAS E INSTRUMENTOS DE RECOLECCIÓN DE DATOS	81
3.5 TÉCNICAS DE PROCESAMIENTO, ANÁLISIS DE DATOS	83
IV. RESULTADOS	85

V. DISCUSIÓN	94
CONCLUSIONES	97
RECOMENDACIONES	99
VI. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	100
ANEXO	109

INTRODUCCIÓN

En la década de 1960 las resinas compuestas fueron introducidas para la restauración de las piezas dentarias; con el tiempo las resinas compuestas fueron alcanzando un papel importante dado a su apariencia estética, capacidad de resistencia, dureza y entre otras propiedades que lo hace más versátil.

Considerando que en los últimos años las resinas compuestas han ido evolucionando en sus propiedades, junto con la creciente demanda de perfección estética, los odontólogos recomiendan usar compuestos a base de resina que presentan un adecuado comportamiento clínico y mejores propiedades físicas, como el aumento de la resistencia al desgaste y mayor dureza superficial, ya que están formadas por nanopartículas, así como rellenos de metal cerámico, partículas de zirconia, entre otros; lo que mejora su superficie facilitando el modelado y pulido final con un mejor acabado estético.

La dureza es un componente determinante en el éxito de las restauraciones, es por eso que la dureza determina el grado de deformación de un material y se acepta generalmente como una propiedad importante en comparación a la estructura del diente.

Lo que buscó este estudio es analizar el comportamiento de microdureza superficial entre dos resinas compuestas a base de Zirconia resientes en el mercado, como son: VITTRA de la marca FGM y FORMA de la marca ULTRADENT y así poder determinar cuál presenta mayor microdureza superficial teniendo en cuenta que ambas resinas tiene dentro de su composición mayor porcentaje de Zirconia como nueva fórmula con la finalidad de mejorar su dureza, por consiguiente las obturaciones tendrán un mejor pronóstico en boca.

Existe controversia sobre el momento para realizar el pulido de restauraciones de materiales compuestos. Aunque algunos fabricantes recomiendan realizar el procedimiento inmediatamente después de la restauración, y otros esperar 24 horas para poder realizar el pulido.

I. EL PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN:

1.1 IDENTIFICACIÓN Y PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

En los últimos años las resinas compuestas han ido mejorando en sus diferentes propiedades, esto se debe a que van modificando su estructura, añadiendo algunos componentes tales como la zirconia que le da mayor resistencia al desgaste⁽¹⁾; de tal manera que en la actualidad nos brindan una mejor estética y mayor durabilidad, ya que las resinas compuestas han logrado posicionarse en el mercado, dejando de lado al material restaurador convencional como es la amalgama dental utilizada por los odontólogos durante más de un siglo, ya que está comprobada su durabilidad, facilidad de manipulación, bajo precio en el mercado, en comparación de los demás materiales de restauraciones actuales y sobre todo altamente resistente al desgaste⁽²⁾; de tal manera que la amalgama dental puede resistir cargas masticatorias muy altas; una de las desventajas de la amalgama dental es el color que al no ser estético fue desplazados por otros materiales restauradores. En muchos años intentaron imitar las propiedades físicas de la amalgama en los nuevos composites, pero no han logrado obtener las mismas propiedades de la amalgama en cuanto a su microdureza superficial; Es por eso que las resinas compuestas evolucionaron por generaciones ofreciéndonos cada vez excelente características como un buen pulido, acabado, textura, brindándonos también diferentes grados de opacidad, diversos matices, fluorescencia, baja absorción de agua, menos contracción de polimerización, y sobre todo mayor dureza para así soportar las fuerzas

masticatorias y de esa manera mantenerse estables en la cavidad bucal al paso del tiempo. Para obtener mayor éxito con la propiedad de dureza de las resinas, éstas deben ser sometidas a la etapa de pulido ya que nos permite obtener una textura lisa, brillo, mejor anatomía; así podremos garantizar mayor longevidad a nuestras restauraciones. Algunos fabricantes proponen que esperemos 24 horas para poder realizar el pulido, ya que en la primera cita aún existen áreas que no han completado su polimerización, sin embargo, en la práctica la mayoría de los profesionales realizan el pulido inmediatamente ya sea por comodidad del paciente, para no retornar a una segunda sesión, u otros motivos. Se busca de esta manera determinar el grado de mayor microdureza superficial según el momento de pulido en una restauración utilizando una resina nanohíbrida y otra con nanopartículas.⁽³⁾

El proyecto surge de la incertidumbre que se tiene al momento de elegir la resina idónea para realizar nuestros procedimientos en el Pregrado de la Clínica Odontológica de la Universidad Nacional “Hermilio Valdizán Medrano”, frente a las diversas resinas que el mercado nos ofrece, entre ellas resaltaban la resistencia a la fractura según su propiedad de microdureza, garantizando así mayor permanencia del material restaurador en la cavidad oral, es por eso que se decidió investigar la microdureza superficial entre dos resinas compuestas que tiene como componente principal la zirconia.

Es por esta razón que el investigador se ha preocupado por saber el grado de microdureza que existen entre las resinas que utiliza y más aun de las que son nuevas en el mercado aquellas que ofrecen mejores

características, ya que éste conocimiento servirán al profesional como indicador de mayor permanencia en boca del material utilizado.

El presente trabajo surgió ante la necesidad de comprobar si las resinas recientemente fabricadas superan los estándares de alteraciones de microdureza según el momento de pulido ya sea inmediato y después de 24 horas, según las características que manifiesta su fabricante, debería tener propiedades de dureza mayores a las resinas convencionales, tal hecho será analizado pues nuestro estudio.

El propósito de éste estudio es que con los datos obtenidos se recomienda la resina más apropiada para ser empleada en el uso Clínico referente al momento de pulido; y que garantice mayor permanencia en boca y que no sea afectada por los cambios naturales que existen en nuestros sistema masticatorio como pueden ser las fuerzas masticatorias.

1.2 DELIMITACIÓN DE LA INVESTIGACIÓN

El trabajo se encuentra delimitado a un Área de Análisis de Laboratorio, que busca comprobar las propiedades de microdureza de dos diferentes tipos de resina, que son: Resina Compuesta con Nanoparticulas VITTRA APS (FGM) y la Resina Compuesta Nanohibrida FORMA (ULTRADENT), teniendo en cuenta los momentos de pulido, ya sea al instante o después de las 24 horas de haber fotocurado la resina.

1.3 FORMULACIÓN DEL PROBLEMA

1.3.1 Problema Principal:

¿Cuál es la diferencia entre la microdureza superficial de dos resinas compuestas a base de zirconia, según el momento del pulido?

1.3.2 Problemas Específicos:

- ¿Cuál es la microdureza superficial de la resina compuesta a base de zirconia VITTRA APS (FGM), al pulido inmediato?
- ¿Cuál es la microdureza superficial de la resina compuesta a base de zirconia VITTRA APS (FGM), pulido a las 24 horas?
- ¿Cuál es la microdureza superficial de la resina compuesta a base de zirconia FORMA (ULTRADENT), al pulido inmediato?
- ¿Cuál es la microdureza superficial de la resina compuesta a base de zirconia FORMA (ULTRADENT), pulido a las 24 horas?
- ¿Existen diferencias entre la microdureza superficial de las resinas compuestas según tipo de resina elegida y tiempo de pulido?

1.4 FORMULACIÓN DE OBJETIVOS

1.4.1 Objetivo General:

- Determinar la microdureza superficial entre dos resinas compuestas a base de zirconia según el momento de pulido, estudio in vitro.

1.4.2 Objetivo Específicos:

- Calcular la microdureza superficial de la resina compuesta a base de zirconia VITTRA APS (FGM), al pulido inmediato.
- Calcular la microdureza superficial de la resina compuesta a base de zirconia VITTRA APS (FGM), pulido a las 24 horas.
- Calcular la microdureza superficial de la resina compuesta a base de zirconia, FORMA (ULTRADENT) al pulido inmediato.
- Calcular la microdureza superficial de la resina compuesta a base de zirconia, FORMA (ULTRADENT) pulido a las 24 horas.
- Comparar las diferencias de la microdureza superficial entre las dos resinas empleadas y según el tiempo de pulido.

1.5 JUSTIFICACIÓN E IMPORTANCIA DE LA INVESTIGACIÓN

En la actualidad existen poca literatura y/o publicaciones sobre las propiedades físicas químicas de las resinas compuestas a base de zirconia, como vienen a hacer la microdureza superficial; ya que ésta característica es primordial y la podemos relacionar con la resistencia al desgaste o fractura.

No existen muchos estudios sobre la microdureza superficial de estas resinas a base de zirconia ya que es un nuevo producto que está siendo distribuido por algunas casas comerciales como lo es: VITTRA APS (FGM) y FORMA (ULTRADENT).

La presente investigación aporta información actualizada, acerca de la microdureza superficial de dos resinas compuestas a base de Zirconia, Siendo novedosas en el mercado odontológico.

1.6 LIMITACIONES DE LA INVESTIGACIÓN

- En la ciudad de Huánuco no existe un laboratorio implementado con equipamiento necesario para evaluar y medir la microdureza del material, por lo que se tendrá que realizar en un laboratorio especializado en la capital de país.
- Para tener certeza del comportamiento completo de un material, se necesitan equipos adecuados, es por eso que sólo se evaluará uno de las propiedades.
- Existe escasa información que garantice el mayor grado de microdureza superficial que nos ofrecen, las resinas compuestas en estudio.

II. MARCO TEÓRICO

2.1 ANTECEDENTES INTERNACIONALES DE ESTUDIOS REALIZADOS

Bravo G. (Ecuador 2017) “Microdureza superficial de dos resinas compuestas frente a la acción de una bebida carbonatada: estudio in vitro”. El Objetivo es comparar la microdureza superficial entre un composite de nanorelleno, y un composite nanohíbrido frente a la acción de una bebida de carbonatada, La Metodología que experimental puesto que se utilizó un microdurómetro Vickers para medir la microdureza superficial de las muestras, se utilizó probetas de muestras de dos diferentes resinas compuestas, una resina nanohibrida Tetric N-Ceram Bulk Fill y una resina nanorelleno Filtek Z350 XT en lo que se realizó la microdureza superficial luego de inmersión en cerveza. En los Resultados se obtuvo de la dos resinas compuestas al ser sumergidas en la bebida carbonatada (cerveza), se encontró que la resina Filteck Z350 XT presentaba un valor de dureza de 90.5kg/mm² y la resina Tetric N-Ceram Bulk Fill un valor de 66.6 kg/mm². Con ésta Tesis se Concluyó que existió una pérdida significativa de la microdureza en ambos grupos, pero esta fue mayor en la resina Tetric N-Ceram Bulk Fill.⁽⁴⁾

Blanco S., Frías S. (México 2017) “Resistencia a la compresión del ionómero de vidrio y de la resina compuesta. Estudio in vitro”. El Objetivo es Evaluar la resistencia a la compresión en restauraciones de ionómero de vidrio y de resina compuesta en cavidades clase I en

premolares. La Metodología, estudio experimental *in vitro*, para evaluar la resistencia a la compresión de dos tipos de materiales restaurador estomatológico, utilizando como objeto de estudio 52 dientes premolares birradiculares. 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. Las muestras grupales fueron sometidas a una fuerza vertical compresiva utilizando un texturómetro EZ-S SHIMADZU hasta lograr producir la fractura del material. Para evaluar la normalidad los datos obtenidos se sometieron a la prueba Shapiro-Wilk que rechazó la hipótesis nula. El análisis de los datos totales se realizó a través del test t-Student para muestras independientes. En los Resultados de 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 intra-grupal se aprecia una diferencia significativa entre los dos grupos de resina e ionómeros a distinta profundidad ($p = 0.000155887$ y $p = 0.00257443$). Con este trabajo se Concluyó que 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 profundidad.⁽⁵⁾

Araujo P. (Ecuador 2017) “Influencia de líquidos modeladores de resina en la microdureza superficial de resinas de nanopartículas”. El objetivo es Establecer la influencia de los líquidos modeladores de resina sobre la microdureza de resinas de nanopartículas. La Metodología, en el presente estudio se obtuvo 6 grupos de estudio donde se preparó 10 muestras por cada uno. Primero se confeccionó matrices en forma de bloques con Acrílico Autopolimerizable Transparente que tuvo cavidades en los cuales se procedió a colocar las resinas de nanopartícula con los líquidos modeladores de resina: Wetting Resin y Modeling Resin. En los grupos las muestras fueron fotopolimerizadas con una lámpara Power Led U.S.A. Sobre las muestras se colocó glicerina, además fueron pulidas con un disco de fieltro más pasta diamantada. Las muestras se almacenaron en envases plásticos opacos con saliva artificial. Y finalmente fueron sometidas al microdurómetro. Los Resultados fueron que el grupo A (Resina de nanopartícula Ultradent sin líquido modelador de resina), el grupo B (Resina de nanopartícula Kerr sin líquido modelador de resina), el grupo C (Resina de nanopartícula Ultradent con líquido modelador de resina Wetting Resin Ultradent) tuvieron mayor microdureza en el estudio; mientras que el grupo D (Resina de nanopartícula Kerr con líquido modelador de resina Modeling Resin Kerr), el grupo E (Resina de nanopartícula Ultradent con líquido modelador de resina Modeling Resin Kerr) y el grupo F (Resina de nanopartícula Kerr con líquido modelador de resina Wetting Resin Ultradent) tuvieron menor microdureza. Hay que tener en cuenta que el grupo F se encontró entre los grupos A, B, C que muestran mayor microdureza y los grupos D, E que tienen menor

microdureza; además el grupo E se ubicó entre el grupo F y el grupo D que tiene el valor más bajo de microdureza que todos los otros grupos de estudio. Con los resultados que mostró este estudio in Vitro, se logró conocer que ambas resinas de nanopartícula (Ultradent, Kerr) que no se manipularon con líquidos modeladores de resina fueron las que presentaron mayor microdureza, sin embargo un resultado similar tuvo el grupo C donde el líquido modelador de resina Ultradent (Wetting Resin) mantuvo aproximadamente la microdureza de la resina de nanopartícula Ultradent. El grupo F y el grupo E por su ubicación mostró que el uso de líquidos modeladores de resina, en resinas de nanopartícula de otra marca comercial no disminuye la microdureza superficial de una manera significativa, aun así hubo una reducción de la microdureza en comparación a los grupos A, B, C. Y finalmente, en el Grupo D se mostró una disminución considerable de la microdureza superficial, sabiendo que se usó resina de nanopartícula y líquido modelador de resina de la misma marca comercial (Kerr). De acuerdo a la prueba ANOVA, la significancia del estudio fue de 0,00; por lo tanto la hipótesis de investigación H1 fue parcialmente aceptada, mientras que la hipótesis nula fue rechazada; debido a que los resultados muestran que los líquidos modeladores de resina si afectan a la microdureza superficial de las resinas de nanopartícula, a excepción del grupo C donde la resina de nanopartícula mantuvo la microdureza superficial al ser manipulada por el líquido modelador de resina. Con esta tesis se concluyó que los grupos A, B (muestras manipuladas sin líquidos modeladores de resina) obtuvieron mayor microdureza que los grupos D, E, F (muestras

manipuladas con líquidos modeladores de resina). Sin embargo, el grupo C obtuvo valores similares de microdureza superficial que el grupo A, B.
(6)

Canencia M. (Ecuador 2017) “Microdureza de una resina de micropartículas utilizada en clínicas de la facultad de odontología sumergida a bebidas carbonatadas”.

El Objetivo es analizar la microdureza de una resina de micropartículas utilizada en clínicas de la Facultad de Odontología sumergida a bebidas carbonatadas. La Metodología, se realizó con una resina de micropartículas que es utilizada en Clínicas de la Facultad de Odontología de la Universidad Central del Ecuador, Analizar la Microdureza de una resina de micropartículas utilizada en clínicas de la Facultad de Odontología sumergida a bebidas carbonatadas, a partir de 48 bloques fabricados de resina se sumergió por un tiempo de diez minutos por cinco días, creando condiciones similares a las de la cavidad oral, cuando se consumen estas bebidas, al finalizar esta exposición se llevó al microdurometro para constatar que bebida desgastó más la superficie de la resina de micropartículas, al entrar en contacto la resina de micropartículas a las bebidas carbonatadas. En los Resultados los bloques de resina presentaron pérdida significativa para ambos grupos siendo la bebida Coca-Cola cual produjo mayor pérdida de microdureza de la resina de micropartículas que la bebida Sprite. Las bebidas carbonatadas tuvieron efectos sobre la microdureza de la resina de micropartículas, alterando prematuramente las propiedades de resinas compuestas. Con

esta tesis se Concluyó que las bebidas carbonatadas tuvieron efectos sobre la microdureza de la resina de micropartículas, alterando prematuramente las propiedades de resinas compuestas.⁽⁷⁾

Dionysopoulos D, Tolidis K, Sfeikos T, Karanasiou C, et al. (Grecia 2017) “Evaluación de la microdureza superficial y la resistencia a la abrasión de dos materiales de cemento de ionómero de vidrio dental después del tratamiento con calor radiante” El Objetivo de este estudio fue evaluar el efecto de un tratamiento de calor radiante utilizando una unidad dental LED en la microdureza de la superficie y la resistencia a la abrasión después de la simulación de cepillado de dos materiales GIC convencionales. Metodología, en esta investigación se estudiaron dos materiales GIC convencionales: Ketac Fil Plus Aplicap e IonoStar Molar. Se prepararon veinte especímenes en forma de disco (n = 10) de cada GIC (7 mm x 2 mm) utilizando moldes cilíndricos de teflón. Las muestras del Grupo 1 se dejaron en el molde para establecer sin ningún tratamiento, mientras que en el Grupo 2 después de la colocación en el molde, las muestras se irradiaron durante 60 segundos en la superficie superior utilizando una unidad de fotopolimerización LED. La simulación del cepillado de dientes se llevó a cabo utilizando un cepillo de dientes eléctrico comercial que se fijó en un dispositivo construido que permitió que las cabezas de los cepillos se alinearan paralelas a la superficie de las muestras y para controlar la presión, con los siguientes parámetros: carga del cepillo de dientes estandarizado a 250 g, el cabezal del cepillo de dientes de dureza media y el sentido de rotación cambian

cada 30 segundos. Resultados, el mecanismo de prueba de abrasión del cepillo de dientes, basado en una frecuencia de 1,25 Hz durante 10,000 ciclos, fue equivalente a 800 días (~ 2 años) de cepillado. La dureza de la superficie, la rugosidad de la superficie y la pérdida de la superficie después del procedimiento abrasivo se evaluaron mediante el método de Vickers y la interferometría de barrido vertical. Conclusión, los datos se analizaron estadísticamente utilizando ANOVA de una vía y la prueba post hoc de Tukey ($\alpha = 0.05$). El tratamiento con calor radiante aumentó la microdureza de la superficie y disminuyó la rugosidad de la superficie y la pérdida de la superficie después de los procedimientos abrasivos de ambos materiales GIC probados, pero en diferente grado. Entre los materiales GIC probados hubo diferencias significativas en sus propiedades probadas ($p < 0.05$).⁽⁸⁾

Arun M, Steffy S, Kanita R, et al. (India 2016) “Exposición repetida de bebidas ácidas en materiales de restauración estética: Un estudio de microdureza de superficie in vitro”. Éste estudio tiene como Objetivo evaluar los cambios en la microdureza de la superficie de los materiales de restauración estética después del tratamiento con bebidas ácidas in vitro. Metodología, Se registró la microdureza superficial inicial de los materiales restauradores GC Fuji II LC, GC Fuji IX, ionómero Nano Glass, resina y Nano composite. Estos materiales se estudiaron en 3 grupos que incluían los expuestos diariamente a las bebidas ácidas, semanalmente una vez al mes y los que no tenían ninguna exposición. La microdureza final de la superficie de los materiales se registró después de

la experimentación y se sometió a comparaciones estadísticas. Resultados: Los materiales restaurativos se compararon por sus cambios de microdureza en la superficie después de los tratamientos respectivos utilizando la prueba T y el análisis ANOVA de una vía. Las comparaciones cruzadas entre los grupos mostraron significación estadística ($p < .05$), cuando se trataron con ambas bebidas. Los cinco materiales restauradores revelaron pérdida de microdureza superficial; la reducción máxima observada con el cemento de ionómero Nano glass probado ($p < .0005$). Conclusiones, la microdureza de la superficie de los materiales restauradores se redujo notablemente en exposiciones repetidas con bebidas ácidas; El producto con ácido fosfórico produce la máxima pérdida de microdureza superficial. ⁽⁹⁾

Furtado F, Jendiroba J, Guenka R. (Brazil 2016) “Influencia de la fuente de luz y la distancia de fotopolimerización en la microdureza de resina compuesta”. El Objetivo de éste estudio es evaluar in vitro la influencia de dos fuentes de luz en microdureza de resina compuesta en diferentes distancias de fotopolimerización. En la Metodología se utilizaron dos fuentes de luz (halógena, LED) para fotopolimerizar la resina compuesta (Filtek Z250; Esthet-X) en diferentes distancias de superficie (1,2,3 y 4 mm), totalizando 96 muestras. Se realizó una prueba de microdureza Knoop en las caras superior e inferior de las muestras. Los datos fueron sometidos a las pruebas ANOVA y Fisher ($\alpha = 5\%$). En los Resultados se observó una diferencia significativa ($p < 0.05$) entre las resinas, en la que Z250 presentó valores más altos que Esthet-X ($p < 0.05$). También hubo diferencias entre el halógeno y el LED, donde el

halógeno mostró mejores resultados con Z250 y el LED con Esthet-X. La superficie superior presentó un mejor valor ($p < 0.05$) en comparación con la superficie inferior. Se Concluye que la fuente de luz y la distancia de fotopolimerización influyeron en la microdureza de resina compuesta, que tuvo propiedades menores con el aumento de la distancia de fotopolimerización.⁽¹⁰⁾

Taron A, Frías S. (Colombia 2015) “Comparación de la dureza superficial de diferentes tipos de materiales restauradores en premolares birradiculares, un estudio in vitro”. El Objetivo es Evaluar y comparar la dureza superficial en restauraciones con ionómero de vidrio y de resina compuesta en cavidades clase I según Black en premolares birradiculares. En la Metodología se realizó un estudio descriptivo, comparativo in vitro donde se midió la dureza de dos tipos de materiales restauradores odontológicos, en cavidades clase I a dos distintas profundidades diseñadas en 32 premolares birradiculares. Distribuidos en 4 grupos con características distintas entre ellos, ya fuera por el material restaurador (ionómero de vidrio, resina compuesta) o por la profundidad de la cavidad (2-4 mm). Todas las muestras de cada grupo fueron sometidos a una fuerza vertical monitorizada a través del texturómetro EZ-S SHIMADZU hasta producir la fractura del material. Para evaluar la normalidad los datos obtenidos se sometieron a la prueba Shapiro Willk que rechazó la hipótesis nula. El análisis de los datos totales se realizó a través del test T de Student para muestras independientes. En los Resultados, se evaluaron las durezas de la resina a 2 y 4 mm y el

ionómero de vidrio a las mismas profundidades, encontrando una diferencia estadística a favor de la resina compuesta frente al ionómero de vidrio en ambas profundidades ($p=0,000001445$ y $p=2,99E-9$) y, en la comparación intragrupal, sólo diferencia significativa entre los dos grupos de resina a distinta profundidad ($p=0,016$). Con este trabajo se Concluyó que los órganos dentarios con cavidades de 4 mm de profundidad que fueron restaurados con resina Tetric N-Ceram evaluados presentan mayor dureza que los restaurados con resina Vitremer a 2 y 4 mm y que la misma resina a 2 mm de profundidad.⁽¹¹⁾

