

**UNIVERSIDAD NACIONAL MAYOR DE SAN
MARCOS**

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

E.A.P. DE ODONTOLOGÍA

**“Estudio comparativo de la microdureza superficial in
vitro de resinas de nanotecnología frente a la acción de
dos sistemas de polimerización”**

TESIS

Para optar el Título Profesional de Cirujano Dentista

AUTOR

Cynthia G. Sánchez Moreno

Lima – Perú

2014

JURADO DE SUSTENTACIÓN

Mg. Romel Watanabe Velásquez	Presidente
CD Esp. Liliana Terán Casafranca	Miembro
Mg. Gerardo Rubén Ayala de la Vega	Asesor

***Esta tesis se la dedico a mis padres y
hermanos por su amor, comprensión y
apoyo incondicional.***

AGRADECIMIENTOS

- A mi asesor, Mg. C.D. Gerardo Rubén Ayala de la Vega por brindarme su apoyo incondicional y constante en la realización de este trabajo.
- Al jurado evaluador y calificador por sus comentarios y sugerencias.
- A la Universidad Nacional de Ingeniería por permitirme utilizar el laboratorio y equipo para la realización de este trabajo.
- Al Doctor en Física Arturo Talledo por el gran apoyo incondicional que me brindó para realizar la parte experimental de este estudio.
- A todas las personas, docentes y amigos que me brindaron sus consejos y me ayudaron a la realización de este estudio.

RESUMEN

En este estudio se comparó la microdureza superficial in vitro de las resinas de nanorelleno y nanohíbridas luego de ser sometidas a dos diferentes sistemas de polimerización. 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.

Se concluyó que la microdureza superficial de las resinas de nanorelleno y nanohíbridas 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.

PALABRAS CLAVES: Microdureza superficial - Nanotecnología

SUMMARY

This study compared the in vitro superficial microhardness of nanofiller and nanohybrid resins after being subject to two different polymerization systems. For the sample, cylindrical blocks of 7mm in diameter and 2 mm height were prepared, ten were made with nanofiller resin and ten with nanohybrid resin. The corresponding blocks underwent polymerization systems. Thus, of the 10 blocks of nanofiller resin , 5 were subjected to photopolymerization with Halogen Light and 5 were light-cured with LED light for periods of 20 seconds and 40 seconds in each case. In like manner, of the 10 blocks of nanohybrid resin 5 underwent photopolymerization Halogen Light and 5 were light cured with light LED 20-second lapse and 40 seconds in each case. Measurement of the superficial microhardness was made after 20 seconds and 40 seconds to analyze if there were any variation in all samples. To determine if the variation was significant, T-STUDENT test was used and to determine if there was significant statistically difference between the variations in the superficial microhardness resin, the ANOVA comparative test was used.

It was concluded that the superficial microhardness of nanofiller and nanohybrid resins is higher when subjected to the LED polymerization system. The nanohybrid resin showed statistically greater decrease in it superficial microhardness in comparison with the nanofiller resin.

KEYWORDS : Superficial microhardness - Nanotechnology

ÍNDICE

	PAG.
1. INTRODUCCION.....	9
2. PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN	10
2.1. Área problema	10
2.2. Delimitación	12
2.3. Formulación.....	12
2.4. Objetivos	12
2.4.1.Objetivo General	12
2.4.2.Objetivos Específicos.....	12
2.5. Justificación	13
2.6. Limitaciones	14
3. MARCO TEÓRICO.....	15
3.1. Antecedentes.....	15
3.2. Bases teóricas	16
3.2.1.Resina compuesta	16
3.2.1.1 Clasificación de resinas	21
A. Resinas de nanorelleno	24
B. Resinas nanohibridas	24
3.2.1.2 Propiedades de las resinas compuestas.....	25
3.2.1 Cinética de la polimerización y microdureza	32
3.2.2 Ritmo de polimerización	33
3.2.3 Fuentes luminosas de polimerización y microdureza	34
3.2.3.1 Lámparas halógenas.....	35
3.2.3.2 Lámparas de Plasma (de arco, xenón)	35
3.2.3.3 Lámparas Láser	36
3.2.3.4 Lámparas de Diodo emisión.....	37
3.2.4 Dureza superficial	37