Jácome J. (Ecuador 2015) “Microdureza superficial de tres resinas compuestas nanohíbridas y tres resinas compuestas fluidas de diferentes casas comerciales frente a la acción de una bebida carbonatada (coca cola): evaluación in vitro”. El Objetivo es investigar la microdureza superficial como un factor dentro de las resinas compuestas nanohíbridas y fluidas difieren por cada casa comercial, más aun cuando son sometidas a la acción de sustancias carbonatadas. Para la Metodología se seleccionó 3 diferentes grupos de estudio, el primero de una resina compuesta microhíbrida, el segundo de una resina compuesta fluida y el tercero de un ionómero vitreo los cuales fueron sometidos a la acción de una bebida carbonatada. Para la investigación se seleccionó un grupo de estudio y un grupo de control denominados como grupo A y grupo B respectivamente, para cada clase de resina tanto nanohíbrida como fluida, el grupo A fue expuesto a cierto factor de riesgo como es el caso de la bebida carbonatada (Coca Cola) con un determinado pH mientras que el grupo B

se mantuvo en suero fisiológico. Los Resultados obtenidos en esta investigación demuestran que la microdureza superficial de las resinas compuestas nanohíbridas y fluidas se ven afectadas al ser sometidas a la bebida carbonatada (Coca-Cola), dichas resinas disminuyen estadísticamente significativa en su desgaste y ocasiona un tiempo de permanencia menor de las resinas en la boca como restauraciones. Se Concluyó una diferencia estadísticamente significativa entre las variaciones de la microdureza superficial en los seis tipos de resina nanohíbrida y fluida frente a la acción de la bebida carbonatada. ⁽¹²⁾

2.2 ANTECEDENTES NACIONALES DE ESTUDIOS REALIZADOS

Ajanlcríña T. (Perú 2016) “Efecto in vitro de la bebida carbonatada sobre la microdureza superficial de una resina microhíbrida y una resina de nanopartículas”. El Objetivo es determinar el efecto in vitro de la bebida carbonatada sobre a microdureza superficial de una resina microhíbrida Filtek Z250 y una de nanopartículas Filtek Z350. La Metodología correspondiente al ensayo clínico aleatorizado, se elaboraron probetas cilíndricas de 4 mm de diámetro por 2 mm de altura; 10 fueron elaborados con resina compuesta microhíbrida Filtek Z 250® 3M ESPE, USA y 10 con la resina reforzada con nanopartículas Filtek ZM 350® 3M-ESPE, USA, de acuerdo a la norma ISO 4090. Los bloques correspondientes a los grupos de estudio se colocaron en bebida carbonatada por un periodo de 10 minutos a temperatura ambiente, los bloques del grupo control se mantuvieron en suero fisiológico. Al cabo de este tiempo los bloques fueron enjuagados y secados, para luego ser

almacenados en suero fisiológico. La experiencia se realizó una vez al día, durante 7 días, en un intervalo de 24 horas. Las mediciones de la microdureza superficial tanto inicial y final se realizaron en un microdurometro marca Leco LMV-50V con cargas de 100 gramos y en escala de dureza Vickers, el análisis estadístico determinó diferencias significativas en los grupos experimentales. La caracterización de las resinas se realizó por microscopía SEM. Resultados, la resina microhíbrida Z 250® 3M ESPE, USA mostró una mayor microdureza superficial promedio en comparación a la resina reforzada con nanopartículas Filtek ZM 350® 3M-ESPE, USA; sin embargo la resina microhíbrida luego de ser sometida a la acción degradante de la bebida carbonatada disminuyó significativamente, por otro lado la resina con refuerzo de nanopartículas no mostró variación significativa en dureza superficial promedio. Se concluyó en que la microdureza superficial de la resina fue afectada significativamente luego de ser sometida a la acción ácida de la bebida carbonatada.⁽¹³⁾

Mezarina F. (Perú 2016) “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”. El Objetivo es comparar in vitro la resistencia a la compresión de las resinas compuestas Te- Econom Plus(Microhíbrida), Tetric N-Ceram (Nanohíbrida) y Tetric N- Ceram Bulk Fill (nanohíbrida). La Metodología del estudio fue experimental in vitro, para el cual se confeccionó 39 cuerpos de prueba de resina compuesta mediante una matriz metálica de dimensiones de 6mm de alto

y 4mm de diámetro y fueron agrupados en 3 grupos de 12 muestras cada uno. Grupo 1: Te-Econom Plus[®] -Ivoclar Vivadent, grupo 2: Tetric N-Ceram- Ivoclar Vivadent y grupo 3: Tetric N- Ceram Bulk Fill- Ivoclar Vivadent. En los grupos 1 y 2 se realizaron tres incrementos de 2mm con un tiempo de fotopolimerización de 20 segundos por incremento y en el grupo 3 se realizó el primer incremento de 4mm y el segundo de 2mm con un tiempo de fotopolimerizado de 10 segundos por incremento. La resistencia a la compresión se realizó mediante el test de compresión con la máquina de ensayo universal Instron[®]. Los resultados fueron analizados con las pruebas de t de Student para los grupos que presenten normalidad y U de Mann Whitney para aquellos que no presentaron esta distribución. Además, se compararon los tres grupos mediante la prueba de Kruskal Wallis. En los Resultados, la resina de con mayor resistencia a la compresión fue la resina compuesta nanohíbrida Tetric N- Ceram[®]-Ivoclar Vivadent con una media de 371.82MPa. Conclusión, se comparó in vitro la resistencia a la compresión de resinas compuestas Te-Econom, Tetric N-Ceram y Tetric N-Ceram Bulk Fill y se encontró una diferencia significativa de $p=0.0289$.⁽¹⁴⁾

Quintanilla C. (Perú 2016) “Comparación de microdureza superficial in vitro de una resina compuesta fotoactivada a diferentes temperaturas y tiempo de climatización”. El Objetivo es comparar la microdureza superficial de una resina compuestas fotoactivada a diferentes temperaturas y determinar el tiempo óptimo de espera luego de su refrigeración. Metodología, se confeccionaron especímenes de 5 mm de

diámetro x 2 mm de alto con la resina compuesta Filtek™ Z350XT (3M ESPE) color A1 (n=5). Para la primera fase los especímenes fueron fotoactivados pre calentadas a las temperaturas de 0, 10, 20, 30 y 40 °C; en la segunda fase las resinas compuestas fueron refrigeradas, luego de esta etapa se retiraron y se esperó los tiempos de 0, 10, 20 y 30 minutos antes de la fotoactivación. Se utilizó la lámpara Bluephase® C8 (Ivoclar Vivadent) con una intensidad de 600 mW/cm² para la fotoactivación. Para obtener los datos de microdureza se utilizó un microdurómetro Vickers MMT (Buelher). Se realizó la prueba de ANOVA/Tukey para analizar los datos obtenidos. En los Resultados, a mayor temperatura de las resinas, mayor microdureza superficial. Se encontró que a partir de 20 °C ambas resinas compuestas presentaron los mayores valores de microdureza superficial cuando se compararon con las temperaturas de 0, 10 °C (p<0.05). No se encontró diferencias estadísticamente significativas entre las temperaturas de 20, 30 y 40 °C (p>0.05). Los valores de microdureza superficial de la resina compuestas refrigerada a 0 minutos o 10 minutos fueron menores que a los 20 minutos y 30 minutos (p<0.05). No se encontró diferencia estadísticamente significativa entre los tiempos 20 y 30 minutos (p>0.05). Éste trabajo Concluyó que la temperatura de las resinas compuestas debe ser mayor a 20°C para su fotoactivación. Cuando las resinas compuestas son refrigeradas se debe de esperar al menos 20 minutos antes de su fotoactivación.⁽¹⁵⁾

Castilla O. (Perú 2015) “Comparación in vitro de la microdureza superficial de dos resinas compuestas (Tetric N-Ceram y Filtek Z350 XT) sumergidas en una bebida isotónica (Gatorade) y una bebida energizante (Red Bull)”. El Objetivo fue comprar in vitro la microdureza superficial de dos resinas compuestas (Filtek Z350xt y Tetric N-Ceram) sumergidas en una bebida isotónica (Gatorade) y una bebida energizante (Red Bull). La Metodología del estudio fue experimental *in vitro*. Se confeccionaron 44 bloques de resina compuesta, los cuales se dividieron en dos grupos según marca y, dentro de estos, según tipo de bebida isotónica y energizante para lo que se utilizó 11 especímenes para la bebida Gatorade® y Red Bull®. Los bloques de resina estuvieron almacenados en agua destilada en una estufa a 37° C. Se midió la microdureza inicial a las 24 horas de confeccionadas las muestras. Posteriormente, se sumergieron en las bebidas isotónicas por 10 minutos diarios durante 5 días y luego se procedió a medir la microdureza final a través del microdurómetro de Vickers. Resultados: Se encontró una media inicial de 77.73 + 4.34 y de 73.73+ 3.93, y una media final de 54.27 + 4.29 y 52.64+ 3.59 para la resina Tetric® N-Ceram luego de ser sumergida a la bebida Red Bull® y Gatorade® respectivamente. Asimismo, se encontró una media inicial de 92.91 + 4.78 y 92.27+ 2.65, y una media final de 80.55 + 4.03 y 80+ 3.46 para la resina Filtek™ Z 350xt luego de su inmersión a las mismas bebidas. Además, se encontraron diferencias estadísticamente significativas al comparar la microdureza superficial de las resinas compuestas, antes y después de sumergirlas en las bebidas (p=0.000). Por otro lado, no se encontraron diferencias estadísticamente

significativas al comparar la disminución que generan ambas bebidas. Sin embargo, al comparar las dos marcas de resina compuesta se observaron diferencias estadísticamente significativas ($p=0.000$). La Conclusión de ésta investigación es que la disminución de la microdureza superficial de la resina Filtek Z350xt luego de ser sumergida a las bebidas Gatorade y Red Bull fue menor si se la compara con la resina Tetric N- Ceram.⁽¹⁶⁾

López C. (Perú 2015) “Microdureza superficial en resinas de nanotecnología, aplicada en un solo bloque: estudio in vitro”, el Objetivo del presente estudio fue comparar la microdureza superficial de dos resinas nanohíbridas, aplicadas en bloque- in vitro. Para la Metodología se elaboraron bloques cilíndricos de 8mm de diámetro por 4 mm de altura, 10 fueron elaborados con resina nanohíbrida Sonic Fill™ (resina A) y 10 con la resina Tetric Evoceram® BulkFill (resina B), siendo polimerizadas por LED a 20 segundos para luego ser almacenadas en suero fisiológico a 37°C durante 24h. Se realizó la medición de la microdureza de todas las muestras con un microdurómetro aplicando una carga de 500gr por 10 segundos para finalmente ser observados en un microscopio a 20x. En cada muestra se realizó cinco indentaciones sacando un promedio para el resultado final de cada muestra. Los datos fueron sometidos a la prueba T-Student con un nivel de confianza de 95%. Los Resultados mostraron que el grupo de resina compuesta nanohíbrida A presentó un promedio de microdureza superficial de 72.78, mientras que el grupo de la resina nanohíbrida B presentó un promedio de microdureza de 51.54. Los datos mostraron un $p=0.000$ siendo

estadísticamente significativa entre las resinas evaluadas. Se concluyó que la resina compuesta nanohibrida A fue la que presentó mayor valor de microdureza respecto a la resina. Se Concluyó que la resina compuesta nanohibrida A presento valores de microdureza significativamente superiores a la resina compuesta nanohibridaB.⁽¹⁷⁾

Salas Y, Lozano F. (Perú 2014) “Estudio in vitro de la microdureza superficial en resinas compuestas de Metacrilato y Silorano”, el Objetivo es evaluar la microdureza superficial in vitro de dos materiales restauradores; una resina de metacrilato Filtek Z350 XT y una resina de Silorano Filtek P90. La Metodología, estudio prospectivo, transversal y experimental donde se elaboraron diez cilindros de 6 mm de diámetro por 6 mm de altura de cada uno de los materiales en estudio, siendo polimerizadas por una lámpara LED a 40 segundos, para luego ser almacenadas en agua destilada a 37 °C durante 24 h. Se realizó la medición de la microdureza de todas las muestras con un microdurómetro aplicando una carga de 500 g por diez segundos para, finalmente, ser observados en un microscopio a 20x. Los datos fueron analizados por la prueba T de Student con un nivel de significancia de 5%. Resultados. El grupo de resina de metacrilato Z350 XT presentó una microdureza superficial media + desviación estándar de 86,40 + 1,29 kg/mm, mientras que en el grupo de la resina de silorano P90 fue de 84,64 + 1,27 kg/mm , estas diferencias fueron significativas (p=0,007). Se Concluyó que la resina de metacrilato presentó mayor microdureza superficial que la resina de Silorano.⁽¹⁸⁾

Sánchez C. (Perú 2014) “Estudio comparativo de la microdureza superficial in vitro de resinas de nanotecnología frente a la acción de dos sistemas de polimerización”. El Objetivo general del éste trabajo de investigación es comparar la microdureza superficial in vitro de resinas de nanotecnología frente a la acción de dos sistemas de polimerización, La Metodología, para la muestra se elaboraron bloques cilíndricos de 7mm de diámetro por 2mm de altura, diez fueron elaborados con resina de nanorelleno y diez con la resina nanohíbrida. Los bloques correspondientes fueron sometidos a sistemas de polimerización. Así, De los 10 bloques de resina de nanorelleno, 5 fueron sometidos a fotopolimerización con Luz Halógena y 5 fueron fotocurados con luz LED por lapsos de 20 segundos y 40 segundos en cada caso. De la misma manera, de los 10 bloques de resina nanohíbrida, 5 fueron sometidos a fotopolimerización con Luz Halógena y 5 fueron fotocurados con luz LED por lapsos de 20 segundos y 40 segundos en cada caso. Se realizó la medición de la microdureza superficial a los 20 segundos y a los 40 segundos de todas las muestras para analizar si hubo variación. Para determinar si la variación fue significativa se utilizó la prueba T-STUDENT y para determinar si había diferencia estadísticamente significativa entre las variaciones de la microdureza superficial de las resinas, se usó la prueba comparativa de ANOVA. En los Resultados encontramos que existe diferencia significativa entre las medias de dureza de resinas de nanorelleno logradas con el tratamiento de luz halógena frente a la dureza media alcanzada con el tratamiento de luz

tipo LED, a los 20 segundos de exposición siendo esta diferencia favorable a la aplicación a la luz LED frente a la aplicación de Luz halógena a diferencia de lo que señala NEVÁREZ et al (2007) que con el objetivo de evaluar la influencia de dos tipos de fotoiniciación (Halógena y LED) a alta y baja intensidad sobre la microdureza, concluyen que los resultados con la lámpara halógena de alta intensidad son estadísticamente superiores a los obtenidos con las lámparas LED de alta y baja intensidad que son similares entre ellas. Con ésta Tesis se Concluyó que la microdureza superficial de las resinas de nanorelleno y nanohíbrida es superior cuando son sometidas al sistema de polimerización LED. La resina nanohíbrida presentó estadísticamente mayor disminución de su microdureza superficial en comparación con la resina de nanorelleno.⁽¹⁹⁾

Suarez R., Lozano F. (Perú 2014) “Comparación de la dureza superficial de resinas de nanotecnología, según el momento del pulido: in vitro”. El objetivo es comparar el efecto del pulido inmediato y después de 24 horas de la dureza superficial de resinas de nanotecnología. Metodología, confeccionamos 32 cilindros según la norma ISO 4049 y colocamos resinas divididos en 2 grupos de 16 cada uno. Un grupo de resina nanohíbrida y otro de nanorelleno, la mitad de cada grupo fue pulida al momento y la otra mitad a 24 horas de su polimerización. La microdureza Vickers se determinó con una carga de 500 g durante 10 s. Los datos fueron analizados con la prueba T-Student. Resultados, el pulido después de 24 h obtuvo superficies con mayor dureza superficial

respecto al pulido inmediato siendo estadísticamente significativo ($P=0,0001$). La resina nanohíbrida presentó mayor dureza superficial que nanorrelleno para el pulido inmediato y el pulido a las 24 horas siendo en ambos casos estadísticamente significativo. Conclusión, El pulido después de 24 horas de su polimerización presento valores con mayor dureza superficial para la resina nanohibrida y de nanorelleno.⁽²⁰⁾

2.3 BASES TEÓRICAS Y CIENTÍFICAS

2.3.1 HISTORIA DE LAS RESINAS

Los primeros materiales restauradores estéticos utilizados se basaron en los cementos de silicato. Estos cementos se obtenían haciendo reaccionar ácido fosfórico con partículas de vidrio.⁽²¹⁾ A pesar de ofrecer una alta estética, presentaban algunos defectos como la alta solubilidad en el medio bucal y un alto grado de irritación pulpar.⁽²²⁾ Estos problemas condujeron al desarrollo de los sistemas acrílicos sin relleno (un copolímero basado en el polimetacrilato de metilo), sin embargo, éstos poseían un alto grado de contracción de polimerización y coeficientes de variación dimensional térmica diez veces mayor que el de las estructuras dentarias, trayendo como consecuencia filtraciones marginales y percolación. Las resinas acrílicas presentaban además una baja resistencia mecánica, inestabilidad de color y una gran generación de calor al polimerizar. A finales de los años 40, las resinas acrílicas de polimetilmetacrilato (PMMA) reemplazaron a los silicatos. Estas resinas tenían un color parecido al de los dientes, eran insolubles a los fluidos orales, fáciles de manipular y tenían bajo costo. Lamentablemente, estas

resinas acrílicas presentan baja resistencia al desgaste y contracción de polimerización muy elevada y en consecuencia mucha filtración marginal.⁽²¹⁾

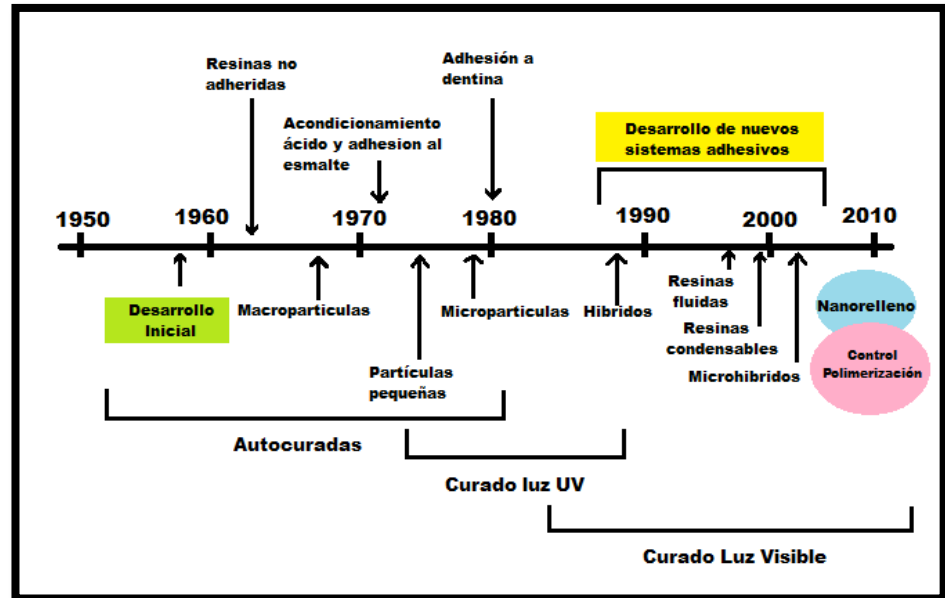


Imagen N° 1: Cronología del desarrollo de las resinas compuestas de acuerdo a las partículas, sistemas de polimerización y tecnología adhesiva disponible.⁽²¹⁾

2.3.2 CLASIFICACIÓN CRONOLÓGICA DE LAS RESINAS

PRIMERA GENERACION

Las primeras resinas compuestas aparecidas en el comercio se caracterizaron por una fase orgánica compuesta por Bis- GMA y un refuerzo de macropartículas de 8 a 10 μ m en promedio en forma de esferas y prismas de vidrio en un porcentaje del 70%. Mejoraron la resistencia al desgaste pero no tenían buena capacidad de pulido y se pigmentaban rápidamente. En la actualidad no se cuenta con productos comerciales de esta generación.⁽²³⁾

SEGUNDA GENERACION

Se aumentó el porcentaje de la fase orgánica, es la generación de las resinas de micropartícula. Inicialmente tuvieron un tamaño promedio de 0,04 μm . Actualmente se usan tamaños ligeramente mayores, 0,05 a 0,1 μm , de todas formas de dispersión coloidal no visible al ojo humano.

La adición de estas micropartículas coloidales toma el material extremadamente viscoso y difícil de manipular es por eso que se han creado formas de realizarla sin que comprometa las propiedades físicas. Con esta generación mejoraron la capacidad de pulido pero disminuyó la resistencia al desgaste al tener que aumentar la proporción de matriz. ⁽²³⁾

TERCERA GENERACION

Corresponde a los híbridos, donde se incluyen en la fase inorgánica diferentes tamaños de partícula de micro y partícula pequeña de diferente composición química. La mezcla de diferentes tamaños de partículas mejora considerablemente la textura superficial y la capacidad de pulimento, problema inherente a las primeras fórmulas de macropartículas, que no podían pulirse, ocasionando superficies rugosas aptas para el anclaje de pigmentos y placa. ⁽²³⁾

CUARTA GENERACION

Corresponde al grupo de resinas compuestas las cuales vienen en alto porcentaje de refuerzo inorgánico con base en vidrios cerámicos y vidrios metálicos. Son las resinas compuestas para posteriores. ⁽²³⁾

QUINTA GENERACION

Son resinas compuestas para posteriores, para ser utilizadas en forma indirecta, procesadas en calor y presión o combinaciones con luz, calor, presión, etc. ⁽²³⁾

SEXTA GENERACION

Son los sistemas contemporáneos llamados también resinas compuestas microhíbridas y nanohíbridas. ⁽²³⁾

SEPTIMA GENERACION

Son las resinas compuestas de nanotecnología o de nanorrelleno. ⁽²³⁾

2.3.3 RESINAS COMPUESTAS

Surgen en la década de 1960 y su empleo se ha ido incrementando hasta convertirse en el material más usado en restauraciones estéticas directas. ⁽²⁴⁾

Se originan de las resinas acrílicas; las que consistían en una mezcla de finos granos de polvo (prepolímero), más un líquido (que contenía monómero de metacrilato de metilo, un agente de cadenas cruzadas y activador).

A las que posteriormente se les agregó un relleno (éste aumentaba su resistencia y disminuía los cambios dimensionales). ⁽²⁴⁾

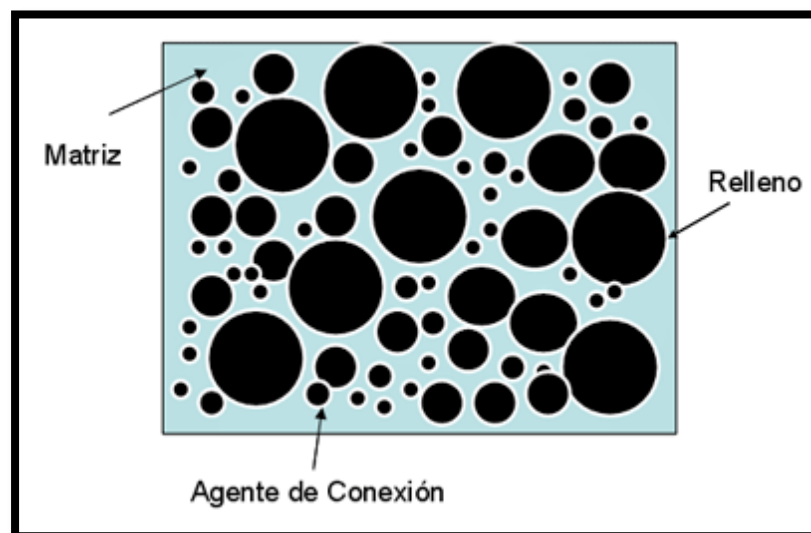
R. L. Bowen, en la década de 1960, sintetizó un nuevo monómero, derivado de la combinación de una molécula epóxica (bisfenol A) con un glicidildimetacrilato. La molécula resultante fue nombrada BisGMA y poseía un mayor peso molecular que los monómeros de las resinas acrílicas. A esta molécula, se le agregaron partículas de relleno inorgánico,

las que fueron tratadas superficialmente con un vinil silano, con el fin de permitir una buena unión entre las partes. ⁽²⁵⁾

De esta forma se lograba atenuar las propiedades no deseables de las resinas acrílicas: disminuir la contracción de polimerización, minimizar el alto coeficiente de expansión térmica y aumentar la baja resistencia mecánica, además de disminuir el posible daño pulpar. ⁽²⁴⁾

Con la síntesis de esta nueva molécula comienza el auge de las resinas compuestas. Las resinas compuestas se definen como: “una combinación tridimensional de al menos dos materiales químicamente diferentes con una interfase distinta que une los componentes”. ⁽²⁶⁾

Son una mezcla compleja de resinas polimerizables mezcladas con partículas de rellenos inorgánicos unidas a través de una cubierta de silano (agente de unión o acoplamiento) dispuesto sobre las partículas de relleno. Otros aditivos se incluyen en la formulación para facilitar la polimerización, ajustar la viscosidad y mejorar la opacidad radiográfica.



(27) (28)

Imagen N°2: Estructura de las Resinas Compuestas. ⁽²⁵⁾

2.3.3.1 COMPOSICIÓN DE LAS RESINAS COMPUESTAS:

Fase orgánica o Matriz:

Compuesta por monómeros más un sistema iniciador (polimerización por radicales libres) y estabilizadores (maximizan la estabilidad de almacenamiento de la resina no polimerizada y la estabilidad química de la resina polimerizada).⁽²⁸⁾ La monómera base más utilizada durante los últimos 30 años ha sido el Bis-GMA (Bisfenol-A-Glicidil Metacrilato). Éste comparado con el metil metacrilato tiene mayor peso molecular presentando ventajas tales como: su contracción de polimerización es menor, posee menor volatilidad y menor difusividad en los tejidos.⁽²⁹⁾ Sin embargo, su alto peso molecular lo hace presentar desventajas ya que aumenta su viscosidad, lo hace más pegajoso, menos manipulable y su grado de conversión de polimerización es bajo.⁽³⁰⁾ Es por esto que a las formulaciones actuales se les han añadido monómeros de bajo peso molecular como metacrilato de metilo (MMA), dimetacrilato de tetraetilenglicol (TEGMA) y etilenglicol dimetacrilato (EDMA). Al bajar la viscosidad de la mezcla monomérica se puede incorporar más relleno dentro de ella. Por otro lado, la molécula de Bis-GMA, tiene dos grupos hidroxilos los cuales promueven la adsorción de agua. Un exceso de adsorción acuosa en la resina tiene efectos negativos en sus propiedades y promueve una posible degradación hidrolítica.⁽³¹⁾

Actualmente se ha utilizado un monómero menos viscoso: Bis-EMA6 (Bisfenol A Polietileno glicol dieterdimetacrilato). Bis-EMA6 posee mayor peso molecular y tiene menos uniones dobles por unidades de peso, en consecuencia produce una reducción de la contracción de polimerización, confiere una matriz más estable y también mayor hidrofobicidad, lo que disminuye su sensibilidad y alteración por la Humedad.⁽³¹⁾

Relleno inorgánico:

Partículas inorgánicas que se agregan en forma dispersa a la matriz resinosa con el objetivo de mejorar sus propiedades físicas y mecánicas. Esta fase refuerza al material mejorando su resistencia, manipulación, otorgándole radiopacidad, aminorando los cambios dimensionales térmicos y la contracción de polimerización.^{(28) (32)}

Los materiales más utilizados para formar estas partículas de relleno son el cuarzo y el vidrio de bario. Se obtienen a través de pulverización, trituración y molido de diferentes tamaños. Las partículas de cuarzo son dos veces más duras y menos susceptible a la erosión que el vidrio, además proporcionan mejor adhesión con los agentes de conexión (Silano). Se utilizan también partículas de sílice de un tamaño aproximado de 0,04mm (macropartículas), las cuales son obtenidas a través de procesos pirolíticos (quema) o de precipitación (sílice coloidal).⁽³³⁾

Cabe destacar que cuanto mayor sea la incorporación de relleno a la matriz, mejor serán las propiedades de la resina, pues reduce la contracción de polimerización y por consiguiente menor será la filtración marginal, argumento en el que se basa el surgimiento de las resinas condensables.⁽³⁴⁾ Sin embargo, esto conlleva desventajas importantes pues aumenta la tensión o estrés de contracción de polimerización, es decir, la relación entre la contracción de la resina, su módulo de elasticidad (rigidez) y la cantidad de paredes o superficies dentarias a restaurar (Factor C de configuración cavitaria). Es así como a mayor incorporación de relleno las resinas se contraen menos, pero causando mayor estrés de contracción en las paredes de la cavidad lo que conlleva a mayor filtración.⁽³⁵⁾

Agente de acoplamiento:

Durante el desarrollo inicial de las resinas compuestas, Bowen demostró que las propiedades óptimas del material, dependían de la formación de una unión fuerte entre el relleno inorgánico y la matriz orgánica. Esto se logró al cubrir el sustrato inorgánico con un agente de acoplamiento que actúa como elemento de unión química a la matriz orgánica otorgando cohesión al material.⁽²⁷⁾ Los agentes de acoplamientos más utilizados son los compuestos orgánicos silanos, los que tienen grupos silanos (Si-OH) en un extremo y grupos metacrilatos

(C=C) en el otro siendo así moléculas con doble polaridad (bifuncionales), ya que pueden reaccionar mediante enlaces de tipo covalente con la superficie orgánica y por enlaces iónicos a la superficie inorgánica, uniendo así químicamente el relleno reforzado a la matriz resinosa. ⁽²⁸⁾

El silano que se utiliza con mayor frecuencia es el γ -metacriloxipropiltrimetoxi-silano (MPS), éste es una molécula bipolar que se une a las partículas de relleno cuando son hidrolizados a través de puentes de hidrógeno, además posee grupos metacrilatos, los cuales forman uniones covalentes con la resina durante el proceso de polimerización ofreciendo una adecuada interfase resina/partícula de relleno. ⁽³⁶⁾

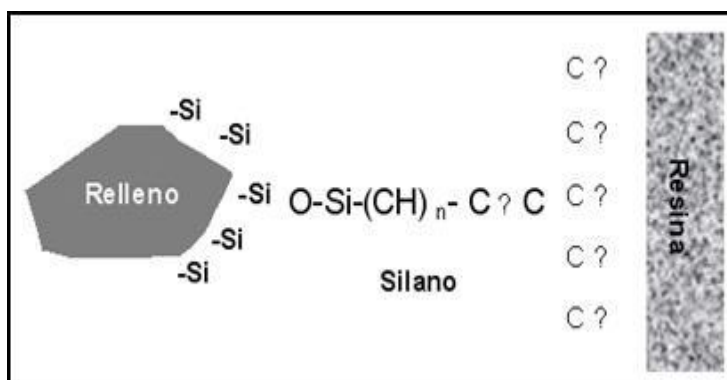


Imagen N°3: Unión de Resina a Relleno a través de partículas de Silano ⁽³⁶⁾

El silano mejora las propiedades físicas y mecánicas de la resina compuesta al establecer una transferencia de tensiones de la fase que se deforma fácilmente (matriz resinosa), para la

fase más rígida (partículas de relleno). También previene la penetración de agua en la interfase de ambas partes, pues promueve una estabilidad hidrolítica en el interior de la resina.

⁽³⁶⁾ Han sido probados otros agentes tales como el 4-META, varios titanatos y zirconatos, sin embargo ninguno de estos agentes demostró ser superior al MPS. ⁽³⁷⁾

Actualmente las resinas compuestas son el material de restauración más ampliamente usado en el mundo y se ha desarrollado una gran variedad de ellas. Dentro de las principales ventajas de las resinas compuestas podemos mencionar:

- o Estabilidad de color.
- o Destacadas propiedades estéticas.
- o Gran resistencia a la fractura y desgaste.
- o Gran fuerza de adhesión a las estructuras dentarias.
- o Radiopacidad.
- o Fácil manejo clínico, acabado y pulido. ⁽³⁸⁾

Un factor fundamental es la unión fuerte y duradera que se debe establecer entre el material restaurador y la estructura dentaria, unión que impida la microfiltración marginal y facilite la retención del material en boca.

2.3.3.2 CLASIFICACIÓN DE LAS RESINAS COMPUESTAS

Se podría partir de la forma en que son obtenidas las partículas. Los procedimientos pueden ser mecánicos o reacciones químicas con sustancias específicas.⁽³⁹⁾

A lo largo de los años las resinas compuestas se han clasificado de distintas formas con el fin de facilitar al odontólogo su identificación y posterior uso terapéutico. Una clasificación aun valida es la propuesta por Lutz y Phillips, esta clasificación divide las resinas basado en el tamaño y distribución de las partículas de relleno en: convencionales o macrorelleno (partículas de 0,1 a 100mm), microrelleno (partículas de 0,04mm) y resinas híbridas (con rellenos de diferentes tamaños).⁽⁴⁰⁾

A. Tamaño de la partícula de relleno

Actualmente se pueden reunir las resinas compuestas en cinco categorías principales:

I. Resinas de macrorelleno o convencionales

Tienen partículas de relleno con un tamaño promedio entre 10 y 50Wm. Este tipo de resinas fue muy utilizado, sin embargo, sus desventajas justifican su desuso. Su desempeño clínico es deficiente y el acabado superficial es pobre, visto que hay un desgaste preferencial de matriz resinosa, propiciando la prominencia de grandes partículas de relleno las cuales son más resistentes. Además, la rugosidad influencia el poco brillo superficial y produce una mayor susceptibilidad a la

pigmentación.⁽⁴¹⁾ Los rellenos más utilizados en este tipo de resinas fueron el cuarzo y el vidrio de estroncio o vidrio de bario.⁽⁴²⁾ El relleno de cuarzo tiene buena estética y durabilidad pero carece de radiopacidad y produce un alto desgaste al diente antagonista. El vidrio de estroncio o vidrio de bario son radiopacos pero desafortunadamente son menos estables que el cuarzo.⁽⁴²⁾

II. Resinas de microrelleno

Estas contienen relleno de sílice coloidal con un tamaño de partícula entre 0.01 y 0.05 μm . Clínicamente estas resinas se comportan mejor en la región anterior, donde las ondas y la tensión masticatoria son relativamente pequeñas, proporcionan un alto nivel de pulido y brillo superficial, confiriendo alta estética a la restauración.⁽⁴³⁾ Entre tanto, cuando se aplican en la región posterior muestran algunas desventajas, debido a sus inferiores propiedades mecánicas y físicas, ya que, presentan mayor porcentaje de sorción acuosa, alto coeficiente de expansión térmica y menor módulo de elasticidad.⁽⁴⁴⁾

III. Resinas híbridas

La combinación de diferentes tamaños de partículas da origen a los que se denominan resinas “híbridas” y a las microhíbridas.⁽³⁹⁾ Se denominan así por estar reforzados por una fase inorgánica de vidrios de diferente

composición y tamaño en un porcentaje en peso de 60% o más, con tamaños de partículas que oscilan entre 0,6 y 1 mm, incorporando sílice coloidal con tamaño de 0,04 mm. Corresponden a la gran mayoría de los materiales compuestos actualmente aplicados al campo de la odontología.⁽³⁹⁾

Los aspectos que caracterizan a estos materiales son: disponer de gran variedad de colores y capacidad de mimetización con la estructura dental, menor contracción de Polimerización, baja sorción acuosa, excelentes características de pulido y texturización, abrasión, desgaste y coeficiente de expansión térmica muy similar al experimentado por las estructuras dentarias, fórmulas de uso universal tanto en el sector anterior como en el posterior, diferentes grados de opacidad y translucidez en diferentes matices y fluorescencia.^{(45) (46)}

IV. Resinas Nanohíbridas

Son resinas híbridas a las cuales se les ha incorporado partículas de relleno inorgánico en escala manométrica, es decir mínimo 3 tamaños de partículas manométricas, con lo cual se logra mejorar las propiedades físicas.⁽⁴⁷⁾

V. Híbridos Modernos

Este tipo de resinas tienen un alto porcentaje de relleno de partículas sub-micrométricas (más del 60% en volumen). Su tamaño de partícula reducida (desde 0.4Wm a 1.0Wm), unido al porcentaje de relleno provee una óptima resistencia al desgaste y otras propiedades mecánicas adecuadas. Sin embargo, estas resinas son difíciles de pulir y el brillo superficial se pierde con rapidez.⁽⁴⁷⁾

VI. Resinas de Nanorelleno o Nanoparticulas

Este tipo de resinas son de un desarrollo reciente, contienen partículas con tamaños menores a 10 nm (0.01Wm), este relleno se dispone de forma individual o agrupados en "nanoclusters" o nanoagregados de aproximadamente 75nm.⁽⁴⁷⁾ El uso de la nanotecnología en las resinas compuestas ofrecen alta translucidez, superior, similar a las resinas de microrelleno pero manteniendo propiedades físicas y resistencia al desgaste equivalente a las resinas híbridas.^{(48) (49)} Por estas razones, tienen aplicaciones tanto en el sector anterior como en el posterior.

B. Viscosidad

Los materiales resinosos pueden clasificarse de acuerdo a su grado de fluidez/viscosidad.⁽⁵⁰⁾

I. Muy baja viscosidad

Aquellos productos que se presentan comercialmente exhibiendo una alta fluidez: las resinas para caracterizaciones, los selladores de resinas compuestas, las resinas compuestas fluidos, los selladores de fosas y fisuras. ⁽⁵⁰⁾

II. Baja viscosidad

Las resinas compuestas de micropartículas son materiales de baja viscosidad, cuya producción ha sido discontinuada. ⁽⁵⁰⁾

III. Mediana viscosidad

Pertenecen a este grupo las resinas compuestas híbridos, microhíbridos, nanohíbridos y nanoparticulados. ⁽⁵⁰⁾

IV. Alta y muy alta viscosidad

Las resinas condensables pueden a su vez ser categorizadas en dos grupos (las de baja y las de alta densidad / alta y muy alta viscosidad, respectivamente). Tales así que existen materiales dentro de esta categoría que son densos. ⁽⁵⁰⁾

2.3.3.3 PROPIEDADES DE LAS RESINAS COMPUESTAS

a) Resistencia al Desgaste.

Es la capacidad que poseen las resinas compuestas de oponerse a la pérdida superficial, como consecuencia del roce con la estructura dental, el bolo alimenticio o

elementos tales como cerdas de cepillos. Esto no tiene un efecto perjudicial inmediato, pero lleva a la pérdida de la forma anatómica de las restauraciones, al mismo tiempo que disminuye su duración.⁽⁵¹⁾

Esta propiedad depende principalmente de las características físicas del relleno, así como de la localización de la restauración en la arcada dental y las relaciones de contacto oclusales. Cuanto mayor sea el porcentaje de relleno, menor el tamaño y mayor la dureza de sus partículas, la resina será más resistente a la abrasión. Esto se debe a que el módulo elástico de la resina compuesta es menor que el de las partículas de relleno, por lo tanto estas son más resistentes al desgaste y comprimen a las moléculas de la matriz en los momentos de presión. Éste fenómeno causa el desprendimiento de las partículas de relleno, exponiendo la matriz y provocando su desgaste.⁽⁵¹⁾

El desgaste de la superficie de las resinas compuestas representa uno de los puntos débiles de éste tipo de materiales. Éste fenómeno aumenta considerablemente con la dimensión de la restauración, aunque algunas situaciones clínicas son capaces de acelerar el proceso, tales como la oclusión traumática y la calidad de la manipulación y terminado de la restauración.⁽⁵¹⁾

b) Textura Superficial.

El término de textura superficial se refiere a la uniformidad de la superficie del material de restauración. En las resinas compuestas, esta propiedad está relacionada con varios factores.⁽⁵¹⁾

En primer lugar con el tipo, tamaño y cantidad de las partículas de relleno y en segundo lugar con la técnica de acabado y pulido. Una resina rugosa favorece la acumulación de placa bacteriana y puede ser un irritante mecánico especialmente en zonas próximas a los tejidos gingivales. En la fase de pulido de las restauraciones se logra una menor energía superficial, evitando la adhesión de placa bacteriana, se elimina la capa inhibida y de esta forma se prolonga en el tiempo la restauración de resina compuesta.⁽⁵¹⁾

c) Coeficiente de Expansión Térmica.

Es la velocidad de cambio dimensional por unidad de cambio de temperatura. Cuanto más se aproxime el coeficiente de expansión térmica de la resina al coeficiente de expansión térmica de los tejidos dentarios, habrá menos probabilidades de formación de brechas marginales entre el diente y la restauración, al cambiar la temperatura. Un bajo coeficiente de expansión térmica está asociado a una mejor adaptación marginal.⁽⁵¹⁾

Las resinas compuestas tienen un coeficiente de expansión térmica unas tres veces mayor que la estructura dental, lo cual es significativo, ya que, las restauraciones pueden estar sometidas a temperaturas que van desde los 0° C hasta los 60° C.⁽⁵¹⁾

d) Sorción Acuosa y Expansión Higroscópica.

Esta propiedad está determinada principalmente por la probabilidad de penetración de las moléculas de agua en el polímero y se relaciona con la cantidad de agua adsorbida por la superficie y absorbida por la masa de una resina en un tiempo y la expansión relacionada a esa sorción. La incorporación de agua en la resina, puede causar solubilidad de la matriz afectando negativamente las propiedades de la resina, éste fenómeno es conocido como degradación hidrolítica. Dado que la sorción es una propiedad de la fase orgánica, a mayor porcentaje de relleno, menor será la sorción de agua.⁽⁵¹⁾

La absorción es también favorecida por las porosidades y las fisuras. El fenómeno de imbibición implica también una expansión volumétrica del material que podría compensar parcialmente la contracción por polimerización.⁽⁵¹⁾

e) Resistencia a la Fractura.

Esta es una propiedad que se pone a prueba durante la masticación, ya que durante éste acto la resina se ve sometida, en las caras oclusales, a fuerzas que oscilan entre

los 25 y los 75 daN/cm². Las resinas compuestas presentan diferentes resistencias a la fractura y va a depender de la cantidad de relleno, las resinas compuestas de alta viscosidad tienen alta resistencia a la fractura debido a que absorben y distribuyen mejor el impacto de las fuerzas de masticación.⁽⁵¹⁾

f) Resistencia a la Compresión y a la Tracción.

Las resistencias a la compresión y a la tracción son muy similares a la dentina. Está relacionada con el tamaño y porcentaje de las partículas de relleno: a mayor tamaño y porcentaje de las partículas de relleno, mayor resistencia a la compresión y a la tracción.⁽⁵¹⁾

g) Módulo de elasticidad El módulo de elasticidad indica la rigidez de un material.

Un material con un módulo de elasticidad elevado será más rígido; en cambio un material que tenga un módulo de elasticidad más bajo es más flexible. En las resinas compuestas esta propiedad igualmente se relaciona con el tamaño y porcentaje de las partículas de relleno: A mayor tamaño y porcentaje de las partículas de relleno, mayor módulo elástico.⁽⁵¹⁾

h) Estabilidad del color.

Las resinas compuestas sufren alteraciones de color debido a manchas superficiales y decoloración interna. Las manchas superficiales están relacionadas con la penetración

de colorantes provenientes principalmente de alimentos y cigarrillo, que pigmentan la resina. La decoloración interna ocurre como resultado de un proceso de foto oxidación de algunos componentes de las resinas como las aminas terciarias. Es importante destacar que las resinas fotopolimerizables son mucho más estables al cambio de color que aquellas químicamente activadas.⁽⁵¹⁾

i) Radiopacidad.

Un requisito de los materiales de restauración de resina es la incorporación de elementos radio opacos, tales como, bario, estroncio, circonio, zinc, iterbio, itrio y lantano. Un grado de radiopacidad mayor al del esmalte, puede ser útil en el diagnóstico de caries alrededor o debajo de la restauración.⁽⁵²⁾

j) Grado de conversión.

El grado de conversión indica el porcentaje de enlaces simples que se han convertido en enlaces dobles. Indica la cantidad de monómeros de la resina que han reaccionado formando polímeros. El grado de conversión de las resinas dentales actuales oscila entre el 35 y el 80%.⁽⁵¹⁾

La conversión incompleta aporta a la resina cierta elasticidad, propiedad que puede beneficiarnos ya que reduce las tensiones generadas en la interfase adhesivo–diente. Un mayor grado de conversión confiere a las resinas mejores propiedades mecánicas, pero con el inconveniente de una

mayor contracción de polimerización. Ferracane y colaboradores determinaron que el grado de conversión óptimo para que el comportamiento de una resina dental sea adecuado es del 55%.⁽⁵¹⁾

k) Contracción por Polimerización.

La contracción de polimerización es el mayor inconveniente de estos materiales de restauración. Las moléculas de la matriz de una resina compuesta (monómeros) se encuentran separadas antes de polimerizar por una distancia promedio de 0.340 nm, esta distancia está dada por la fuerzas de Van der Waals ejercidas por los elementos que conforman a cada monómero; al polimerizar y establecer uniones covalentes entre sí, esa distancia se reduce a 0.154 nm.⁽⁵¹⁾

2.3.4 ZIRCONIO COMO MATERIAL EN ODONTOLOGÍA

El Zirconio o Circonio (Zr), corresponde al elemento número 40 más abundante en nuestra tierra, posee un número atómico de 40 (40 protones y 40 electrones), con una masa atómica de 91. En la naturaleza forma parte principalmente de 2 cristales: Zircón y Badeleyita. El Zircón se encuentra en mayor cantidad que la Badeleyita y corresponde a Silicato de Zirconio ($ZrSiO_4$), y por su parte la Badeleyita a óxido de zirconio (ZrO_2). El primero, por ser de mayor abundancia es más usado para la obtención de materiales.⁽⁵³⁾ Durante 1789 se identificó como óxido de zirconio por el químico alemán Martin Heinrich Klaproth. Este material,

ofrece baja conductividad térmica, bajo potencial de corrosión, buen contraste radiográfico, biocompatibilidad, estética y propiedades mecánicas sobresalientes como alta resistencia flexural y estabilidad química.⁽⁵⁴⁾

El óxido de zirconio (ZrO_2) ha sido el material de elección para tratamientos protésicos en donde se desee asociar la resistencia mecánica con la estética. Además el zirconio no promueve reacciones inflamatorias o alérgicas, es por ésta biocompatibilidad y sus propiedades físico mecánicas que a menudo es utilizado en clínica como alternativa a metales.⁽⁵⁵⁾

2.3.4.1 FASES CRISTALINAS DE ZrO_2

El óxido de zirconio (ZrO_2) es un material polimórfico que se presenta en tres fases cristalinas dependientes de temperatura a presión atmosférica y en estado natural: Monoclínico, Tetragonal y Cúbico (ver imagen N°4). Se comporta como fase monoclinica desde temperatura ambiente hasta $1170^{\circ}C$, en donde el comportamiento mecánico es reducido, teniendo una baja cohesión entre sus partículas. Por encima de esta temperatura desde $1.170-2.370^{\circ}C$, se transforma en fase tetragonal. Sobre $2370^{\circ}C$ a punto de fusión ($2700^{\circ}C$) encontraremos la fase cúbica, que es estable solamente a temperaturas muy altas.^{(54) (56)}

Las fases tetragonal y cúbica pueden ser estabilizadas a temperatura ambiente, dependiendo de dos factores: concentración del estabilizador añadido y tamaño de la partícula de óxido de circonio. El estabilizador se ha incorporado para evitar que se produzca un

aumento de volumen de hasta un 5% desde las fases tetragonal o cúbica a monoclinica, lo que provocaría el fracaso del material.⁽⁵³⁾

En 1972, se descubrió que era posible estabilizar el zirconio manteniendo la fase tetragonal a temperatura ambiente, gracias a la inclusión de una pequeña cantidad de óxidos tales como óxido de calcio (CaO), óxido de magnesio (MgO), óxido de lantano (La₂O₃), óxido de itrio (Y₂O₃) y óxido de cerio (CeO₂).