3.2.4.1 Sistema de medición	38
3.3. Hipótesis	42
3.3.1.Hipótesis General	42
3.3.2.Hipótesis Operacionales	42
3.4. Operacionalización de variables	44
4. METODOLOGÍA	45
4.1. Tipo de investigación	45
4.2. Procedimientos y técnica	45
4.3. Procesamiento de datos	46
4.4. Análisis del Resultado	47
5. RESULTADOS.....	48
6. DISCUSIÓN	64
7. CONCLUSIONES.....	66
8. RECOMENDACIONES	67
9. BIBLIOGRAFÍA	68
ANEXOS.....	74

1. INTRODUCCIÓN

En la actualidad el uso de los materiales restauradores estéticos está muy difundido, tanto para restauraciones en el sector anterior como posterior.

Existen muchos estudios orientados a mejorar las propiedades mecánicas y estéticas de los composites para lograr un comportamiento similar a la estructura dentaria frente a las cargas masticatorias que deberán asumir. Ante esta situación los fabricantes de los materiales de restauración estética vienen mejorando las propiedades de sus productos pues se sabe que cuanto mayor cantidad de material de relleno tenga una resina, mejores serán sus propiedades físicas y por lo tanto mayor será su dureza y menores serán su contracción y los cambios dimensionales. La presencia del material de relleno hace que las resinas sean resistentes a las cargas y a la abrasión. (36)

Lo que se desea conocer con este estudio es si existe diferencia en la microdureza superficial de las resinas de nanorelleno y nanohíbridas de alto uso en nuestro país cuando son sometidas a dos diferentes sistemas de polimerización para así optar por una resina y un sistema de fotocurado que nos garantice menos desgaste con el paso del tiempo.

2. PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN

2.1. Área problema

La caries dental es definida como una enfermedad infectocontagiosa, multifactorial, de tipo crónica, polimicrobiana, localizada, que afecta a los tejidos duros del diente y que se produce por la acción de los ácidos orgánicos provenientes de la fermentación microbiana de los carbohidratos de la dieta (1).

La caries, como enfermedad, es intangible y no puede ser quirúrgicamente removida y son sólo los tejidos dañados por ésta, como consecuencia del proceso patológico, los que pueden ser tratados quirúrgicamente. Es debido a esto que la Odontología ha centrado gran parte de su quehacer en ella (2).

El tratamiento restaurador de la caries consiste en la eliminación mecánica de los tejidos irreversiblemente dañados y en adoptar medidas necesarias para que los tejidos remanentes permanezcan sanos. Producto de lo anterior quedará una cavitación que será necesario reparar para recuperar la morfología, función y estética perdidas (3).

Para realizar la reparación de las piezas lesionadas contamos con numerosos biomateriales de uso odontológico, los que poseen diferentes características y propiedades, los que se ocuparán de acuerdo a las distintas situaciones clínicas. Estos materiales se clasifican en materiales de restauración directos e indirectos. Dentro de los materiales restauradores directos, se encuentran las amalgamas, las resinas compuestas y los ionómeros vítreos. Para cumplir eficazmente con los requerimientos funcionales que deberán asumir en boca, los biomateriales de uso odontológico deben cumplir con una serie de requisitos físicos, químicos, mecánicos y biológicos.

Entre las propiedades óptimas de un material restaurador se pueden mencionar una alta resistencia al deterioro en el medio bucal, buena adaptabilidad a las paredes cavitarias, alta resistencia mecánica, baja conductibilidad térmica, facilidad de manipulación, buena respuesta

estética, adecuada compatibilidad biológica, correcta protección de los márgenes contra las caries, etc. (4).

Dentro de las propiedades físicas están las propiedades mecánicas como por ejemplo la resistencia al desgaste y la resistencia a la fractura, en las que la materia va a interaccionar con fuerzas externas denominadas cargas, y éstas pueden ejercerse sobre un cuerpo de distintas formas, todas ellas tratando de deformar los cuerpos (5).