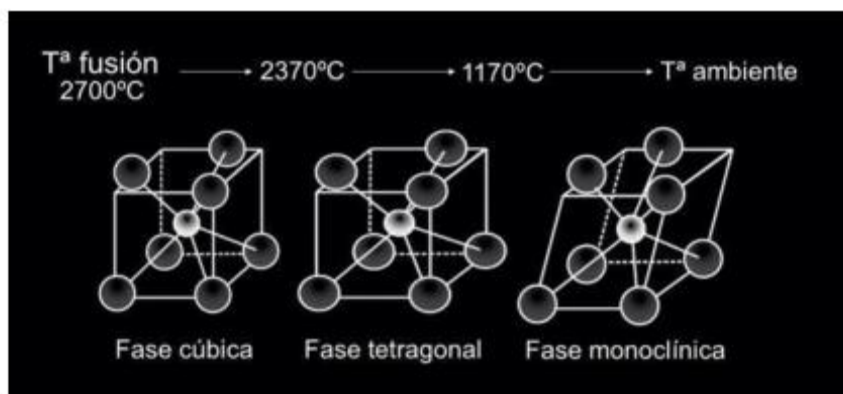


Imagen N° 4: Fases Cristalinas del óxido de Zirconio⁽⁵³⁾

La forma de estabilizador más usada, es la cerámica Y-TZP (zirconio parcialmente estabilizado con itrio), que son denominadas inteligentes (Smart ceramic) por la cualidad de modificar su microestructura en presencia de una carga o tensión, dificultando la propagación de posibles fracturas, siendo el responsable de la alta resistencia a la flexión de esta cerámica que se ubica en un rango de 900 a 1.200 MPa., fenómeno llamado endurecimiento por transformación (cambio de resistencia). Durante un estímulo mecánico, como por ejemplo un estrés tensil o inicio de fisura, aumenta su volumen aproximadamente

en un 4% a 4.5%. Este aumento de volumen bloquea el inicio de la fisura y la propagación de ésta.^{(54) (56)}

La transformación de fase se produce sólo de manera local, es decir, en los cristales que rodean la fisura, aumentando de volumen y generando fuerzas compresivas sobre la grieta, con el fin de evitar su propagación. Si este fenómeno se extendiera a lo largo de toda la estructura, provocaría el fracaso por no haber más grietas hacia las que expandirse.⁽⁵³⁾

Las propiedades mecánicas mejoradas del zirconio son importantes para el rendimiento a largo plazo de este material, sin embargo, el éxito clínico parece ser fuertemente dependiente del procedimiento de cementación.⁽⁵⁷⁾

La selección del cemento es el factor más importante para la adhesión de la cerámica de óxido de zirconio. Para lograr una unión más duradera del zirconio los cementos de curado dual son la mejor opción.⁽⁵⁸⁾

Restauraciones de óxido de zirconio pueden lograr una unión a la estructura dentaria mediante cementos convencionales y cementos de resina.

Sin embargo, son los cementos de resina preferidos por sobre los convencionales, porque poseen las ventajas del sellado marginal, buena retención y mejora la resistencia a la fractura.⁽⁵⁷⁾

2.3.4.2 LA ESTRUCTURA DEL ZIRCONIO.

El retículo cristalino del zirconio está caracterizado por tres formas cristalográficas distintas, una propiedad conocida como polimorfismo.

Tales formas o fases son: la monoclinica (m), a cúbica(c) y la tetragonal (t), cada una caracterizada por parámetros dimensionales y geométricos específicos (imagen N°5).

A) MONOCLÍNICA: El zirconio puro a temperatura se encuentra en fase monoclinica. Esta forma cristalográfica es estable hasta cerca de los 1.170°C, al superar esta temperatura el retículo pasa a la forma tetragonal y luego a la forma cubica. Con un comportamiento mecánico reducido que contribuye a una disminuida cohesión de las partículas cerámicas y por lo tanto de la densidad.

B) TETRAGONAL (1.170-2.370 °C). Que permite una cerámica con propiedades mecánicas mejoradas.

C) CÚBICA (2.370° C). Al punto de fusión con propiedades mecánicas moderadas. Las características de estas transformaciones de fases son específicas de la tipología “martensítica” en metalurgia y por tanto: Tiene lugar sin que ocurra un transporte de materia. Ocurre un rango de temperatura y no a una temperatura exacta. Implica un cambio de forma del retículo. Las transformaciones de fases son reversibles e implican una expansión del retículo de c → t de aproximadamente 2.5vol% y de t → m del 3 /4 vol%. La transformación de fase monoclinica a tetragonal que ocurre en el rango 1.050 –950°C durante el enfriamiento de la temperatura de sinterización (1.300-1.500°C) representa el punto crítico del zirconio puro: ciertamente la

dilatación debida a la transformación de fase genera en los trazos de la zirconia tensión pura que causa la ruptura.⁽⁵⁹⁾

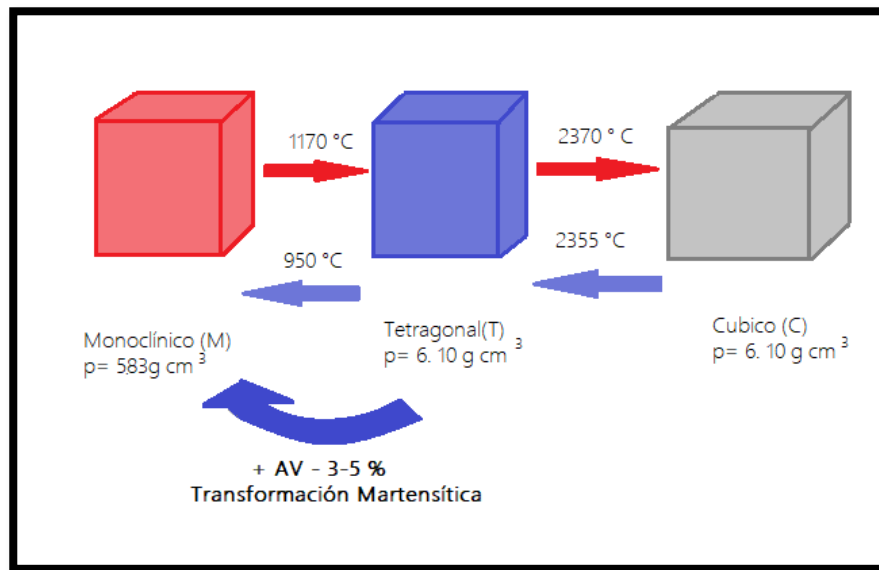


Imagen N° 5: Temperaturas de transición de fase.⁽⁵⁹⁾

2.3.4.3 TIPOS DE ZIRCONIO

Existen numerosos materiales cerámicos que contienen óxido de zirconio, pero solo tres están disponibles en el mercado odontológico:

- La zirconia tetragonal policristalino estabilizado con Itrio (Y-TZP),
- El estabilizado parcialmente con magnesio y
- El zirconio reforzado con alúmina. El Y-TZP es la forma más utilizada en odontología por su alta resistencia flexural reportada en un rango de 900 a 1.200 MPa. Estos materiales presentan diversas características en términos de comportamiento mecánico, estabilidad de forma y facilidad de trabajo.⁽⁶⁰⁾

2.3.4.4 PROPIEDADES DEL ZIRCONIO

El uso de cerámica en odontología se debe a las excelentes propiedades estéticas, ópticas y a la estabilidad in vivo de estos

materiales. Su uso está limitado por sus propiedades mecánicas y en modo particular por su tenacidad limitada (fragilidad).⁽⁶⁰⁾

En la tabla N° 01 se resume las propiedades mecánicas de los cuatro tipos de zirconia: Donde la Zirconia totalmente estabilizado (FSZ, fully stabilized zirconia) y la zirconia parcialmente estabilizado (PSZ, partially stabilized zirconia) son obtenidos introduciendo óxidos estabilizantes (CaO, MgO, etc.). En la actualidad son utilizadas en el ámbito industrial y en el pasado se empleaban en ortopedia. La zirconia totalmente estabilizada o zirconia tetragonal policristalino (TZP o tetragonal zirconia polycrystal) es estabilizado agregando de 2 a 3 mol% de óxido itrio (Y_2O_3), igual al 4 a 6 % del volumen, para obtener una microestructura con propiedades mecánicas elevadas.⁽⁶⁰⁾

PROPIEDADES	Mg-PSZ	CA-PSZ	Y-PSZ	Y-TZP	Ce-TZP	ZTA*
% en peso de óxido estabilizante	2,5 – 3,6	3,0 – 4,5	5 - 10	2 - 3	12 - 15	Al ₂ O ₃ : 85% ZrO ₂ : 15%
Dureza de Vickers (GPa)	10 - 14	14 - 17	8 - 12	10 - 12	7 - 10	1750
Módulo de Young (GPa)	170 - 210	200 - 210	180 - 220	120 - 200	140 – 400	310
Resistencia a la Flexión (MPa)	440 - 720	400 - 650	650 - 1000	800 - 1300	500 - 800	760
Tenacidad de la fractura (MPa m ^{0,5})	6 – 20	6 - 12	6 - 8	6 - 15	6 - 30	6 - 12

Tabla 01: Propiedades mecánicas de cuatro tipos de zirconia⁽⁶⁰⁾

2.3.5 RESINAS COMPUESTAS USADAS EN EL ESTUDIO

VITTRA – FGM

Nanoparticulada: Vittra APS está compuesta totalmente de cargas nanométricas (100 – 200 nm). Las nano-esferas de un

complejo de silica-zirconia le confieren al composite mejor desempeño mecánico, mayor resistencia al desgaste y estética que se traduce en mejor brillo y pulido. Las cargas también influyen en la viscosidad, dando mayor fluencia en el manoseo.

Capacidad de pulido, alto brillo y resistencia al desgaste: el alto brillo, pulido y el mantenimiento de éstos son directamente influenciados por las partículas nanométricas de zirconia, que poseen forma esferoidal con gran simetría. El tamaño nanométrico y el formato de las partículas de carga le dan a la superficie una gran capacidad en resistir a impactos y procesos abrasivos, puesto que tales partículas no poseen “rincones vivos” y así no son fácilmente quitados del composite. Esta característica combinada con una matriz polimérica altamente resistente le confiere al producto alta resistencia al desgaste y consecuentemente mantenimiento de la lisura y brillo.

Sistema APS: el innovador sistema de curado permite optimizar el grado de conversión y profundidad de curado del material, resultando en una matriz polimérica de alta resistencia. En el caso de Vittra APS, otra ventaja clínica y notable: el composite presenta mínimo cambio de color visual de antes para después del fotocurado, lo que permite mejor previsibilidad del resultado durante la elección del color.

Estabilidad bajo luz ambiente: otro beneficio del sistema APS es la menor sensibilidad de las resinas a luz ambiente o del reflector. Eso permite que los incrementos sean debidamente

esculpidos con tranquilidad sin que haya cambio de la viscosidad del material a lo largo del proceso.

Resina libre de Bisfenol-A: siguiendo una tendencia Europea y preocupándose con posibles efectos nocivos que algunos monómeros pueden traerle al organismo, FGM lanza la primera resina brasileña libre de Bis-Fenol A (BPA), sustancia tóxica banida en diversas aplicaciones. Vittra APS y libre de Bis-GMA, Bis-EMA y Bis-DMA, monómeros que pueden contener rasgos de BPA o entonces que pueden liberarlo si sufren degradación. Y la tecnología en favor de la salud.

Sistema de colores y opacidades: con un número de colores reducido, pero consistente, Vittra APS tiene disponible los colores más utilizados en restauraciones divididos en 5 diferentes niveles de opacidad que permitirán realizar restauraciones sencillas y también complejas.

Fluorescencia: fluorescencia es la capacidad que el diente tiene de absorber radiación ultravioleta (tipo luz negra) y emitir esa radiación en el haz de luz visible con un aspecto azulado. Así, es importante que el material restaurador posea esa propiedad compatible con el esmalte dentario para que el resultado estético sea lo más natural posible. Resinas no fluorescentes son detectadas como un área oscura cuando expuestas a luz ultravioleta.

Opalescencia: la opalescencia es una propiedad óptica del esmalte, observada principalmente en las bordas incisales y está

relacionada a su capacidad de transmitir selectivamente las ondas largas del espectro, dándole al esmalte.

Categoría	Colores	Cantidad	Tiempo de Fotocurado*	Translucidez (%)
Dentina	DA0 DA1 DA2 DA3 DA3,5 DA4 DA5	2g 4g 4g 4g 4g 2g 2g	40s	45 – 50
Esmalte	EA1 EA2 EA3 EB1 E-Bleach	4g	20s	55 – 60
Efecto Translúcido	Trans OPL Trans N	2g	20s	72 – 76 80 – 84
Valor	VM VH	2g	20s	72 - 79

Tabla N°2: Variedad de colores de la Resina VITTRA – FGM

*Considerando aparato de fotocurado con potencia de 450mW/cm² y largo de onda de 400 500um

FORMA – ULTRADENT

- Resina compuesta nanohibrida con partículas de Zirconia, con excelentes propiedades mecánicas que logra el equilibrio entre la estética necesaria para restauraciones directas y la resistencia y la estabilidad de color que requiere una restauración de alta durabilidad clínica.
- Su exclusiva fórmula con zirconia y trifluoruro de iterbio le confiere a todos sus tonos exquisitas propiedades ópticas,

incluyendo translucidez, opalescencia, radiopacidad y fluorescencia comparables a las del diente natural.

- Es un material estético altamente versátil que permite realizar restauraciones hermosas utilizando sólo un tono de cuerpo que logra mimetizarse en la restauración gracias a su combinación ideal de opalescencia y translucidez.
- Para procedimientos específicos, FORMA ofrece también 17 tonos adicionales entre Dentina, Esmalte y Efectos para técnicas de estratificación.
- Es una excelente solución para todos los tipos de restauraciones, sean en dientes anteriores como en posteriores.
- Dientes anteriores: posee el equilibrio ideal de translucidez entre esmalte y dentina, ofreciendo con eficiencia y de manera sencilla resultados estéticos similares a largos procedimientos de estratificación.
- Dientes posteriores – FORMA contiene un alto porcentaje de relleno y excelentes propiedades mecánicas, ofreciendo la resistencia necesaria a ese tipo de procedimiento.
- También está indicada para restauraciones indirectas como carillas, inlays y onlays.
 - Diseño de jeringa innovador
 - Excelente pulido
 - Fácil de modelar, no se adhiere al instrumento.

DENTINA	CUERPO	ESMALTE	Tonos de Efecto
A1D	B1B	B1E	Incisal Transparente
A2D	B2B	B2E	
A3D	A1B	A1E	
WD	A2B	A2E	
	A3B	A3E	
	A3, 5B	A3, 5E	
	A4B	A4E	
	C1B	C1E	
	C2B	C2E	
	WB	WE	
	XWB	XWE	

Tabla N° 3: Tonos Disponibles de la Resina FORMA – ULTRADENT

*Contenido: 1 Jeringa de 4g

2.3.6 PULIDO

Los procedimientos de acabado y pulido representan una fase fundamental en toda restauración dental, para prevenir la adherencia de placa bacteriana así como de pigmentos que dan la apariencia de envejecimiento prematuro a las resinas dentales.⁽⁵²⁾

Según Nocchi (2010), las restauraciones pulidas brinda 3 beneficios al cuidado dental: salud oral, función y estética, una buena terminación ayuda a mejorar la resistencia de las restauraciones en zonas con gran tensión.⁽⁶¹⁾

La fase de acabado y pulido de las resinas nos indica Baratiere (2011), se las puede dividir en tres etapas; acabado inicial, acabado intermedio y acabado final.⁽⁶²⁾

Acabado Inicial, se la debe realizar inmediatamente al finalizar la restauración, teniendo por objetivo definir la anatomía primaria

del diente, en esta etapa se busca eliminar puntos de contactos prematuros que afecten al ATM y remoción de excesos proximales.

Acabado intermedio y el pulido final, se lo debe realizar después de 48 horas de terminada la restauración, el paciente debe regresar al consultorio, ya que es fundamental dejar este tiempo entre el acabado inicial para que los dientes estén naturalmente hidratados, permitiendo confirmar el color de las resinas. El acabado intermedio se lo realiza con los discos flexibles, con lo que se logra refinar la relación altura y anchura, definiendo los contactos proximales. En la etapa final se busca que las texturas estén más suaves para lo cual se necesitan discos flexibles con grano extra fino.⁽⁶²⁾

Descripción del proceso de pulido

EL pulido final varia en cuanto al tiempo de desarrollar, dependiendo del caso, sin embargo un buen acabado realizarse en un periodo de 24 horas lo afirma (BARATIERI, 2004).⁽⁶²⁾

- Discos de pulido flexibles con recubrimiento de óxido de aluminio
- Cuatro grados diferentes de abrasividad (grano grueso a superfino) y dos grosores de disco (normal y extrafino)
- Los discos pueden ser cambiados de forma sencilla con nuestro sistema de mandril patentado
- Mandril metálico resistente a la fractura y esterilizable. Antes de utilizar el sistema sof-lex se debe retirar los excesos del

material con fresas de diamante hasta lograr la forma deseada, los discos de acabado y pulido SofLex producen unos resultados estéticos excepcionales y duraderos, los pasos a seguir son:

- Colocar el disco sof-lex asegurándonos que quede totalmente seguro entre mandril y micromotor, dejando la cara abrasiva del disco mirando hacia abajo o hacia arriba de acuerdo a la necesidad. → La dirección a emplear durante el pulido debe constar de movimientos constantes y en una sola dirección.
- Durante el periodo de pulido se debe aplicar una baja presión sobre el disco para que este cumpla adecuadamente su función.
- Para disminuir inicialmente el exceso de material se aplica el disco sof-lex de grano grueso a 10.000rpm lavar y secar.
- Para contornear y para el acabado final se utiliza el disco de grano medio a 10.000 rpm.
- Finalmente se coloca el disco de grano fino y la velocidad puede aumentar a 30.000 rpm.
- Se utiliza el disco súper fino a 30.000 rpm durante 15- 20 segundos.
- Eliminar los residuos superficiales de la restauración.

2.3.7 DUREZA SUPERFICIAL

La dureza es una condición de la superficie del material, no representa ninguna propiedad de la materia y está relacionada con las propiedades elásticas y plásticas del material. Si bien, es un

término que nos da idea de solidez o firmeza, no existe una definición única acerca de la dureza y se la suele definir arbitrariamente en relación al método particular que se utiliza para la determinación de su valor. De esta manera algunas definiciones son:

Resistencia a la indentación permanente bajo cargas estáticas o dinámicas (dureza por penetración).

- Absorción de energía bajo cargas de impacto o dinámicas (dureza por rebote).
- Resistencia a la abrasión (dureza por desgaste).
- Resistencia al rayado (dureza por rayado).⁽⁶³⁾

Independientemente de las definiciones enumeradas, en general, se entiende por dureza la propiedad que tienen los materiales de resistir la penetración de un indentador bajo carga. En este sentido definiremos dureza como la resistencia de un material a la deformación plástica localizada.⁽⁶⁴⁾

Los diferentes métodos desarrollados para medir la dureza en general consisten en producir una deformación local, en el material que se ensaya, a través de un indentador. Los valores obtenidos son siempre dependientes del método y las condiciones en las que se ensaya por lo que para que un valor de dureza sea útil y permita su comparación debe estar acompañada de la indicación del método utilizado y las condiciones del ensayo.⁽⁶⁴⁾ Estos métodos se pueden clasificar en dos grandes grupos según la forma de aplicación de la carga:

a) **Ensayos estáticos:** En los que la carga se aplica en forma estática o cuasiestática. En este caso un indentador se presiona contra la superficie de ensayo con una carga que se aplica en forma relativamente lenta. En general la medida de dureza en este tipo de ensayo resulta del cociente de la carga aplicada y el área de la huella que deja el indentador en la superficie, como es el caso de los métodos Brinell, Vickers y Knoop, o bien es una medida de la profundidad de la indentación como en el ensayo Rockwell.

b) **Ensayos dinámicos:** En los que la carga se aplica en forma de impacto. En general el indentador es lanzado sobre la superficie a ensayar con energía conocida y el valor de dureza se obtiene a partir de la energía de rebote del penetrador luego de impactar en la muestra, como sucede en el método de Shorey en el de Leeb, ambos conocidos como método de dureza por rebote. Se mide dureza cuando se ha establecido una correlación entre la dureza y alguna otra propiedad del material, como por ejemplo la resistencia a la abrasión o al desgaste, la resistencia a la tracción, etc. Sin embargo debe advertirse que dichas correlaciones son aplicables en forma muy cuidadosa sobre un rango acotado de materiales sobre los cuales se conoce, empíricamente, las condiciones en que se cumple la relación entre la propiedad buscada y el valor de la dureza.⁽⁶⁴⁾

En general se puede utilizar la medición de dureza para:

- Evaluar la efectividad de un tratamiento térmico.

- Evaluar la resistencia al desgaste de un material
- Evaluar la maniobrabilidad del material.
- Obtener una idea de la resistencia a la tracción de un material.

Los ensayos de dureza son junto con la tracción los más utilizados en la selección y control de calidad de los materiales. El empleo de los ensayos de dureza como instrumento de clasificación y control de calidad en las líneas de producción ha sido favorecido gracias a la automatización de los ciclos de medición de los métodos tradicionales tales como el Rockwell o el Brinell. En este sentido existen aparatos que permiten ciclos automáticos de medición muy rápidos en los que prácticamente no se requiere la intervención del operador. Además el avance de la microelectrónica y el software embebido han permitido el desarrollo de instrumentos medidores de dureza portátiles muy fáciles y rápidos de utilizar, que permiten la medición de piezas y lugares en los que los métodos tradicionales no son aplicables.⁽⁶³⁾

En relación a la estructura dentaria, cuando se produce la erosión, la desmineralización inicial está caracterizada por una superficie reblandecida con disolución de prismas periféricos sin formación de lesión sub superficial. En este caso la microdureza superficial es suficientemente sensitiva para lesiones superficiales ya que puede detectar estados tempranos de desmineralización. Las piezas dentales posteriores y las

restauraciones son sometidas constantemente al desgaste por las fuerzas masticatorias, desgastando el esmalte e incluso dentina.⁽⁶³⁾

La dureza determina el grado de deformación de un material, su resistencia a la indentación y se acepta como una propiedad importante y un parámetro valioso en la comparación con la estructura dental. Los valores de dureza de esmalte y dentina en unidades Vickers se expresan como 348HV y 80 HV respectivamente.⁽⁶³⁾

2.3.8 MÉTODOS EMPLEADOS PARA MEDIR LA DUREZA

Algunos de los métodos más utilizados para comprobar la dureza de los materiales de restauración son las pruebas de durometría de Brinell, Knoop, Vickers, Rockwell y Shore.⁽⁶³⁾

Cada una de ellas difiere ligeramente de las otras, y presenta determinadas ventajas e inconvenientes. No obstante tienen una cualidad en común: todas ellas dependen de la penetración de algún objeto de forma geométrica definida en la superficie del objeto estudiado (indentador).⁽⁶³⁾

Los indentadores pueden ser de acero, carburo de tungsteno o diamante y tener la forma de una esfera, un cono o una pirámide. La carga aplicada suele oscilar entre 1 y 3.000 kg. La elección de una prueba de durometría depende del material estudiado, de la dureza que previsiblemente puede tener y del grado de localización que se desee. Independientemente de la prueba, el

método general para medir la dureza consiste en aplicar una fuerza estandarizada o un peso determinado sobre la punta penetradora.

La aplicación de esa fuerza sobre el indentador produce una indentación de forma simétrica, en la cual se puede medir la profundidad, la superficie o la anchura por medio de un microscopio. Seguidamente se correlacionan las dimensiones de la indentación con unos valores tabulados. Con una carga fija aplicada a un indentador estandarizado, las dimensiones de la indentación variarán en forma inversa con respecto a la resistencia y a la penetración del material examinado.⁽⁶⁵⁾

Sistema Brinell: El ensayo de dureza Brinell consiste en presionar la superficie del material a ensayar con una bolilla de acero muy duro o carburo de tungsteno, produciéndose la impresión de un casquete esférico correspondiente a la porción de la esfera que penetra. El valor de dureza, número de Brinell HB, resulta de dividir la carga aplicada por la superficie del casquete.