Debido fundamentalmente a sus propiedades estéticas, las resinas compuestas son ampliamente usadas como material restaurador, y el mercado actual nos ofrece una amplia variedad de ellas, que se diferencian, entre otras características, por el tamaño de las partículas de relleno que poseen (6).

En la actualidad, los esfuerzos de los investigadores están puestos en mejorar las propiedades mecánicas y estéticas de los composites, para lograr, junto a una mayor similitud a la estructura dentaria en cada uno de sus aspectos, un comportamiento adecuado frente a las cargas que deberán asumir. Algunas de estas propiedades corresponden a la resistencia al desgaste y la resistencia a la fractura.

Recientemente han aparecido en el mercado nuevos materiales restauradores, cuyos fabricantes dicen incorporar la nueva ciencia de la nanotecnología en la fabricación de ellos y que en sus instructivos ilustran mejoras en sus propiedades con respecto a sus antecesores.

La industria trata de encontrar fuentes de luz que permitan la máxima conversión con el mínimo estrés de polimerización, ya que ello contribuirá a la mejora de los resultados estéticos y funcionales de los materiales compuestos; el uso de lámparas (tanto halógenas, convencionales o de alta densidad de potencia, como LEDs) que ofrecen un incremento gradual de la intensidad lumínica es muy útil para disminuir la contracción volumétrica del composite (7).

2.2. Delimitación

Un factor determinante en el éxito de las restauraciones dentales en boca, es la resistencia que éstas ofrecen en el tiempo. Las piezas dentarias en el sector posterior son las que sufren mayor desgaste debido a la función masticatoria que desempeñan. Esta resistencia se puede ver alterada por factores intrínsecos o extrínsecos. Entre los factores intrínsecos ubicamos a la misma composición y propiedades de las resinas y entre los factores extrínsecos a la dieta. Queda en el aire un factor muy importante a tomar en cuenta que tiene total relevancia si hablamos de la resistencia de las resinas en el tiempo: Los sistemas de polimerización. Así, es importante tomar en cuenta el tipo de sistema de polimerización a utilizar, la intensidad de la luz, el tiempo de exposición y la distancia entre la fuente de luz y la resina compuesta.

2.3. Formulación

¿Cuál es la diferencia en la microdureza superficial de las resinas de nanotecnología al ser sometidas a dos diferentes sistemas de polimerización?

2.4. Objetivos

2.4.1. Objetivo General

Comparar la microdureza superficial in vitro de las resinas de nanotecnología luego de ser sometidas a dos diferentes sistemas de polimerización.

2.4.2. Objetivos Específicos

- Determinar la variación de la microdureza superficial de una resina de nanorelleno al ser sometida a luz halógena.

- Determinar la variación de la microdureza superficial de una resina nanohíbrida al ser sometida a luz halógena.
- Determinar la variación de la microdureza superficial de una resina de nanorelleno al ser sometida a luz emitida por diodos LED
- Determinar la variación de la microdureza superficial de una resina nanohíbrida al ser sometida a la luz emitida por diodos LED.
- Comparar la variación de la microdureza superficial de la resina de nanorelleno frente a la polimerización con luz halógena y con la luz emitida por diodos LED
- Comparar la variación de la microdureza superficial de la resina nanohíbrida frente a la polimerización con luz halógena y con la luz emitida por diodos LED

2.5. Justificación

Este estudio busca comparar la efectividad de dos sistemas de polimerización en cuanto a la resistencia de las resinas de nanotecnología y poder saber cual causa mayor variación de la microdureza superficial en las resinas en estudio y así poder llevar este conocimiento al odontólogo rehabilitador para que puedan optar por materiales que ofrecerán mayor tiempo de vida y así poder ofrecer una mayor garantía del tratamiento al paciente.

2.6. Limitaciones

Si bien tenemos como variable dependiente a la microdureza superficial de la resina, resulta difícil poder ejercer control sobre las variables independientes que influyen: la resina, la profundidad, la fuente y potencia de luz así como el tiempo transcurrido desde la fotoiniciación hasta la durometría.