La profundidad del casquete impreso se mide directamente en la máquina, mientras la carga se mantiene aplicada de modo de asegurar un buen contacto entre la bolilla y el material. Tiene dos inconvenientes: el primero es que no sirve para materiales frágiles, ya que producir la huella representa superar bastante el límite proporcional, lo que no es posible en ese tipo de materiales. El otro inconveniente es que no tiene en cuenta la recuperación que se produce en el material después de retirar

la esfera, es decir que no se mide la magnitud real de la penetración sino la penetración menos la recuperación que se produce cuando tiende la superficie a volver a su forma original.⁽⁶⁶⁾

Sistema Rockwell: Al igual que en el ensayo Brinell la dureza se determina en función del grado de penetración de la pieza a ensayar a causa de la acción del penetrador bajo una carga estática dada. Difiere del ensayo Brinell en que las cargas son menores y los penetradores más pequeños por lo que la impronta será menor y menos profunda.

Además el ensayo Rockwell no requiere la utilización de fórmula alguna para la determinación de la dureza. Esta se obtiene directamente del dial indicador de la máquina ya que la misma está dada por el incremento de profundidad de penetración debido a la acción del penetrador, el cual puede ser una bolilla de acero o un cono de diamante. Ofrece menos garantías de exactitud pero el ensayo es más rápido y fácil de llevar a efecto.

Los métodos más exactos son los basados en el empleo de indentadores de diamante tallados en formas especiales.⁽⁶⁶⁾

Sistema Knoop: En la microdureza Knoop se utiliza un penetrador de diamante. La dureza se determina mediante el cociente de la carga aplicada y el área de la impronta proyectada sobre la superficie que se evalúa y en la que no debe tenerse en cuenta la recuperación elástica del material.

Sin embargo, la medición de la superficie requiere que se retire el penetrador y por lo tanto el material produce la recuperación elástica y la consecuente deformación de la impronta.

Por esto, considerando que la diagonal mayor l prácticamente no es afectada por la recuperación, el cálculo de la superficie se realiza en función de ésta.⁽⁶⁶⁾

Sistema Vickers: La determinación de la dureza Vickers es similar a la Brinell ya que se obtiene del cociente de la carga aplicada por la superficie de la impronta. Sin embargo en este caso se utiliza una carga pequeña y el penetrador es un diamante en forma de pirámide. Las cargas pueden variar de 1 a 100 kg según el espesor y tipo de material. En general las máquinas estándar proveen cargas de 1, 2.5, 5, 10, 20, 30, 50, 100 y 120 kg de las cuales las de 30 y 50 kg son las más usadas.⁽⁴¹⁾

El ángulo del penetrador Vickers se adoptó de tal manera que los números Vickers coincidan con los Brinell. Para relacionar el método Vickers con el Brinell es necesario considerar la condición de semejanza y los límites a partir de los cuales la bolilla no experimenta deformaciones y se obtienen impresiones nítidas de esta manera resulta una impronta en el que las tangentes a la bola forman un ángulo de 136° , que resulta el ángulo adoptado para la construcción del penetrador piramidal. Sin embargo la coincidencia entre los valores de

dureza que arrojan ambos métodos solo se cumple hasta aproximadamente 350 unidades.

Esto se debe a que para valores mayores la deformación que sufre la bolilla utilizada en el ensayo Brinell modifica en parte el valor de dureza obtenido. De aquí se desprende que el ensayo Vickers es más exacto, debido a la menor deformación del penetrador, para durezas que sobrepasan los 500 Brinell.⁽⁶⁶⁾

En este tipo de ensayos la penetración es del orden de algunos micrones, por lo que pueden ensayarse chapas y láminas extremadamente delgadas, o superficies tratadas en las que el espesor del tratamiento es muy delgado como es el caso de los materiales dentales.

En los ensayos de microdureza se utilizan aparatos que aplican cargas que pueden variar de 0,01 kg a 2 kg.⁽⁶³⁾ La huella dejadas en las pruebas de microdureza Vickers y Knoop son muy pequeñas y permiten realizar mediciones aun en áreas muy reducidas y se prestan para determinar la dureza de materiales bastante frágiles como lo son los materiales dentarios. Por eso se usará la prueba de microdureza Vickers para medir la dureza superficial en los elementos de restauraciones dentarias.

La ventajas de la prueba Knoop sobre Vickers es poder medir laminas mucho más delgadas siendo en Vickers 0.2 mm la medida mínima, suficiente para medidas en materiales dentales. Por tanto el valor de dureza de hecho es

independiente de la ductilidad del material probado. Así mismo la carga puede variar según el límite de amplitud, de un gramo a más de un kilogramo, por lo que mediante esta prueba se pueden obtener los valores de materiales que excedan de dureza y suavidad.⁽⁴¹⁾

2.4 DEFINICIÓN DE TÉRMINOS BÁSICOS

RESINA COMPUESTA: Mezcla entre una resina (matriz orgánica) y un relleno inorgánico químicamente es un monómero llamado Bisfenol A – Metacrilato de glicidilo (BIS- GMA), siendo la unión entre una resina epóxica y una vinílica. Ray L. Bowen (1962).⁽⁶⁷⁾

DUREZA: La definición más corriente de sustancias duras y blandas se refiere a su resistencia relativa y a la indentación. Por consiguiente, la dureza es una medida de la resistencia a la deformación plástica y se mide como la fuerza por unidad de superficie de indentación.⁽⁶³⁾

MICRODUREZA: El término de microdureza se refiere a las huellas dejadas por el indentador sobre las superficies de los materiales que se estudian la cual será observada con la ayuda de un microscopio.⁽⁶³⁾

ZIRCONIA: Es un elemento que encontramos en la tabla periódica con el símbolo de **Zr**, se caracteriza por su alta resistencia a la corrosión; Es un elemento que solo se logra conseguir con la reacción y fusión de otros minerales, ya que no es un material que obtengamos directamente de la naturaleza.

FUERZA: Resistencia o solidez que presenta un cuerpo. ⁽⁶⁹⁾

INDENTACIÓN: Muesca escotadura, depresión. Marcas dejadas por las piezas dentarias en la mucosa del borde de la lengua, del labio o de la zona yugal. Huella, depresión dejada en la superficie de un material que es sometido a una prueba de dureza. ⁽⁶⁹⁾

PULIDO: Los procedimientos de acabado y pulido representan una fase fundamental en toda restauración dental, para prevenir la adherencia de placa bacteriana así como de pigmentos que dan la apariencia de envejecimiento prematuro a las resinas dentales. ⁽⁵²⁾

NÚMERO DE VICKERS: Consiste en observar la capacidad del material cuestionado para resistir la deformación plástica de una fuente estándar.

2.5 FORMULACIÓN DE HIPÓTESIS:

2.5.1 Hipótesis General:

- Existen diferencias en la microdureza superficial in vitro entre las resinas compuestas a base de zirconia VITTRA (FGM) y FORMA (ULTRADENT), según el momento del pulido.

2.5.2 Hipótesis Nula:

- No existen diferencias en la microdureza superficial in vitro entre las resinas compuestas a base de zirconia VITTRA (FGM) y FORMA (ULTRADENT), según el momento del pulido.

2.5.3 Hipótesis Específicas:

- Existen diferencias en la microdureza superficial in vitro de la resina compuesta a base de zirconia FORMA (ULTRADENT) al pulido inmediato y pulido después de 24 horas.
- Existen diferencias en la microdureza superficial in vitro de la resina compuesta a base de zirconia VITTRA (FGM) al pulido inmediato y pulido después de 24 horas.
- Existen diferencias en la microdureza superficial in vitro entre la resina compuesta a base de zirconia FORMA (ULTRADENT) y VITTRA (FGM) al pulido inmediato.
- Existen diferencias en la microdureza superficial in vitro entre la resina compuesta a base de zirconia FORMA (ULTRADENT) y VITTRA (FGM) pulido después de 24 horas.

2.6 IDENTIFICACIÓN DE VARIABLES

Variable Independiente = Resinas compuestas a base de Zirconia

Variable Dependiente= Microdureza

Variable Interviniente= Tiempo de pulido

2.7 IDENTIFICACIÓN OPERACIONAL DE VARIABLES, DIMENSIONES E INDICADORES

Variable	Tipos de Variable	Dimensión	Indicador	Escala de medición	Categorías
Independiente: Resina Compuesta	Cualitativa	Resina nanohíbrida Resina de Nanoparticulas	Tipo de Resina.	Nominal	Vittra (FGM) Forma (Ultradent)
Dependiente: Microdureza Superficial	Cuantitativa	Microdureza de resinas	-Medición Cantidad de resistencia a la indentación que presenta la superficie de cada muestra medido en Kg/mm ²	Razón	Resultante Numérica del Durometro (Vickers)
Interviniente Tiempo de pulido	Cualitativa	Tiempo para la ejecución del pulido.	Observación	Nominal	-Pulido Inmediato. -Pulido a las 24 horas.

III. MARCO METODOLÓGICO

3.1 TIPO Y NIVEL DE INVESTIGACIÓN

Investigación Cuantitativa

Tipos de Investigación:

- **Según la Intervención del Investigador:** Experimental, porque se manipula una de las variables para esperar un resultado.
- **Según la Planificación de toma de Datos:** Prospectivo (los datos necesarios para el estudio fueron recogidos a propósito para la investigación; por lo que posee control de sesgo de medición).
- **Según el Número de ocasiones en que se mide la Variable:** Transversal (todas las variables fueron medidas en una sola ocasión; por ello se realizaron comparaciones, se trató de muestras independientes).

Nivel de Investigación:

- **Relacional/Comparativo:** Permite saber el grado de relación entre dos o más variables.

El tipo y nivel de la investigación se tomó como referencia al Dr. José Supo en su libro titulado “Seminario de investigación científica”.

3.2 DISEÑO Y MÉTODO DE LA INVESTIGACIÓN

$$\begin{array}{c} M_1 \rightarrow X_{1.1} \rightarrow O_{1.1} \\ \neq \\ M_1 \rightarrow X_{1.2} \rightarrow O_{1.2} \\ \neq \\ M_2 \rightarrow X_{2.1} \rightarrow O_{2.1} \\ \neq \\ M_2 \rightarrow X_{2.2} \rightarrow O_{2.2} \end{array}$$

M₁ → Muestra Resina Ultradent

M₂ → Muestra Resina Vittra

X → Identación de muestras de resinas

O → Observación

3.3 DETERMINACIÓN DE LA POBLACIÓN Y MUESTRA

La muestra estuvo conformada por 32 bloques cilíndricos de 6mm de diámetro por 6mm de altura de los cuales 16 bloques fueron elaborados con resina VITTRA APS (FGM) y 16 bloques con resina FORMA (ULTRADENT).

Estas muestras a su vez fueron subdivididas en 2 grupos según el momento de pulido, es decir 8 muestras pulidas inmediatamente después de la preparación de la muestra y 8 muestras fueron pulidas después de las 24 horas de preparadas las muestras.

La población muestral fue organizada por el investigador, intencionada, por conveniencias, no probabilística.

- Criterios de Inclusión:
 - Las muestras cuyas medidas fueron de 6mm de alto por 6mm de diámetro.
 - Muestras que cumplieron el protocolo de fotocurado en cuatro incrementos de 1.5mm.
 - Muestras que siguieron el protocolo de preparación de las resinas.
 - Muestras fotocuradas con Luz LED según el tiempo que indica el fabricante de las resinas.

- Criterios de Exclusión:

- Muestras que no cumplieron las medidas de 6mm de alto por 6mm de diámetro.
- Muestras que no cumplieron el protocolo de fotocurado en cuatro incrementos de 1.5mm.
- Muestras que no siguieron el protocolo de preparación de las resinas.
- Muestras que no fueron fotocuradas con Luz LED, según el tiempo que indica el fabricante de las resinas.

3.4 TÉCNICAS E INSTRUMENTOS DE RECOLECCIÓN DE DATOS

En este estudio se emplearon dos tipos de resina compuesta:

Una resina nanohibrida (ULTRADENT - FORMA) y una resina con nanopartículas (FGM - VITTRA). Ambos materiales restauradores fueron de color A2.

Se elaboraron 53 muestras en cilindros estandarizados (6 mm altura x 6 mm de diámetro), siguiendo las especificaciones de la norma ISO 4049 (Anexo 2), para la obtención de las muestras se utilizó un molde que cumplía los requisitos de la norma de estandarización, (dichos moldes fueron verificadas por un Calibrador Digital), siguiendo las recomendaciones del fabricante las resinas fueron introducidas dentro del molde en cuatro incrementos de 1.5 mm cada uno, después de introducir el último incremento se colocó sobre el molde una tira celuloide y sobre ella una lámina portaobjeto para garantizar que las superficies tanto superior como inferior (platina de vidrio) queden paralelas entre sí, posteriormente las muestras se polimerizaron desde la parte superior del

molde con una lámpara LED Marca WOODPECKER de acuerdo a las instrucciones del fabricante a una intensidad de luz de 1000 mW/cm²-1700 mW/cm²) durante un tiempo que indica el fabricante, considerando que para la resina FORMA- ULTRADENT el tiempo de fotocurado es de 20 segundos y para la resina VITTRA – FGM el tiempo de fotocurado es 40 segundos

De la población muestral se eligieron 32 muestras que cumplieran con los criterios de inclusión, siendo distribuidos según el tipo de resina en nanohíbridas y nanopartícula en dos grupos de 16 cada uno. A su vez estos grupos se subdividieron en dos, según el momento del pulido, de los cuales 8 muestras fueron pulidas inmediatamente después de fotocurada la última capa de resina y las 8 muestras restantes fueron pulidas después de las 24 horas de haber fotocurado la última capa de resina.

El pulido se realizó con discos de óxido de aluminio (Sof-lex) de grano grueso a grano fino, cada disco se utilizó con movimientos circulares con una ligera presión durante 20 segundos con una pieza de baja velocidad (NSK).

Por último se realizó la medición de la dureza superficial de los grupos mediante el ensayo Vickers, usando un Durometro Vickers marca (WETZLAR), Germany Mod. 626449.

La carga aplicada fue de 100 g con un tiempo de permanencia de 15 seg., se realizaron 3 indentaciones en cada muestra con la misma distancia entre ellas y con no más de 1mm adyacentes a los márgenes de la muestra. La dureza se determinó mediante la división de área de la huella dejada

sobre la carga aplicada, tanto para las muestras con las resina nanohibrida como para las muestras con resina de nanopartícula.

3.5 TÉCNICAS DE PROCESAMIENTO, ANÁLISIS DE DATOS

Los valores de la microdureza obtenidos fueron colocados en una ficha elaborada para éste estudio (ANEXO 1). En ésta ficha se colocaron los materiales a estudiar que son las resinas VITTRA – FGM y la resina FORMA – ULTRADENT; con los números de muestra correspondientes de cada una, enumerados de 1 al 32 y al costado de cada una se colocará los valores de microdureza; de los cuales la numeración del 1 al 8 corresponden a la resinas FORMA – ULTRADENT pulidos inmediatamente después de fotocurado la última capa de resina, la numeración del 9 a 16 corresponden a la resinas FORMA – ULTRADENT pulidos después de 24 horas de haber fotocurado la última capa de resina, la numeración del 17 al 24 corresponden a la resinas VITTRA – FGM pulidos inmediatamente después de fotocurado la última capa de resina, la numeración del 25 a 32 corresponden a la resinas VITTRA – FGM pulidos después de 24 horas de haber fotocurado la última capa de resina.

Los datos obtenidos fueron procesados mediante métodos estadísticos con el paquete SPSS. Se usaron la prueba de T-STUDENT por lo que se realizaron cálculos de Media, Moda, Promedio, para determinar si es que hubo una variación estadísticamente significativa entre las medidas de microdureza de los dos materiales evaluados.

Para determinar si existe una diferencia estadística significativa entre las variaciones de la microdureza de los dos grupos evaluados, se usó la prueba comparativa de ANOVA.

Se utilizó la prueba de Tukey para comparaciones múltiples.

IV. RESULTADOS

4.1 ANALISIS DESCRIPTIVO.

De los valores de los dos grupos manipulados.

TABLA N° 1:
DISTRIBUCIÓN DE LA MICRODUREZA DEL GRUPO DE ESTUDIO
CONFORMADO POR LOS BLOQUES DE LA RESINA DE LA MARCA
FORMA-ULTRADENT.

		PROMEDIO DE IDENTACIONES / PULIDO INMEDIATO	PROMEDIO DE IDENTACIONES / PULIDO 24 HORAS
RESINA FORMA - ULTRADENT	Media	38,68	32,50
	Moda	32,89	32,96
	Recuento	8	8
	Máximo	42,58	38,85
	Mínimo	32,89	26,75
	% del N de la columna		50,0%
	Error típico de la media		1,21
	Desviación típica		3,43

FUENTE: Ficha de recolección de datos

INTERPRETACION:

De 16 muestras evaluadas y analizadas en dos grupos de 8 muestras, para el grupo uno (resina FORMA – ULTRADENT) se observa dos medidas transversales, que corresponde lo siguiente:

- Promedio de Identación /pulido inmediato corresponde 8 mediciones con un valor medio de 38,68 siendo el valor que más se repite moda 32,89 ; teniendo valores de identaciones mínimo de 32,89 y un valor máximo de 42,58
- Promedio de identaciones / pulido 24 horas corresponde 8 mediciones con un valor medio de 32,50 siendo el valor que más se repite moda 32,96 ;

teniendo valores de indentaciones mínimo de 26,75 y un valor máximo de 38,85

TABLA N°2:

**DISTRIBUCIÓN DE LA MICRODUREZA DEL GRUPO DE ESTUDIO
CONFORMADO POR LOS BLOQUES DE RESINA DE LA MARCA
VITTRA-FGM.**

		PROMEDIO DE IDENTACIONES / PULIDO INMEDIATO	PROMEDIO DE IDENTACIONES / PULIDO 24 HORAS
RESINA VITTRA - FGM	Media	37,34	35,49
	Moda	32,50	32,45
	Recuento	8	8
	Máximo	44,92	42,78
	Mínimo	32,50	32,45
	% del N de la columna		50,0%
	Error típico de la media		1,33
	Desviación típica		3,77

FUENTE: Ficha de recolección de datos

INTERPRETACION:

De las 16 muestras evaluadas y analizadas en dos grupos de 8 muestras, para el grupo dos (resina VITTRA-FGM) se observa dos medidas transversales, que corresponde lo siguiente:

- Promedio de Identación /pulido inmediato corresponde 8 mediciones con un valor medio de 37,34 siendo el valor que más se repite moda 32,50 ; teniendo valores de indentaciones mínimo de 32,50 y un valor máximo de 44,92
- Promedio de indentaciones / pulido 24 horas corresponde 8 mediciones con un valor medio de 35,49 siendo el valor que más se repite moda 32,45 ; teniendo valores de indentaciones mínimo de 32,45 y un valor máximo de 42,78.

4.2 PRUEBA T DE ESTUDENT:

Para muestras independientes de la resina al pulido inmediato.

TABLA N° 3: COMPARACIÓN DE LA DIFERENCIA EN LA IDENTACION DE LAS RESINAS AL PULIDO INMEDIATO

	RESINA COMPUESTA CON PARTICULAS DE ZIRCONIO	N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
PROMEDIO DE IDENTACIONES / PULIDO INMEDIATO	RESINA FORMA - ULTRADENT	8	38,6825	4,07074	1,43922
	RESINA VITTRA - FGM	8	37,3375	5,52390	1,95299

FUENTE: Ficha de recolección de datos

		Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
									Inferior	Superior
PROMEDIO DE IDENTACIONES / PULIDO INMEDIATO	Se han asumido varianzas iguales	1,839	,197	,554	14	,588	1,34500	2,42601	-3,85828	6,54828
	No se han asumido varianzas iguales			,554	12,871	,589	1,34500	2,42601	-3,90141	6,59141

INTERPRETACION:

De las 16 muestras divididas en dos grupos resina FORMA –ULTRADENT y resina VITTRA-FGM para la hipótesis si existe alguna diferencia en la Identación al pulido inmediato los valores medios corresponde a 38,68 para el primero y 37,33 para el segundo siendo no significativos estadísticamente. Por lo tanto se acepta la hipótesis nula y se rechaza la hipótesis de diferencia con un p valor= 0,588.

Se rechaza hipótesis de estudio.

TABLA N° 4:
PRUEBA DE T DE ESTUDENT PARA MUESTRAS INDEPENDIENTES
EN RESINA PULIDAS DESPUÉS DE 24 HRAS DESPUÉS

	RESINA COMPUESTA CON PARTICULAS DE ZIRCONIO	N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
PROMEDIO DE IDENTACIONES / PULIDO 24 HORAS	RESINA FORMA - ULTRADENT	8	32,4963	3,43338	1,21388
	RESINA VITTRA - FGM	8	35,4863	3,77000	1,33290

	Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilatera l)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
								Inferior	Superior
PROMEDIO DE IDENTACIONES / PULIDO 24 HORAS	,445	,516	-1,659	14	,119	- 2,99000	1,80281	-6,85664	,87664
			-1,659	13,879	,120	- 2,99000	1,80281	-6,85980	,87980

FUENTE: Ficha de recolección de datos

FUENTE: Ficha de recolección de datos

INTERPRETACION:

De las 16 muestras divididas en dos grupos (resina FORMA –ULTRADENT y RESINA VITTRA-FGM) para la hipótesis si existe alguna diferencia en la Identación al pulido 24 Hras después, los valores medios corresponde a 32,49 para el primero y 35,48 para el segundo siendo no significativos estadísticamente . Por lo tanto se acepta la hipótesis nula y se rechaza la hipótesis de diferencia con un p valor= ,119.

TABLA N° 5: PRUEBA T PARA MUESTRAS RELACIONADAS DE LA RESINA FORMA – ULTRADENT.

	Media	N	Desviación típ.	Error típ. de la media
PROMEDIO DE IDENTACIONES / PULIDO INMEDIATO	38,6825	8	4,07074	1,43922
PROMEDIO DE IDENTACIONES / PULIDO 24 HORAS	32,4963	8	3,43338	1,21388

FUENTE: Ficha de recolección de datos

INTERPRETACION:

De las 8 muestras correspondientes a los bloques de resina de la marca FORMA-ULTRADENT, para la hipótesis si existe diferencia entre estas dos medidas correspondientes al mismo grupo pero tomados en momentos diferentes se observa valores de media de 38,68 para la primera toma y de 32,49 para la segunda toma, siendo significativo estadísticamente con un p valor de ,016 de esta manera se acepta la hipótesis de estudio de diferencia entre las identaciones y se rechaza la hipótesis nula.

	Media	Desviación típ.	Diferencias relacionadas		t	gl	Sig. (bilateral)	
			Error típ. de la media	95% Intervalo de confianza para la diferencia				
				Inferior				Superior
PROMEDIO DE IDENTACIONES / PULIDO INMEDIATO - PROMEDIO DE IDENTACIONES / PULIDO 24 HORAS	6,18625	5,54510	1,96049	1,55043	10,82207	3,155	7	,016

TABLA N° 6: PRUEBA T RELACIONADA DE LA RESINA VITTRA – FGM

	Media	N	Desviación típ.	Error típ. de la media
PROMEDIO DE IDENTACIONES / PULIDO 24 HORAS	35,4863	8	3,77000	1,33290
PROMEDIO DE IDENTACIONES / PULIDO INMEDIATO	37,3375	8	5,52390	1,95299

De las 8 muestras correspondientes a los bloques de resina de la marca VITTRA-FGM , para la hipótesis si existe diferencia entre estas dos medidas correspondientes al mismo grupo pero tomados en momentos diferentes se observa valores de media de 37,33 para la primera toma y de 35,48 para la segunda toma , siendo no significativo estadísticamente con un p valor de ,375 de esta manera se acepta la hipótesis nula de diferencia entre las identaciones y se rechaza la hipótesis de estudio.