3. MARCO TEÓRICO

3.1. Antecedentes

NEVÁREZ et al (2007) Con el objetivo de evaluar la influencia de dos tipos de fotoiniciación (Halógena y LED) a alta y baja intensidad sobre la microdureza, se polimerizaron muestras de tres diferentes composites utilizados como materiales de restauración dental con cuatro diferentes lámparas en moldes de acero inoxidable. La microdureza fue evaluada a 1,7 y 30 días. Los valores obtenidos 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 (8).

DE SOUZA et al (2009) compararon la contracción de polimerización de resinas compuestas fotoactivadas por luz halógena y por luz emitida por diodos (LED).

La tensión de la contracción fue analizada en dos momentos: luego de la polimerización (40 seg) y 10 min después. La tensión de contracción presentada por todas las resinas fue mayor a los 10 min que a los 40 seg, independientemente de la fuente activadora. Las resinas de micropartículas presentaron menores valores de tensión de contracción estadísticamente significantes en relación con las demás resinas. Para las resinas híbridas y microhíbridas no hubo influencia de la unidad activadora sobre la tensión de contracción con excepción para la resina de micropartículas en tiempo de 10seg. Se concluyó que la composición de resina compuesta fue el factor que más interfirió en la tensión de contracción de la resina compuesta (9).

DELLA BONA et al (2007) Confirmaron la hipótesis de que a mayor tiempo de fotopolimerización, produce mayor dureza superficial en diferentes profundidades (0 y 3mm) de resina compuesta (10).

DALL'MAGRO et al (2010) investigaron la resistencia de unión de la resina compuesta Filtek Z250 (3M/ESPE) fotoactivada con luz halógena XL2500 (3M/ESPE) utilizando diferentes protocolos de fotoactivación: soft-start (150 mW/cm² por 2 (S2), 3 (S3), 5 (S5), 10 (S10) ou 15 s (S15), seguido por 700 mW/cm² por 15 s; y pulse-delay (150 mW/cm² por 2 (P2), 3 (P3), 5 (P5), 10 (P10) ou 15 s (P15), com 1 min de espera, seguido de 700 mW/cm² por 15 s. Los resultados mostraron que no hubo diferencia significativa entre los grupos fotoactivados por el método soft-start. Para el método pulse-delay, el grupo P5 presentó una mayor resistencia de unión significativamente superior a otros grupos. Los grupos fotoactivados por el metodeo pulse-delay (e4xcepto P2 y P15) presentan resistencia de unión significativamente superior al metodo soft-start.

Concluyeron en que la influencia en el tiempo de exposición inicial fue método-dependiente, siendo los mejores resultados presentados por el método pulse-delay fotoactivado por exposicion inicial de 5s. (11).

SILVA et al (2009) compararon la resistencia a la compresion de una resina compuesta y de un compómero fotoactivados con luz halógena convencional y LED. Obtuvieron como resultados que la resina compuesta presento resistencia a la compresión significativamente mayor que el compómero independientemente de la fuente de luz. Concluyeron que la resitencia a la compresion de los materiales fotopolimerizados don luz halógena y LED fueron influenciados por la densidad de la energía impregnada y por la composición química de los materiales restauradores estéticos (12).

3.2. Bases teóricas

3.2.1. Resina compuesta

Actualmente las resinas compuestas son sin duda los materiales más utilizados en las reconstrucciones estéticas. Las resinas compuestas se han introducido en el campo de la Odontología

Conservadora para minimizar los defectos de las resinas acrílicas que hacia los años 40 habían reemplazado a los cementos de silicato, hasta entonces los únicos materiales estéticos disponibles. En 1955 Buonocore utilizó el ácido ortofosfórico para incrementar la adhesión de las resinas acrílicas en la superficie adamantina. En 1962 Bowen desarrolló el monómero del Bis-GMA, tratando de mejorar las propiedades físicas de las resinas acrílicas, cuyos monómeros permitían solamente la formación de polímeros de cadenas lineales (13). Estos primeros composites de curado químico exigían mezclar la pasta base con el catalizador con los consiguientes problemas derivados de la proporción, batido y estabilidad de color (14). A partir de 1970 aparecieron los materiales compuestos polimerizados mediante radiaciones electromagnéticas que obviaban la mezcla y sus inconvenientes, se utilizó en los primeros momentos la energía luminosa de una fuente de luz ultravioleta (365 nm), pero ante sus efectos iatrogénicos y su poca profundidad de polimerización, fue sustituida por la luz visible (427-491 nm), actualmente en uso y desarrollo (15).