	Diferencias relacionadas					t	gl	Sig. (bilateral)
	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media	95% Intervalo de confianza para la diferencia				
				Inferior	Superior			
PROMEDIO DE IDENTACIONES / PULIDO 24 HORAS - PROMEDIO DE IDENTACIONES / PULIDO INMEDIATO	-1,85125	5,52355	1,95287	-6,46905	2,76655	-,948	7	,375

TABLA N° 7: ANALISIS DE LA VARIANZA ANOVA DE UN FACTOR

PROMEDIO DE IDENTACIONES

	N	Media	Desviación típica	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mínimo	Máximo
					Límite inferior	Límite superior		
RESINA FORMA - ULTRADENT	8	38,6825	4,07074	1,43922	35,2793	42,0857	32,89	42,58
RESINA VITTRA - FGM	8	37,3375	5,52390	1,95299	32,7194	41,9556	32,50	44,92
RESINA ULTRADENT 24HRAS	8	32,4963	3,43338	1,21388	29,6259	35,3666	26,75	38,85
RESINA VITTRA / 24HRAS	8	35,4863	3,77000	1,33290	32,3345	38,6380	32,45	42,78
Total	32	36,0006	4,69659	,83025	34,3073	37,6939	26,75	44,92

Del total de 32 mediciones distintas se observa las medias con valores distintos: resina FORMA – ULTRADENT 38,6825, resina VITTRA – FGM 37,3375 ; resina ULTRADENT 24hras 32,4963 ; resina VITTRA / 24hras 35,4863 con un P valor de 0,041, por lo tanto se acepta la hipótesis de diferencia de mediciones

ANOVA de un factor

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	172,199	3	57,400	3,142	,041
Intra-grupos	511,597	28	18,271		
Total	683,797	31			

TABLA N° 8: Prueba de Tukey para comparaciones múltiples.

Comparaciones múltiples

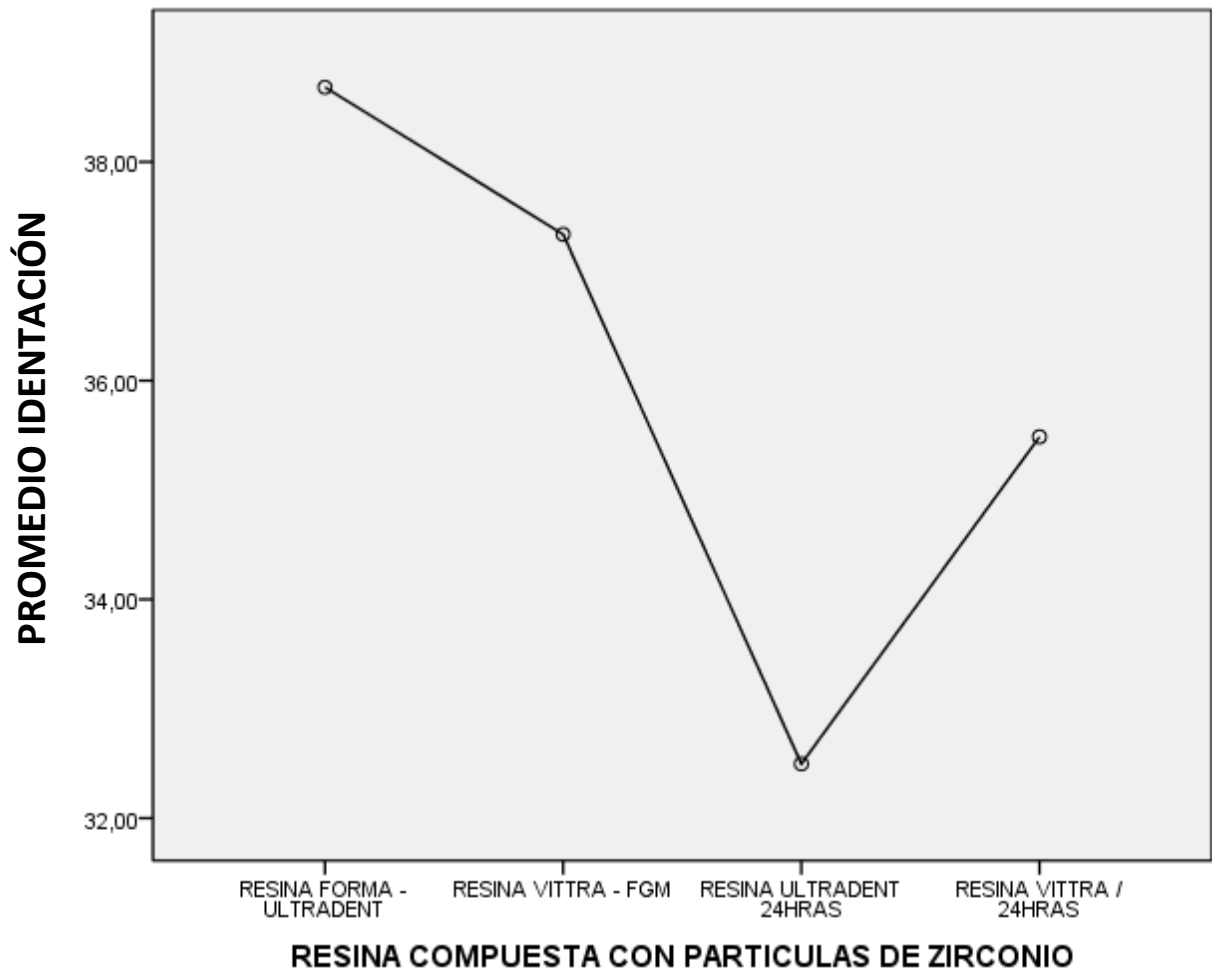
POST – HOC PRUEBA DE TUKEY

(J) RESINA COMPUESTA CON PARTICULAS DE ZIRCONIO	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.	Intervalo de confianza al 95% Límite inferior	Límite superior
RESINA VITTRA - FGM	1,34500	2,13725	,922	-4,4904	7,1804
RESINA ULTRADENT 24HRAS	6,18625*	2,13725	,035	,3509	12,0216
RESINA VITTRA / 24HRAS	3,19625	2,13725	,454	-2,6391	9,0316
RESINA FORMA - ULTRADENT	-1,34500	2,13725	,922	-7,1804	4,4904
RESINA ULTRADENT 24HRAS	4,84125	2,13725	,131	-,9941	10,6766
RESINA VITTRA / 24HRAS	1,85125	2,13725	,822	-3,9841	7,6866
RESINA FORMA - ULTRADENT	-6,18625*	2,13725	,035	-12,0216	-,3509
RESINA VITTRA - FGM	-4,84125	2,13725	,131	-10,6766	,9941
RESINA VITTRA / 24HRAS	-2,99000	2,13725	,510	-8,8254	2,8454
RESINA FORMA - ULTRADENT	-3,19625	2,13725	,454	-9,0316	2,6391
RESINA VITTRA - FGM	-1,85125	2,13725	,822	-7,6866	3,9841
RESINA ULTRADENT 24HRAS	2,99000	2,13725	,510	-2,8454	8,8254

*. La diferencia de medias es significativa al nivel 0.05.

De los 4 subgrupos constituidos por 32 mediciones con medias diferentes solo hay diferencia significativa entre resina FORMA – ULTRADENT pulido inmediato y resina FORMA - ULTRADENT pulido después de 24hras con un p valor de 0,035

GRÁFICO N° 1: Media de Promedio de Identaciones.



DISCUSIÓN

Las resinas Compuestas son ampliamente utilizadas en odontología, por ello se han presentado numerosos estudios que han aportado al desarrollo de diferentes tipos de resinas compuestas, convirtiéndose éste, en uno de los principales objetos de estudio en materiales dentales, intentando día a día mejorar sus características físicas, tanto estéticas como mecánicas.

La microdureza superficial está relacionada a las propiedades elásticas y plásticas del material por lo tanto la microdureza superficial es suficientemente sensitiva para lesiones superficiales ya que determina el grado de deformación de un material, su resistencia a la Identación y se acepta como una propiedad importante y un parámetro valioso en la comparación con la estructura dental.

En los resultados estadísticos de la resina compuesta FORMA – ULTRADENT de pulido inmediato, se halló la Media = 38.68, la Moda = 32.89, como valor Mínimo 32.89 y Máximo de 42.58; así mismo en los resultados estadísticos con la misma resina compuesta, pero pulido después de 24 horas; se halló la Media = 32.50, la Moda = 32.96, como valor Mínimo 26.75, Máximo de 38.85, Desviación Típica = 3.43 y de la misma forma en los resultados estadísticos de la resina compuesta VITTRA – FGM de pulido inmediato, se halló la Media = 37.34, la Moda = 32.50, como valor Mínimo 32.50 y Máximo de 44.92; así mismo en los resultados estadísticos de la misma resina compuesta, pero pulido después de 24 horas; se halló la Media = 35.49, la Moda = 32.45, como valor Mínimo 32.45, Máximo de 42.78 y Desviación típica = 3.77. Como se observa en ambos resultados la media de la microdureza superficial se aproxima entre ambas resinas, ya que no existen

referencias en otros autores que hayan hecho estudios similares, pero existen estudios como el de Araujo P. (2017) que realizó una investigación con la Resina de Nano partículas Resin Kerr con líquido modelador (Modeling) de resina mostraron resultados con la media de 30.97HV, así como también Jácome J. (2015) concluyó que la Resina Compuesta Nanohibrida Tetric N-Ceram de la marca Ivoclar sometidas a Coca-Cola con un PH 2.30 y suero Fisiológico obtuvieron una media de 31.917HV y Castilla O. (2015) Concluyó que la Resina Tetric N- Ceram sumergida a la bebida Isotónica (Gatorade) obtuvo una media de 21.09 HV siendo también sumergida a la bebida ionizante (Red Bull) obteniendo una media de 22.45 HV y la Resina Filtek Z350 sumergida a la bebida Isotónica (Gatorade) obtuvo una media de 12.27 HV siendo también sumergida a la bebida ionizante (Red Bull) obteniendo una media de 12.36 HV estando por debajo de los resultados de ésta investigación.

En el presente estudio según el análisis de T-Student, no encontramos diferencias significativas de microdureza al Pulido Inmediato, entre las resinas FORMA (ULTRADENT) y VITTRA (FGM) con un $P= 0.588$ no significativo estadísticamente, es por eso que se Acepta la Hipótesis Nula y se Rechaza la Hipótesis diferencial. En análisis para muestras independientes, no encontramos diferencias significativas de microdureza al Pulido después de 24 horas, entre las resinas FORMA (ULTRADENT) y VITTRA (FGM) con un $P= 0.119$ no significativo estadísticamente, es por eso que se Acepta la Hipótesis Nula y se Rechaza la Hipótesis diferencial. En la prueba para muestras relacionadas, encontramos diferencias significativas de microdureza con la resina FORMA – ULTRADENT al pulido inmediato en comparación con el pulido después de 24 horas, con un $P= 0.016$ significativo estadísticamente, es por eso que se Acepta la

Hipótesis Diferencial y se Rechaza la Hipótesis Nula. En el análisis para muestras relacionadas, no encontramos diferencias significativas de microdureza con la resina VITTRA – FGM al pulido inmediato en comparación con el pulido después de 24 horas, con un $P= 0.375$ significativo estadísticamente, es por eso que se Acepta la Hipótesis Nula y se Rechaza la Hipótesis Diferencial; por lo que no concuerda con el estudio de Suarez R., Lozano F. (2014) que concluyó que la resina de Nanorelleno (3M ESPE Filtek Z350 XT) pulida inmediatamente obtuvo una media de 86.450 HV y pasada las 24 horas una media de 91.200HV, junto a la otra resina investigada Nanohibrida Nanorelleno (3M ESPE Filtek Z250 XT) al pulido inmediato mostró una media de 92.52 HV y pasada las 24 horas una media de 100.65HV, dicha investigación no fueron realizadas según las normas ISO establecidas para materiales poliméricos, ya que es importante estandarizar cada paso para que sean más relevantes los resultados obtenidos.

En el estudio, según el Análisis de Varianza ANOVA encontramos diferencias significativas en la microdureza superficial entre las resinas compuestas a base de Zirconia VITTRA APS (FGM) y FORMA (ULTRADENT) según el momento del pulido, con una $P=0.041$; Aceptando así la Hipótesis Diferencial y Rechazando la Hipótesis Nula.

En el estudio, según el análisis de Tukey sólo existe diferencia significativa en la resinas FORMA – ULTRADENT de pulido inmediato en comparación con el pulido a las 24 horas de la misma resina con el $P = 0.035$.

CONCLUSIONES

- La microdureza superficial fue directamente proporcional al contenido inorgánico (VITTRA –FGM libre de componentes orgánicos y la resina FORMA- ULTRADENT con contenido inorgánico y orgánico)
- Los valores encontrados en la microdureza superficial de la resina compuesta a base de Zirconia VITTRA – FGM al pulido inmediato indica 37.3375 HV, es menor pero no significativo en comparación con la resina FORMA - ULTRADENT al pulido inmediato que indica 38.6825 HV, por lo tanto se concluyó que ambas resinas al pulido inmediato no muestran diferencias estadísticamente significativas.
- Los valores encontrados en la microdureza superficial de la resina compuesta a base de Zirconia VITTRA – FGM pulido después de 24 horas, indica 35.4863 HV, es mayor pero no significativo en comparación con la resina FORMA - ULTRADENT pulido después de 24 horas, indica 32.4963 HV, por lo tanto se concluyó que ambas resinas pulidas después de 24 horas no muestran diferencias estadísticamente significativas.
- Los valores encontrados en la microdureza superficial de la resina compuesta a base de Zirconia FORMA – ULTRADENT al pulido inmediato indica 38.6825HV, siendo mayor estadísticamente significativo en comparación con el pulido después de las 24 horas de la misma resina, indicando 32.4963 HV, por lo tanto se concluyó que la resina FORMA – ULTRADENT debe ser pulida inmediatamente.
- Los valores encontrados en la microdureza superficial de la resina compuesta a base de Zirconia VITTRA – FGM al pulido inmediato indica 37.3375HV, siendo mayor estadísticamente no significativo en comparación con el pulido

después de las 24 horas de la misma resina, indicando 35.4863HV, por lo tanto se concluyó que la resina VITTRA – FGM debe ser pulida inmediatamente.

RECOMENDACIONES

1. Se recomienda pulir las resinas inmediatamente después de fotocurado ya que el momento del pulido no influye en la microdureza superficial a su vez brindará comodidad al paciente, reducirán costos, reducirá el número de sesiones y tiempo del operador
2. Recomendamos que para los próximos estudios, hacer la comparación con las resinas más comerciales y posicionadas en el mercado.
3. Realizar más estudios no sólo midiendo la propiedad de microdureza superficial sino otras propiedades como flexión, tensión, color, etc.
4. En el presente trabajo se utilizó el sistema de polimerización de luz LED, recomendamos utilizar y comparar entre otros sistemas de polimerización y técnicas de polimerización.
5. Realizar estudios de microdureza superficial considerando otros tiempos para el pulido, y comparando diferentes sistemas de pulido.

V. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Camacho J. Análisis in vitro comparativo de la resistencia a la tracción entre cementos de ionómero de vidrio, Relyxu200 y RelyxArc, en 30 coronas de zirconio sobre piezas dentarias extraídas. Especialización de Estética y Operatoria Dental. Quito, Ecuador. Universidad Central del Ecuador 2016. Pag 24.
2. Téllez M. Eficacia en el uso de las coronas estéticas de zirconia y acero cromo como frente estético prefabricado en dientes anteriores de pacientes pediátricos. Maestría de Ciencias odontológicas en el área de Odontopediatría. Universidad autónoma de Nuevo León 2014. Pag. 27-29
3. Lamas C, Alvarado S, Angulo G. Importancia del acabado y pulido en restauraciones directas de resina compuesta en piezas dentarias anteriores. Reporte de Caso. Rev Estomatol Herediana 2015. Vol 2; N° 25; Pag. 145-151.
4. Bravo G. Microdureza superficial de dos resinas compuestas frente a la acción de una bebida carbonatada: estudio in vitro. Título de Odontólogo General. Quito, Ecuador. Universidad Central del Ecuador, 2017.
5. Blanco S, Frías S, Tarón A, et al. Resistencia a la compresión del ionómero de vidrio y de la resina compuesta. Estudio in vitro. Revista Odontológica Mexicana 2017. Vol 21; Núm 2; pp109-113.
6. Araujo P. Influencia de líquidos modeladores de resina en la microdureza superficial de resinas de nanopartículas. Título de

- Odontólogo General. Quito, Ecuador. Universidad Central del Ecuador, 2017.
7. Canencia M. Microdureza de una resina de micropartículas utilizada en clínicas de la facultad de odontología sumergida a bebidas carbonatadas. Título de Odontólogo General. Quito, Ecuador. Universidad Central del Ecuador, 2017.
 8. Dionysopoulos D, Tolidis K, Sfeikos T, Karanasiou C, et al. (Grecia 2017) Evaluation of Surface Microhardness and Abrasion Resistance of Two Dental Glass Ionomer Cement Materials after Radiant Heat Treatment. Hindawi 2017. Pag, 1–8.
 9. Arun M, Steffy S, Kanita R, et al. Repeated exposure of acidic beverages on esthetic restorative materials: An in-vitro surface microhardness study. Journal of Clinical and Experimental Dentistry 2016. Vol 8. N° 3. Pag 312-317
 10. Furtado F, Jendiroba J, Guenka R. Influence of Light Source and Photopolymerization Distance on Composite Resin Microhardness. Journal Dental And Oral Implants 2016. ISSN N° 2473-1005. Vol 1. N° 1. Pag 1 -10
 11. Taron A, Frías S, Blanco S, et al. Comparación de la dureza superficial de diferentes tipos de materiales restauradores en premolares birradiculares, un estudio in vitro. Revista Avances en Odontoestomatología 2015. Vol; Núm 6; pp355-361.
 12. Jácome J. Microdureza superficial de tres resinas compuestas nanohíbridas y tres resinas compuestas fluidas de diferentes casas comerciales frente a la acción de una bebida carbonatada (coca cola):

- evaluación in vitro. Título de Odontólogo General. Quito, Ecuador. Universidad Central del Ecuador, 2015.
13. Ajalcriña T. Efecto in vitro de la bebida carbonatada sobre la microdureza superficial de una resina microhíbrida y una resina de nanopartículas. Título de Cirujano Dentista. Trujillo, Perú. Universidad Privada Antenor Orrego, 2016.
 14. Mezarina F. 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. Título de Cirujano Dentista. Lima, Perú. Universidad Peruana de Ciencias Aplicadas, 2016.
 15. Quintanilla C. Comparación de la microdureza superficial in vitro de una resina compuesta fotoactivada a diferentes temperaturas y tiempos de climatización. Grado de Maestro en Estomatología. Lima, Perú. Universidad Peruana Cayetano Heredia, 2016.
 16. Castilla O. Comparación in vitro de la microdureza superficial de dos resinas compuestas (Tetric N-Ceram y Filtek Z 350XT) sumergidas en una bebida isotónica (Gatorade) y una bebida energizante (Red Bull). Título de Cirujano Dentista. Lima, Perú. Universidad Peruana de Ciencias Aplicadas, 2015.
 17. López C. Microdureza superficial en resinas de nanotecnología, aplicadas en un solo bloque: Estudio in vitro. Título de Cirujano Dentista. Lima, Perú. Universidad Nacional Mayor de San Marcos, 2015.

18. Salas Y, Lozano F. Estudio in vitro de la microdureza superficial en resinas compuestas de Metacrilato y Silorano. Revista KIRU 2014. Vol 11; Núm 1; pp69-73.
19. Sánchez C. Estudio comparativo de la microdureza superficial in vitro de resinas de nanotecnología frente a la acción de dos sistemas de polimerización. Título de Cirujano Dentista. Lima, Perú. Universidad Nacional Mayor de San Marcos, 2014.
20. Suarez R, Lozano F. Comparación de la dureza superficial de resinas de nanotecnología, según el momento del pulido: in vitro. Revista Estomatológica Herediana 2014. Vol 24; Núm 1; pp11-16.
21. Nodarse M. Composición y clasificación de los composites dentales restaurativos. Facest 1998. pp 29- 35. Disponible en: http://web.archive.org/web/20040213113414/http://www.facest.sld.cu/articulos/composites_clasificacion_composicion.html
22. Labarca PA, Baez HD. Análisis del grado y profundidad de polimerización, a través de la resistencia al desgaste en resinas compuestas fotoactivadas. Tesis para obtener el título de cirujano dentista, Universidad de Chile, Santiago 1992.
23. Huayhua E. Estudio Comparativo In Vitro de la Resistencia Compresiva de Resinas Compuestas microhíbridas y Nanohíbridas. Título de Cirujano Dentista. Lima, Perú. Universidad Nacional Mayor de San Marcos, 2013. Pag 44, 45.
24. Swift E, Perdigao J, Heymann H. Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of the art. Quintessence International; 1995. Vol 26. N° 2. pp 95-110.

25. Leinfelder K. New developments in resine restorative systems. JADA; 1997. Vol 128. N° 3. pp 573-575.
26. Lopes G, Baratieri L, Andrada M, et al. Dental adhesion: Present state of the art and future perspectives. Quintessence International; 2002. Vol 33. N° 5. pp 213-224.
27. Craig R. Materiales Dentales Restauradores. 7°. Edición. Argentina. Editorial Mundi S.A.I.C; 1988. pp 237-266.
28. Pamir T, Türkün M. Factors affecting microleakage of a packable resin composite: an in vitro study. Oper Dent; 2005. Vol 30. N°3. pp 338-45.
29. Anseth K, Goodnerl M, Reill M, et al. The Influence of Comonomer Composition on Dimethacrylate Resin Properties forDental Composites. J Dent; 1996. Vol 75. N° 8. pp 1607-1612.
30. Bayne S, Heymann H, Swift E. Update on dental composite restorations. J Am Dent Assoc; 1994. Vol 125. N° 6. pp 687-701.
31. Sarrett D. Clinical Challenges and the relevance of materials testing for posterior composites restorations. Dental Materials; 2005. Vol 21. N° 5. pp 9-20.
32. Saavedra P. Comparación in vitro del grado de resistencia adhesiva de los sistemas adhesivos single bond y adper single bond 2. Título Profesional de Cirujano Dentista. Santiago, Chile. Universidad de Chile; 2006. pp 23-24.
33. Albers H. Selección y colocación de Materiales-Odontología estética. Primera Edición. Barcelona, España. Editorial Labor; 1988. pp 21-25.
34. Williems G, Celis J, Lambrechts P, et al. Nanoindentation Hardness and Young's modulus of filler particles of dental restorative Materials

- compared With human enamel. J Biomed Mater Res, 1992. Vol 27. N° 4. pp 747-755.
35. Davidson C, Feilzer A. Polymerization shrinkage and polymerization Shrinkage estrés in polymer-based restoratives. J Dent; 1997. Vol 25. N° 6. pp 435-440.
36. Mohsen N, Craig R. Effect of silanation of fillers on their dispersability by monomer systems. J Oral Rehabil; 1995. Vol 22. N° 7. pp 183-189.
37. Mohsen N, Craig R. Hydrolytic stability of silanated zirconium silica-urethane dimethacrylate composites. J Oral Rehabil; 1995. Vol 22. N° 8. pp 213-220.
38. Anusavice K, Phillips. Ciencia de los Materiales Dentales. 10ma Edición. Madrid, España. Editorial El Sevier; 2004. p 295.
39. Barrancos J. Operatoria Dental Integración Clínica. 4ta Edición. Buenos Aires. Editorial Médica Panamericana; 2006. pp 728-744.
40. Lutz f, Phillips R. A classification and evaluation of composite resin systems. J Prosthet Dent; 1983. Vol 50. N° 4. pp 480-488.
41. Phillips R. La ciencia de los materiales dentales. 9na Edición. México. Editorial Interamericana; 1993. pp 516-518.
42. Belvedere P. Posterior composites experiencing growth trend. Dentistry Today; 1999. Vol 18. N° 3. pp 46-47.
43. Bayne C. Perspective: Our future in restorative dental materials. J. Esthetic Dent; 2000. Vol 12. N° 1. pp 175-183.
44. Miyasaka T. Effects of shape and size of silanated fillers on mechanical properties of experimental photo cure composite resins. J Dent materials; 1996. Vol 15. N° 1. pp 98-110.

45. Braga R, Ballester R, Ferracane J. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review. *Dent Mater*; 2005. Vol 21. N° 1. pp 962-970.
46. Lutz F, Krejci I, Oldenburg T. Elimination of polymerization stresses at the margins of posterior composite resin restorations: A new restorative technique. *Quintessence Int*; 1986. Vol 17. N° 1. pp 777-784.
47. Dietschi D, Magne P, Holz J. Recent trends in esthetic restorations for posterior teeth. *Quintessence Int*; 1994. Vol 10. N° 1. pp 659-677.
48. Yin R, Heiss M, Sharp L, et al. Development and physical properties of a new low shrinkage composite. *J Dent Res*; 2002. Vol 80. N° 1. pp 514-517.
49. Geraldi S, Perdigão J. Microleakage of a New Restorative System in posterior teeth. *J Dent Res*; 2003. Vol 81. N° 1. pp 127-132.
50. Henostroza G. Adhesión en Odontología Restauradora. 2da Edición. Madrid. Editorial Ripano; 2009. pp 241-242.
51. Rodríguez G, Pereira S. Evolución y tendencias actuales en resinas compuestas. *Acta Odontológica Venezolana*; 2008. Vol 46. N° 1. p19.
52. Alvarez S, Mendez M, Mendoza H, et al. Rugosidad superficial de una resina de nanorelleno utilizando tres sistemas de acabado y pulido. Título profesional Cirujano dentista. Ciudad; País. 2008. pp 42-138.
53. Mallat E, Cadafalch J, De Miguel J. Las claves de prótesis fija en óxido de zirconio. 3era. Edición. España. Editorial Ernest Mallat Callís; 2016. p 379

54. Echeverri D, Garzón H. Cementación de estructuras para prótesis parcial fija en zirconia. *Revista Facultad De Odontología Universidad De Antioquia* 2013, Vol 24, N° 2, p321.
55. Zhao L, Jian YT, Wang XD, *Bond strength of primer/cement systems to zirconia subjected to artificial aging*. Epub 2016. Vol 116. N° 5. pp 790-796.
56. Batista B, Miyashita E, Gomes G. *Rehabilitación Oral: Previsibilidad y Longevidad*. Tomo 1. Caracas. Editorial Amolca; 2014.pp
57. Tanis M, Akay C, Karakis D. Resin cementation of zirconia ceramics with different bonding agents. *Biotechnology, Biotechnological Equipment* 2015. Vol 29; N° 2; pp 363-367.
58. Gomes A, Castillo R, Lynch C, et al. Influence of sandblasting granulometry and resin cement composition on microtensile bond strength to zirconia ceramic for dental prosthetic frameworks. *Journal Of Dentistry* 2012, Vol 41, N° 1. pp 31-41.
59. Montagna F, Barbesi F. *Cerámicas de Zirconio CAD/CAM*. 1era Edición. Caracas. Editorial Amolca; 2013. pp 151-178.
60. Corrado P, Rimondini L, Cerroni L, et al. *El Zirconio en Odontología*. 1era Edición. Caracas. Editorial Amolca; 2011. pp. 10-128.
61. Nocchi E, Venturella C. *Odontología Restauradora Salud Y Estética*. 2da Edición. Buenos Aires. Editorial Panamericana; 2008. pp 135 – 138.
62. Baratieri L, Monteiro S. *Odontología Restauradora Fundamentos y Técnicas*. Edición. Sao Paulo. Editorial Santos; 2011. pp

63. Craig R. Materiales dentales. 6ta Edición. Madrid. Editorial Mosby/Doyma; 1998. p 101.
64. Cova J. Biomateriales dentales. Edición. Bogotá. Editorial AMOLCA.; 2004. pp 215-216.
65. Tauquino J. Evaluación in vitro de la microdureza superficial de una resina compuesta microhíbrida, una resina compuesta fluida y un cemento de ionómero vítreo de restauración frente a la acción de una bebida carbonatada. Título de Cirujano Dentista. Lima; Perú. Universidad Nacional Mayor de San Marcos; 2004. pp 26-28.
66. Macchi R. Materiales dentales Fundamentos para su estudio. 4ta Edición. Buenos Aires. Editorial Médica Panamericana; 2007. pp 34-35.
67. Swift E, Perdigao J, Heymann H. Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of the art. Editorial Quintessence International;1995. Vol 26 N° 2. pp 95-110.
68. Dentisalut. [Internet]. Barcelona 2016 [citado 7 junio de 2017]. Disponible <https://www.dentisalut.com/sabes-zirconio-se-utiliza-odontologia/>
69. Friedenthal M. Diccionario Odontológico. 2da Edición. Buenos Aires. Editorial Médica Panamericana; 1996. pp 286, 403, 489,820.
70. Dr. José Supo, Semirarios de Investigación Científica para las ciencias de la salud. Editorial BIOESTADÍSTICO EIRL. Arequipa, Perú. 2012.

ANEXOS

ANEXOS

ANEXO N°1: FICHA DE RECOLECCIÓN DE DATOS.

Material	Pulido	Muestra	Microdureza (Identación)			Dureza Promedio (HV)
			1	2	3	
FORMA – ULTRADENT	Inmediato	1				
		2				
		3				
		4				
		5				
		6				
		7				
		8				
	A las 24 horas	9				
		10				
		11				
		12				
		13				
		14				
		15				
		16				
VITTRA – FGM	Inmediato	17				
		18				
		19				
		20				
		21				
		22				
		23				
		24				
	A las 24 horas	25				
		26				
		27				
		28				
		29				
		30				
		31				
		32				

ANEXO N° 2:

ISO 4049: 2009- DENTAL MATERIALS MATERIALES DE RESTAURACIÓN A

BASE DE POLÍMEROS

APARTADO 5.2 PROPIEDADES FÍSICAS Y QUÍMICAS

Correspondencia

Esta norma es la versión oficial en español; de la Norma Europea ISO 4049:2009. Que a su vez adopta LA Norma Internacional ISO 4049:2009.

Clasificación

Para los fines de esta norma internacional, los materiales de restauración dental a base de polímeros se clasifican en los siguientes:

- a) Tipo 1: Materiales de restauración a base de polímeros declarados por el fabricante como adecuados para restauraciones que impliquen las superficies oclusales.
- b) Tipo2: Todos los demás materiales de restauración a base de polímeros y los materiales de sellado.

Las tres clases de materiales de restauración dental a base de polímeros son los siguientes:

- Clase 1: Materiales cuya polimerización se realiza mezclando un iniciador y un activador (materiales “autopolimerizables”)
- Clase 2: Materiales cuya polimerización se realiza mediante la aplicación de energía procedente de una fuente externa, tal como luz azul o calor [materiales “activados por energía externa”, Estos materiales a su vez se subdividen en:
 - 1) Grupo 1: Materiales cuya utilización requiere aplicación de una energía intraoral.

2) Grupo 2: Materiales cuya utilización requiere la aplicación de una energía extraoral. Después de fabricados, estos materiales se sellarán in situ. Algunos materiales pueden ser declarados por los fabricantes en los dos grupos, grupo 1 y grupo 2. En este caso, el material debería cumplir los requisitos de ambos grupos.

Nota: Los materiales de sellado de la clase 2 solo se encontrarán en el grupo 1.

- Clase 3: Materiales cuya polimerización se realiza mediante la aplicación de energía externa, y que además presenta un mecanismo de autopolimerización (materiales de “doble polimerización”)

5. Requisitos

5.1 Biocompatibilidad

5.2 Propiedades físicas y químicas

5.2.1 Generalidades

Si el fabricante suministra un material de restauración en varias tonalidades, cada tonalidad, incluyendo los opacos, debe satisfacer todos los requisitos relativos a la sensibilidad a la luz ambiental. (5.2.2), profundidad de polimerización (5.2.8), tono (5.3) y estabilidad de color (5.4), apropiados para el tipo y clase de material. Si el material se suministra como “tintado” o “mezclado”, según la petición del usuario debe cumplir los requisitos tanto cuando se utiliza solo como cuando se utiliza en la máxima proporción recomendada de tinte o mezcla [véase el punto d) de 8.3]

De forma similar, si el fabricante suministra un material para sellado en varias tonalidades, cada tonalidad, debe satisfacer los requisitos de profundidad de polimerización (5.2.8).

La estabilidad de color (3.4) de los materiales para sellado no se debe ensayar, salvo que el fabricante lo declare como una propiedad.

Con respecto a otros requisitos del apartado 5.2 y los del apartado 5.5, solo se debe ensayar un tono que sea representativo de los materiales de restauración. Este tono representativo debe estar clasificado por el fabricante como “universal” o, en caso de que no esté clasificado así, debe corresponder al “A3” de la guía de clasificación de tonalidades “vita”. No obstante, si el fabricante declara un valor más alto de la radiopacidad [véase 5.5 y el punto 0) de 8.3] para cualquier otro tono, este valor se puede ensayar. Los requisitos se resumen en las tablas 1, 2 y 3.

5.2.2. Espesor de la película de los materiales de sellado

El espesor de película de los materiales de sellado, cuando se determina de acuerdo con el apartado 7.5, no debe exceder en más de 10µm al valor declarado por el fabricante y en ningún caso debe ser mayor de 50µm.

5.2.3. Tiempo de trabajo de los materiales de restauración de las clases 1 y 3, excluidos los materiales de sellado.

El tiempo de trabajo de los materiales de restauración de las clases 1 y 3, excluidos los materiales de sellado, determinado de acuerdo con el apartado 7.6 no debe ser menor de 90 segundos.

5.2.4 Tiempo de trabajo de los materiales de sellado clase 1 y 3

Cuando se ensaye de acuerdo con el apartado 7.7, el material debe poder formar una capa fina, durante su formación no se deben detectar cambios en su homogeneidad.

5.2.5. Tiempo de fraguado de los materiales clase 1

El tiempo de fraguado de los materiales de restauración clase 1, excluidos de los materiales de sellado, determinado de acuerdo con el apartado 7.8, no debe ser mayor de 5min. El tiempo de fraguado e los materiales de clase 1, determinado de acuerdo con el apartado 7.8 no debe ser mayor de 10min.

5.2.6. Tiempo de fraguado de los materiales de clase 3

Determinado de acuerdo con el apartado 7.8, no debe ser mayor de 10 min.

5.2.7. Sensibilidad a la luz ambiental de los materiales clase 2

Cuando se ensaya de acuerdo con el apartado 7.9, el material se debe mantener físicamente homogéneo.

5.2.8. Profundidad de polimerización de los materiales clase2

La profundidad de polimerización de los materiales para restauración de clase 2, excluidos los materiales de sellado, cuando se determina de acuerdo con el apartado 7.10 no debe ser menor de 1mm si el fabricante los ha clasificado como opacos, o menor de 1.5mm para el resto de los materiales de restauración.

La profundidad de polimerización de los materiales de sellado, cuando se determina de acuerdo con el apartado 7.10 no debe ser menor de

0.5mm si el fabricante los ha etiquetado como opaco, ni menor de 1.5mm para el resto de los materiales.

En cualquier caso, los valores de todos los materiales, en excepción de los materiales para sellado opacos, no deben ser inferiores a 0.5mm por debajo del valor declarado por el fabricante.

5.2.9. Resistencia a la flexión

La resistencia a la flexión de los materiales para restauración a base de polímeros, determinado de acuerdo con el apartado 7.11, debe ser igual o mayor que los límites especificados en la tabla 1.

Tabla 1. Resistencia a la flexión

Materiales para restauración		Resistencia a la flexión
Tipo 1	Clase1	80
	Clase2,grupo1	80
Tipo 2 (incluido material de	Clase1	50
	Clase2,grupo1	50

5.2.10. Absorción de agua y solubilidad

Cuando e determina de acuerdo con el apartado 7.12;

a) La absorción de agua de todos los materiales debe ser ≤ 40

$\mu\text{g}/\text{mm}^3$

b) La solubilidad de todos los materiales debe ser $\leq 7,5 \mu\text{g}/\text{mm}^3$

5.3. Tonalidad de los materiales para restauración

Cuando el material se ensaye de acuerdo con el apartado 7.13 y la norma ISO 7491, la tonalidad del material polimerizado se debe adjuntar a la guía de tonalidades del fabricante, si el fabricante no proporciona una guía de tonalidades disponible en el mercado que se puede utilizar en la evaluación del cumplimiento de este requisito [véase punto 1) de 8.3].

Además, el material polimerizado debe presentar una pigmentación uniforme cuando se mire sin utilizar aumento.

5.4. Estabilidad de color después de la irradiación y de la absorción de agua

Cuando el material se ensaye de acuerdo con el apartado 7.13 y norma ISO 7491, no se debe observar más que un ligero cambio de color. En cuanto lo materiales de sellado, la estabilidad de color solo se debe ensayar en el caso de que el fabricante declare estabilidad del color. En este caso, el material no debe presentar más que un ligero cambio de color después de ser ensayado de acuerdo con el apartado 7.13 y norma ISO 7491.

5.5 radiopacidad

5.5.1. Si el fabricante declara que el producto es radiopaco [véase el punto h) de 8.2.3], la radiopacidad, determinada de acuerdo con el apartado 7.14, debe ser igual o mayor que la que presenta el mismo espesor del aluminio y no inferior a 0.05mm por debajo del valor declarado por el fabricante.

5.5.2 Este ensayo se debe realizar sobre una tonalidad “universal” (véase 3.2.1), pero si el fabricante declara un valor para una o varias tonalidades que sea al menos dos veces el valor de la tonalidad “universal”, esta otra tonalidad o tonalidades se debe ensayar como se descubre en el apartado

3.5.2 [véase el punto 0)

de 8.3]

Tabla2 Requisitos de profundidades físicas y químicas de los materiales para restauración, excluidos materiales de sellado (véase la tabla1 para resistencia mínima a la flexión)

Clase de material	Requisitos				
	Tiempo de trabajo Seg	Tiempo de Fraguado min	Absorción de agua Ug/mm3	Solubilidad Ug/mm3 Max	Profundidad de curado Mm
Clase1	90	5	40	7.5	
Clase2	-	-	40	7.5	1,0 (opaco) 1.5 (otros)
Clase 3	90	10	40	7.5	

6. Toma de muestra

Las muestras de ensayo deben constituirse de un envase preparado para la venta al por menor, que pertenezcan al mismo lote, que contengan suficiente cantidad de material para realizar los ensayos específicos y para permitir ensayar, si fuera necesario.

7. Métodos de ensayo

7.1. Reactivo general – agua

Para los ensayos, se utiliza agua de grado 2 preparado de acuerdo con la norma ISO 3696.

7.2. Condiciones de ensayo

Salvo que el fabricante especifique otra cosa, todas las probetas se preparan y ensayan a (23 ± 1) °C. Se controla la humedad relativa para asegurarse que en todo momento se mantienen por encima del 30% y por debajo del 90%. Si el material se ha mantenido refrigerado durante el almacenaje, se permite que suba hasta (23 ± 1) °C.

Para los materiales Clase 3, los ensayos del tiempo de trabajo (vease 7.6) y del tiempo de fraguado (vease 7.8) se deben realizar sin que exista radiación de activación.

Nota: La luz ambiental, tanto natural como artificial puede producir la activación de estos materiales. Para un buen control, el ensayo se debería realizar en una habitación oscura con luz artificial filtrada a través de un filtro amarillo.

7.3

Inspección

Se realiza una inspección visual para comprobar que se cumplen los requisitos especificados.

7.4 Preparación de las probetas

Para la preparación de los materiales de clases 2 y 3, se deben consultar las instrucciones del fabricante [véase el punto e) de 8.3], donde se especifican la fuente o fuentes de energía externa recomendadas para los materiales a ensayar. Se debe tener la precaución de comprobar que la fuente se encuentra en condiciones de funcionamiento satisfactorias. [La norma ISO 10650(AMBAS PARTES) proporciona la guía sobre esto] Se mezcla o se prepara el material de acuerdo con las instrucciones del fabricante y con las condiciones de ensayos especificadas en el apartado 7.2.

Cuando se requieran probetas totalmente polimerizadas por el ensayo (véase 7.11 a 7.14), es importante comprobar que las probetas sean homogéneas tras retirarlas del molde. Cuando se examinen, sin utilizar dispositivos de aumento, no deben presentar hendiduras, vacíos, discontinuidades ni burbujas de aire.

Algunos materiales a base de polímeros, particularmente ciertos materiales para sellado, tiene afinidad química por los metales de la base de polímeros. Esta propiedad crea dificultades al retirar las probetas de los moldes de metal. La información proporcionada por el fabricante [véase el punto m) 8.3] debe hacer referencia a esta propiedad y, cuando ésta se declare, los moldes destinados a la preparación de probetas de estos materiales se pueden preparar con materiales no metálicos, tal como, polietileno de alta densidad.

7.5 Medición del espesor de película de los materiales de sellado

7.5.1

Aparatos

7.5.1.1. Dos placas de vidrio, ópticamente planas, cuadradas u circulares, cada una con una superficie de contacto de (200 ± 25) mm². Cada placa debe tener un espesor conforme no inferior a 5mm.

7.5.1.2. Dispositivo de carga, del tipo que se ilustra e la figura 1, o un medio equivalente, con el que se pueda aplicar una fuerza de (150 ± 2) N en sentido vertical sobre la probeta por medio de la placa de vidrio superior. En la figura 1, el yunque sujeto a la parte inferior del vástago debe estar horizontal y paralelo a la base. La carga se debe aplicar suavemente y de tal manera que no produzca rotación.

Nota: Se puede utilizar un soporte para ayudar al posicionamiento de las placas.

7.5.1.3 Fuente de energía externa (para material clase 2 y 3) que sea conforme con la recomendación del fabricante, para ser utilizada con el material de ensayo.

7.5.2 Procedimiento de ensayo

7.5.2.1. Pasos preliminares

Con el micrómetro (7.5.1.4.) se mide, con una precisión de 0.001mm el espesor combinado de las 2 placas de vidrio ópticamente planas (7.5.1.1) mantenidas en contacto. Se retira la placa superior, y en el centro de la placa inferior se coloca una cantidad comprendida entre 0.02ml y 0.10ml del material de ensayo tratado de acuerdo con las instrucciones del fabricante, y se centra sobre la platina inferior del dispositivo de carga. La segunda placa de vidrio se coloca centrada sobre la probeta con la misma orientación que tenía en la medición inicial. El soporte es útil.

7.5.2.2. Materiales Clase 1

Cuando transcurran (60 ± 2) s después del mezclado de los materiales clase 1, se aplica cuidadosamente una fuerza de (150 ± 2) N en sentido vertical y centrada sobre la probeta por intermedio de la placa superior, durante (180 ± 10) s. Asegurarse de que el cemento ha llenado completamente el espacio situado entre las placas de vidrio. Al menos 10 min después el comienzo del mezclado, se retiran las placas del dispositivo de carga y se mide el espesor combinado de las dos placas de vidrio y de la película de la probeta, tomándose la lectura otra vez en el centro de las placas.

7.5.2.3. Materiales de Clases 2 y 3

Inmediatamente después se preparan los materiales de clase 2 o de mezclar los materiales de clase 3, se aplica cuidadosamente una fuerza de (150 ± 2) N en sentido vertical y centrada sobre la probeta por intermedio de la placa superior de vidrio, durante (180 ± 10) s. Asegurarse de que el cemento ha llenado completamente el espacio entre las dos placas de vidrio, después de (180 ± 10) s, se retira el sistema de carga y se irradia la probeta a través del centro de la placa superior de vidrio durante 2 veces el tiempo de exposición recomendado por el fabricante.

Después de la irradiación de los materiales de las clases 2 y 3, se retiran las placas del dispositivo de carga y se mide el espesor combinado de las 2 placas de vidrio y de la película de la probeta, tomándose la lectura otra vez en el centro de las placas.

7.10. Profundidad de polimerización para materiales de clase 2

7.10.1

Aparatos

7.10.1.1. Molde de acero inoxidable, para la preparación de una probeta cilíndrica de 6mm de longitud y 4mm de diámetro, salvo que el fabricante especifique una profundidad de polimerización de más de 3mm, en tal caso, el molde debe ser al menos 2mm más largo que 2 veces la profundidad de polimerización especificada por el fabricante.

Nota: Para facilitar la extracción de la probeta, se puede usar un agente de desmoldeo que no interfiera en la reacción de polimerización, por ejemplo, una solución al 3% de éter polivinilo en hexano.

7.10.1.2. Dos placas/láminas de vidrio, cada una de ellas con área suficiente para cubrir todo el lado del molde.

Nota: Se puede usar placas de vidrio normalizadas para microscopio.

7.10.1.3 Papel filtro blanco

7.10.1.4. Película, transparente a la radiación de activación, de (50 ± 30) um de espesor; por ejemplo; poliéster.

7.10.1.5. Fuente de energía externa, como la recomendada por el fabricante para ser utilizada con el material de ensayo.[véase el punto e) de 8.3]

7.10.1.6. Micrómetro, con precisión de 0.01mm

7.10.1.7 Espátula de plástico

7.10.2

Procedimiento

Se coloca el molde (7.10.1.1.) sobre una banda de película transparente (7.10.1.4) situada sobre un placa de vidrio para microscopio (7.0.1.2).e lleva el molde con el material a ensayar preparado de acuerdo con las instrucciones del fabricante, teniendo cuidado de que no se formen burbujas de aire. Se sobrellevo ligeramente el molde y se pone una segunda banda de película transparente sobre su parte superior, seguida de la segunda placa de microscopio. Se presiona el molde y los bordes de película entre las 2 láminas de vidrio (7.10.1.2) para eliminar el exceso de material. Se coloca el molde sobre el papel filtro (7.10.1.3), se retira la placa de microscopio que cubre la banda de película superior y se coloca cuidadosamente la ventana de salida de la fuente de energía externa (7.10.1.5.) contra la banda de polimerización de al menos 0.5mm

para los materiales de sellado más opacos (1,0mm) para los materiales de restauración opacos, o 1,5mm para resto de material.

Inmediatamente después de terminado la irradiación, se extrae la probeta del molde y se elimina el material sin polimerizar con la espátula de plástico (7.10.1.7). Por medio de micrómetro (7.10.1.6.), se mide la altura del cilindro de material polimerizado con una precisión de ± 0.1 mm y el valor obtenido se divide entre 2. Este valor se registra como la profundidad de polimerización.

El ensayo se repite 2 veces.

Los materiales de clase 2 grupo 2, se debe ensayar tras la exposición a la irradiación de una fuente de energía primaria y no después de que se procesen en un horno de polimerización.

Este ensayo está previsto para demostrar la conversión de monómero a polímero en la etapa de modelado, lo que permite al material ser transferido desde el molde al horno de polimerización.

7.11 Resistencia a la flexión

7.11.2 Preparación de probetas. Se preparan 8 probetas como mínimo.

7.11.2.1. Materiales clase1

Se cubre una de las placas de metal (7.11.1.2) con el papel filtro (7.11.1.5) seguido de la película (7.11.1.4) y se coloca el molde (7.11.1.1.) sobre ella. Se prepara el material de acuerdo con las instrucciones del fabricante y se introduce inmediatamente en el molde de la manera más uniforme posible sin que se produzcan burbujas de aire o huecos, con un ligero exceso. Se coloca una

segunda pieza de película sobre el material en el molde y se cubre en la segunda placa de metal.

7.11.2.2. Materiales de Clase 2 y 3

Se prepara el material de acuerdo con las instrucciones del fabricante y se llena el molde con el material, como se describe en el apartado 7.11.2.1. Para los materiales de la clase 2, grupo 1, y de la clase 3, se sustituye una de las placas de metal por una placa de vidrio (7.11.1.2) y se coloca la ventana de salida de la fuente de energía externa (7.11.1.7) en el centro de la probeta y contra la placa de vidrio. Se irradia esta sección de la probeta durante el tiempo de exposición recomendado por el fabricante. Se mueve la ventana de salida a la sección próxima al centro que solapa a la sección anterior, una distancia igual a la mitad del diámetro de la ventana de salida y se irradia durante tiempo apropiado. Después se irradia de la misma forma la sección del otro lado del centro. Se continúa este procedimiento hasta que toda la longitud de la probeta ha sido irradiada durante el tiempo recomendado por el fabricante. Se repite el procedimiento de irradiación sobre el otro lado de la probeta. Se coloca este conjunto en el baño de agua mantenido $(37\pm 1)^{\circ}\text{C}$ durante 15min. Después se retira la probeta del molde y se elimina cuidadosamente las rebabas lijándose suavemente con el papel abrasivo se grano 320. Después se conserva en agua (7.1) a $37\pm 1^{\circ}\text{C}$ hasta el comienzo del ensayo.

Para materiales clase 2 grupo2, se siguen las instrucciones del fabricante respecto del uso de fuente de energía externa. Si en las

instrucciones se requiere un tiempo preliminar de exposición a la luz azul antes de la colocación de la probeta en el aparato e energía externa, se efectúa esta exposición de acuerdo con el procedimiento especificado en el apartado anterior (materiales grupo 1). Se extrae la probeta del molde y se eliminan cuidadosamente las rebabas lijándola suavemente con papel abrasivo de grano 320. Se coloca directamente en el aparato de energía externa. Después de la polimerización, se retira la probeta del aparato y se conserva en agua (7.1) a 37 ± 1 °C hasta el comienzo del ensayo.

Si no requiere acondicionamiento previo a la introducción del material en el aparato, el material y el molde se deben colocar en el aparato para la polimerización. Después de la polimerización, se extrae la probeta del molde y se eliminan cuidadosamente las rebabas lijándola suavemente. A continuación se conserva en agua (7.1) a 37 ± 1 °C hasta el comienzo del ensayo.

Se preparan 8 probetas como mínimo.

ANEXO N° 3: Informe del Ingeniero Responsable del laboratorio de la Universidad Nacional de Ingeniería.



UNIVERSIDAD NACIONAL DE INGENIERIA

Facultad de Ingeniería Mecánica

Laboratorio de Mecánica – Lab. N° 4

INFORME TECNICO
Lb4-1187-2018

**ENSAYO DE MICRODUREZA SUPERFICIAL
DE BLOQUES DE RESINAS**

SOLICITANTE : **HUAVIL ORTEGA KIABET LUISA Y
NIEVES CÉSPEDES LIZETH**

FECHA : Lima, 04 de Octubre de 2018

1.	ANTECEDENTES	Se recibió treinta y dos (32) bloques de resinas con la finalidad de realizarles ensayos de microdureza superficial.
2.	DE LAS MUESTRAS	Se identificó según el cliente, como: Treinta y dos (32) bloques de resinas, según los grupos: Grupo 1: Ocho (08) muestras de resinas, material: FORMA – ULTRADENT, pulido inmediato Grupo 2: Ocho (08) muestras de resinas, material: FORMA – ULTRADENT, pulido a las 24 horas Grupo 3: Ocho (08) muestras de resinas, material: VITTRA – FGM, pulido inmediato Grupo 4: Ocho (08) muestras de resinas, material: VITTRA – FGM, pulido a las 24 horas TESIS : "MICRODUREZA SUPERFICIAL ENTRE DOS RESINAS COMPUESTAS A BASE DE ZIRCONIA, SEGÚN EL MOMENTO DE PULIDO: ESTUDIO IN VITRO"
3.	EQUIPOS UTILIZADOS	• Durómetro Vickers marca LEITZ (WETZLAR), Germany Mod. 626449



Av. Túpac Amaru 210 – Lima 25, Perú

☎ Teléfono: 381-3833 / 481-1070 Anexo 4413 / ✉ Email: laboratorio_4@outlook.com

Pág. 1 de 3



UNIVERSIDAD NACIONAL DE INGENIERIA

Facultad de Ingeniería Mecánica

Laboratorio de Mecánica – Lab. N° 4

Lb4-1187-2018

4.	CONDICIONES DE ENSAYO	T. : 21 °C H.R. : 71 %																																				
5.	RESULTADOS 5.1 Ensayo de microdureza superficial en muestras del grupo 1 <table border="1"><thead><tr><th>MUESTRA</th><th>MICRODUREZA PROMEDIO (HV)</th></tr></thead><tbody><tr><td>1</td><td>32.89</td></tr><tr><td>2</td><td>33.03</td></tr><tr><td>3</td><td>41.61</td></tr><tr><td>4</td><td>41.00</td></tr><tr><td>5</td><td>41.92</td></tr><tr><td>6</td><td>35.93</td></tr><tr><td>7</td><td>42.58</td></tr><tr><td>8</td><td>40.50</td></tr></tbody></table> 5.2 Ensayo de microdureza superficial en muestras del grupo 2 <table border="1"><thead><tr><th>MUESTRA</th><th>MICRODUREZA PROMEDIO (HV)</th></tr></thead><tbody><tr><td>9</td><td>38.85</td></tr><tr><td>10</td><td>26.75</td></tr><tr><td>11</td><td>32.96</td></tr><tr><td>12</td><td>32.96</td></tr><tr><td>13</td><td>32.81</td></tr><tr><td>14</td><td>33.41</td></tr><tr><td>15</td><td>32.52</td></tr><tr><td>16</td><td>29.71</td></tr></tbody></table>		MUESTRA	MICRODUREZA PROMEDIO (HV)	1	32.89	2	33.03	3	41.61	4	41.00	5	41.92	6	35.93	7	42.58	8	40.50	MUESTRA	MICRODUREZA PROMEDIO (HV)	9	38.85	10	26.75	11	32.96	12	32.96	13	32.81	14	33.41	15	32.52	16	29.71
MUESTRA	MICRODUREZA PROMEDIO (HV)																																					
1	32.89																																					
2	33.03																																					
3	41.61																																					
4	41.00																																					
5	41.92																																					
6	35.93																																					
7	42.58																																					
8	40.50																																					
MUESTRA	MICRODUREZA PROMEDIO (HV)																																					
9	38.85																																					
10	26.75																																					
11	32.96																																					
12	32.96																																					
13	32.81																																					
14	33.41																																					
15	32.52																																					
16	29.71																																					



Av. Túpac Amaru 210 – Lima 25, Perú

☎ Teléfono: 381-3833 / 481-1070 Anexo 4413 / ✉ Email: laboratorio_4@outlook.com

Pág. 2 de 3



5.3 Ensayo de microdureza superficial en muestras del grupo 3

MUESTRA	MICRODUREZA PROMEDIO (HV)
17	32.53
18	32.74
19	37.13
20	32.67
21	32.50
22	42.89
23	44.92
24	43.32

5.4 Ensayo de microdureza superficial en muestras del grupo 4

MUESTRA	MICRODUREZA PROMEDIO (HV)
25	39.42
26	33.18
27	32.89
28	34.71
29	32.53
30	35.93
31	42.78
32	32.45

* Código de autenticación : IXA MCLXXXVII TAPI TTIT

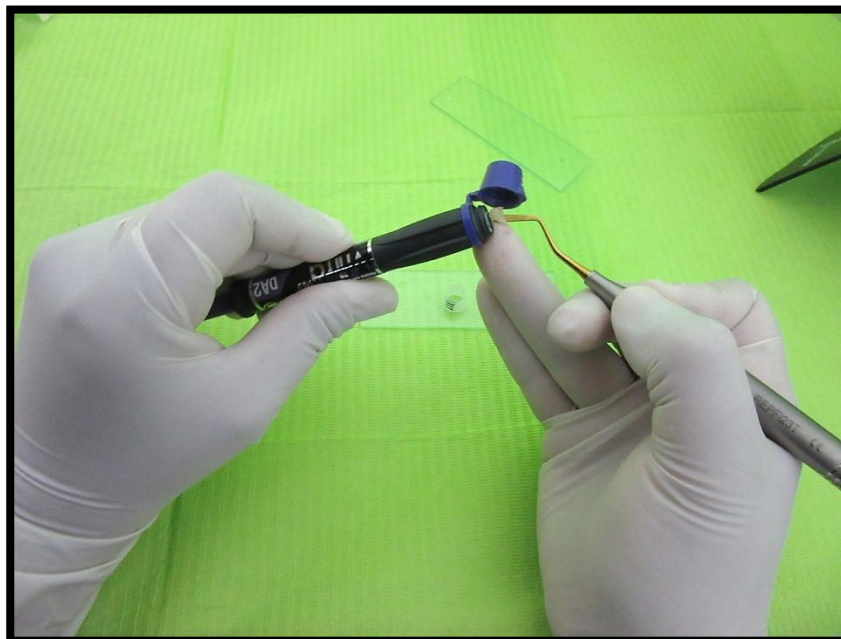

UNIVERSIDAD NACIONAL DE INGENIERIA
FACULTAD DE INGENIERIA MECANICA
LABORATORIO DE MECANICA
JEFATURA
ING. BERNABÉ TARAZONA BERMÚDEZ
CIP. 61907
Jefe del Laboratorio de Mecánica – Lab. N°4

ANEXO N° 4:

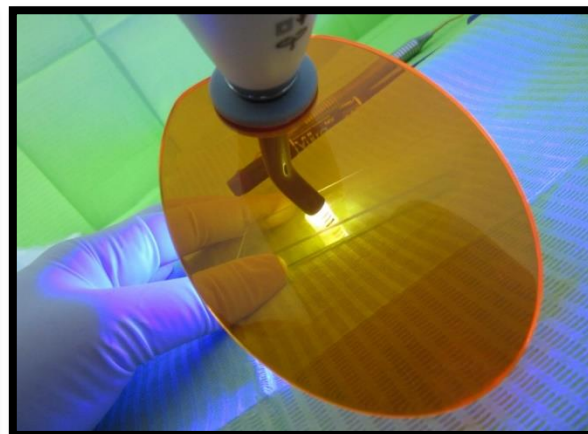
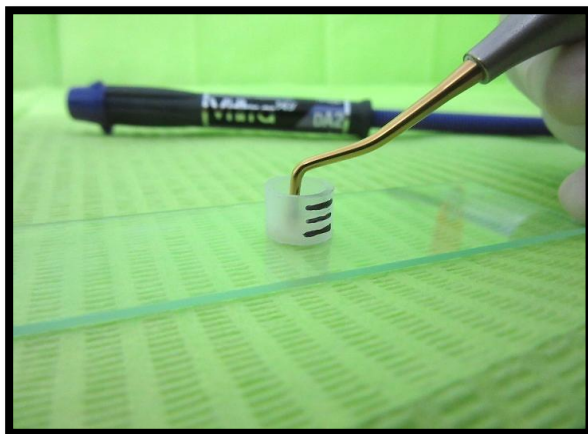
**Resinas Compuestas a base de Zirconia, VITTRA – FGM y FORMA -
ULTRADENT**



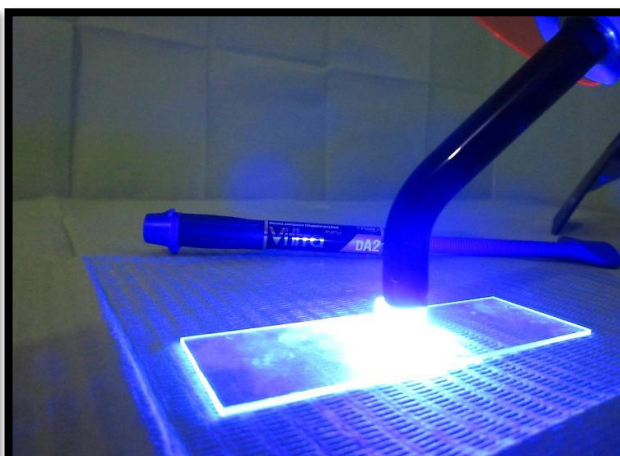
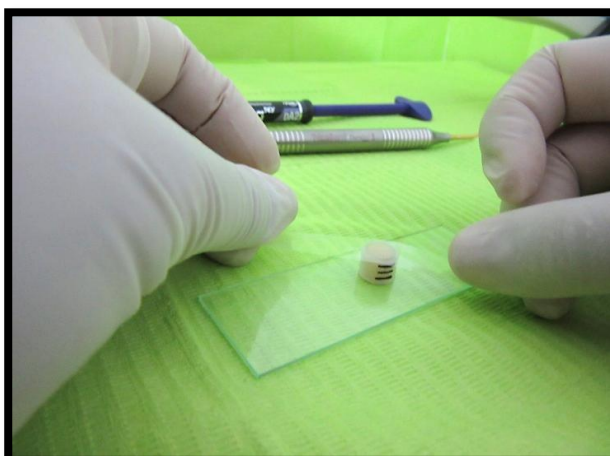
Confeccionando los cilindros de la Resina VITTRA – FGM.



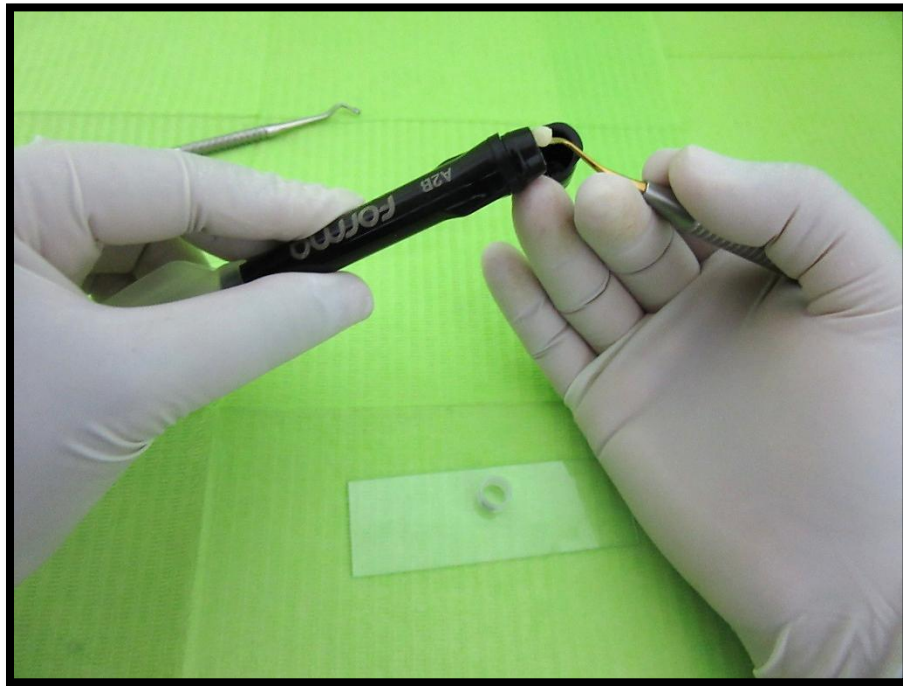
Incrementos de 1.5mm y fotocurado por cada capa de incremento.



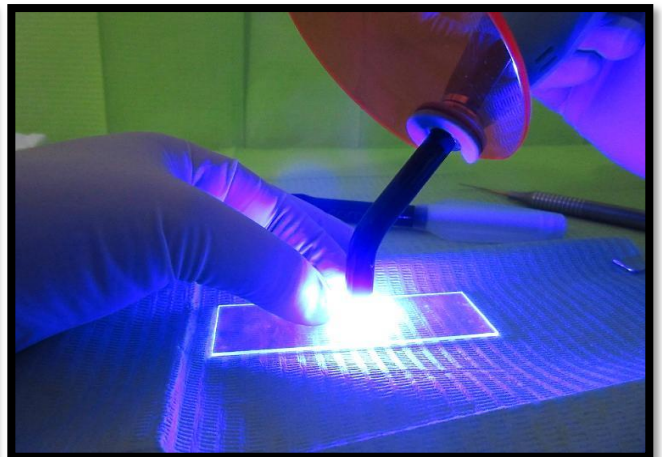
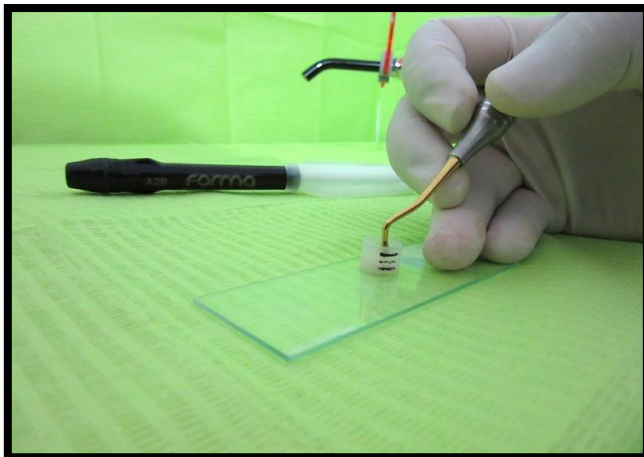
Incremento de la última capa de resina VITTRA – FGM, utilizando la cinta celuloide para homogenizar el material restaurador.



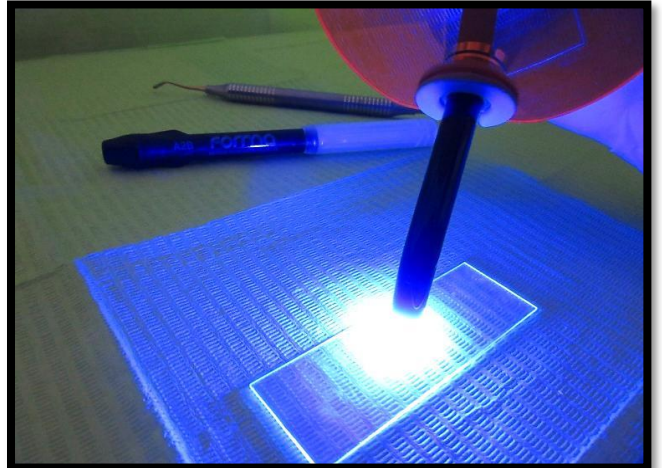
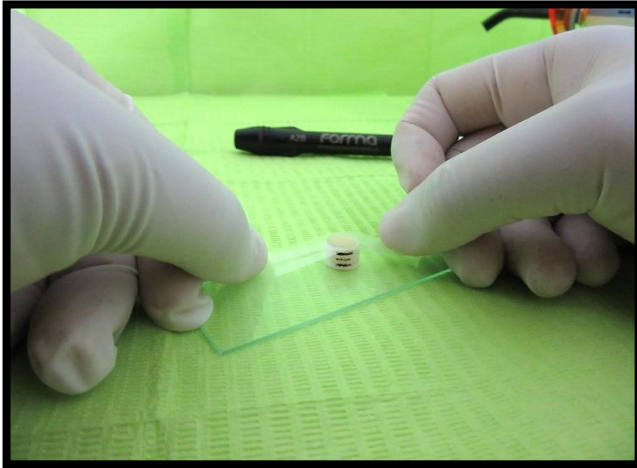
Confeccionando los cilindros de la Resina VITTRA – FGM.



Incrementos de 1.5mm y fotocurado por cada capa de incremento.



Incremento de la última capa de resina VITTRA – FGM, utilizando la cinta celuloide para homogenizar el material restaurador.



Sistema de Pulido con Disco Sof-Lex desde el Grano grueso al Grano Fino.





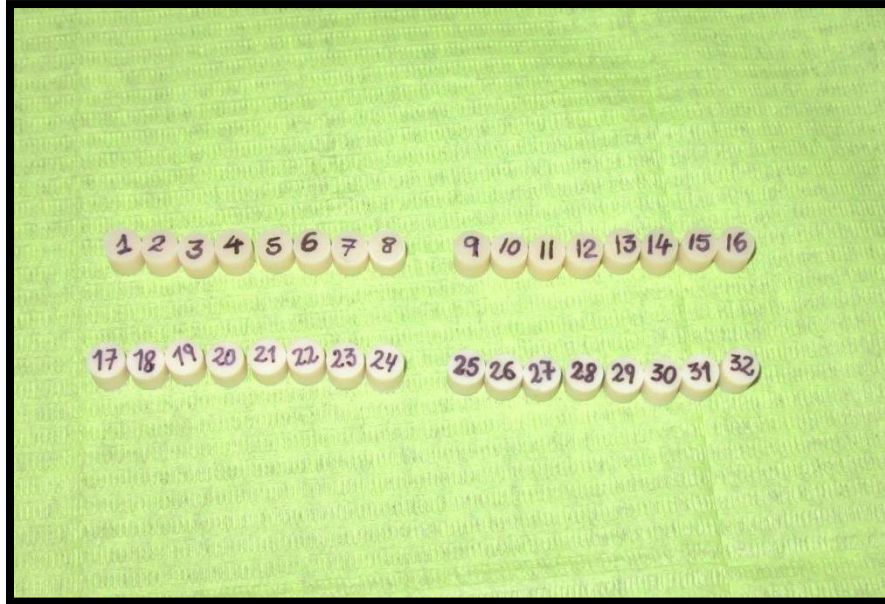
Se enumera las muestras de resina de acuerdo al orden de la Ficha de Recolección de Datos.



Se realiza la calibración de cada muestra de Resina, con el Calibrador Digital.



Muestras para la Identación.



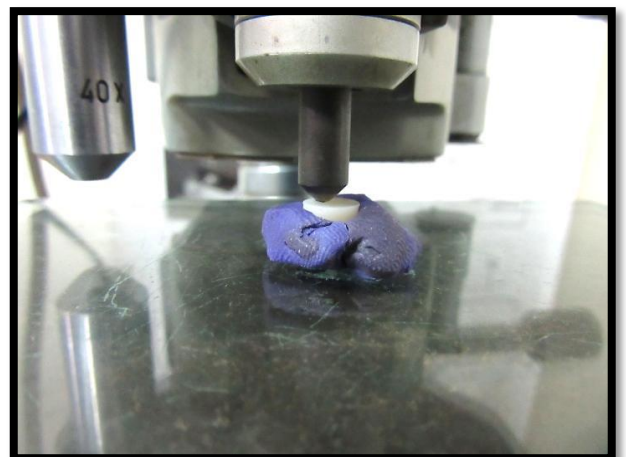
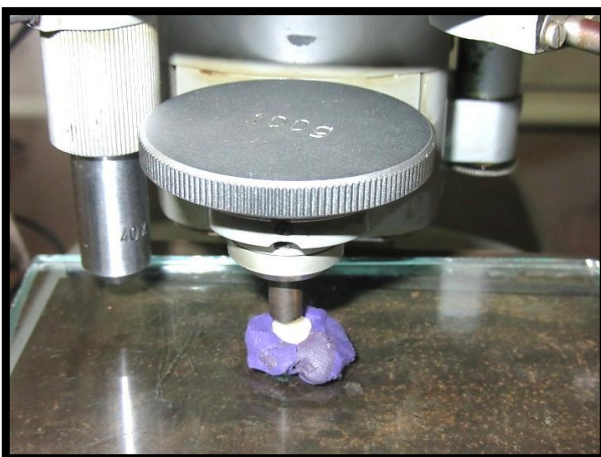
Identador.



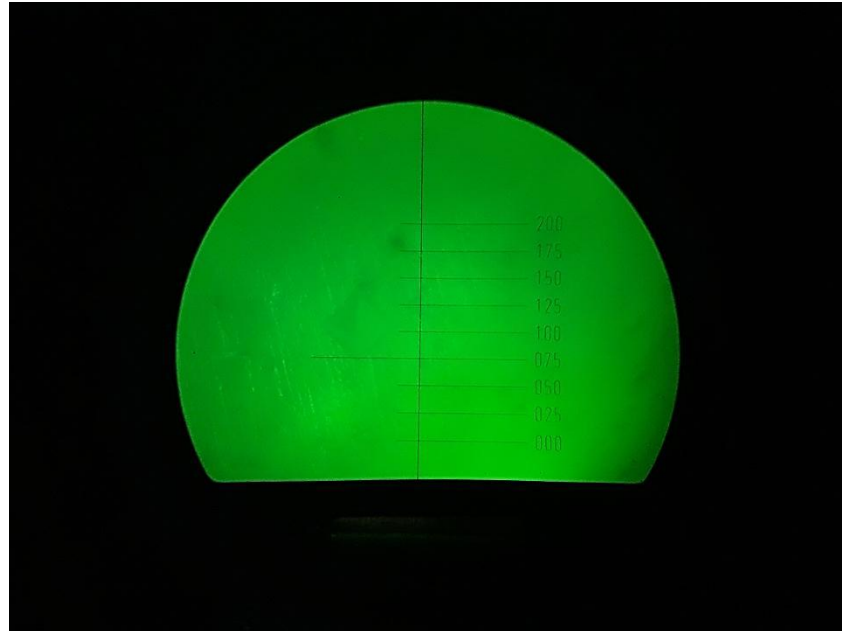
Ensayo de Identación.



Ensayo de Identación. Con un peso de 100g, en un tiempo de 15 segundos.



Identación vista desde el microscopio.



En la Facultad de Ingeniería Mecánica y Eléctrica de la Universidad Nacional de Ingeniería



**En la Facultad de Ingeniería Mecánica y Eléctrica de la Universidad Nacional
de Ingeniería**