Las resinas compuestas constan de tres fases: una matriz de polímero, partículas de relleno dispersas y un agente de acoplamiento entre ambos, las cuales se explican a continuación (16):

Matriz de resina: La mayor parte de los materiales compuestos usan monómeros que son diacrilatos aromáticos o alifáticos, como el Bis-GMA o el dimetacrilato de uretano (UEDMA), los cuales son los dimetacrilatos, más comúnmente, usados en los compuestos dentales. Estos monómeros de alto peso molecular, y particularmente el Bis-GMA, son extremadamente viscosos a la temperatura ambiente. Por ello es esencial el uso de monómeros diluyentes no sólo para lograr alcanzar el agregado un elevado nivel de partículas de relleno, sino también para producir una

pasta de consistencia clínicamente manejable. Los diluyentes pueden ser los monómeros de metacrilato, pero los más utilizados también son monómeros a base de dimetacrilatos, pero de menor peso molecular que los otros dos (Bis-GMA y DMU), dentro de los cuales los más utilizados son el TEGDMA, el Bis-EMA-6 y el Bis-EMA-10.

Desafortunadamente, la adición de estos monómeros diluyentes de bajo peso molecular, aumentan la contracción de polimerización, factor que limita la cantidad de ellos que puede usarse en las resinas compuestas. Los monómeros de dimetacrilato permiten que ocurra enlace cruzado entre las cadenas, lo que da por resultado una matriz más resistente a la degradación por solventes.

Aunque las propiedades mecánicas del Bis-GMA son superiores a las de las resinas acrílicas, no posee adhesión específica a la estructura y por lo tanto, la contracción de polimerizado y el cambio dimensional térmico son consideraciones importantes también para las resinas compuestas (17).

Partículas de relleno: La incorporación de las partículas de relleno dentro de la matriz mejora significativamente sus propiedades tanto físicas como mecánicas.

Como hay menos matriz de resina en un compuesto, la contracción de polimerizado se reduce, comparada con la resina sin relleno. La sorción de agua y el coeficiente de expansión térmica son menores comparados con las resinas sin relleno. Las propiedades mecánicas, como resistencia a la compresión, resistencia elástica y el módulo de elasticidad mejoran, así como la resistencia a la abrasión. Todos estos cambios ocurren con aumento de la fracción de volumen de las partículas de relleno. Las partículas de relleno comúnmente son producidas por pulido o trituración de cuarzo o vidrio de tamaños que oscilan entre 0,1 y 100 μm . Las partículas de sílice de tamaño coloidal (0,04 μm), se obtiene por el proceso de precipitación o pirolítico. Para el relleno

se han utilizado partículas de cuarzo, sílice, silicato de litio aluminio y cristales de bario, estroncio, zinc y terbio (17).

Agentes acopladores: Es importante que las partículas de relleno se unan químicamente a la matriz de resina. Esto permite que la matriz del polímero que es más flexible, transfiera las tensiones a las partículas de relleno, que son más rígidas. Un agente de acoplamiento aplicado en forma adecuada puede impartir propiedades físicas y mecánicas mejoradas y proporcionar estabilidad hidrolítica para prevenir la penetración de agua a través de la interfase relleno-resina.

Aunque también se utilizan titanatos y circonatos como agentes de acoplamiento, los agentes que más frecuentemente se usan, son los derivados de los silanos orgánicos, como el γ -metacriloxipropiltrimetoxisilano. En este estado hidrolizado, el silano contiene los grupos silanol que pueden enlazar con silanoles sobre las superficies del relleno, mediante la formación de un enlace de siloxano (S-O-Si). Por otra parte, los grupos metacrilato del componente organosilano forman enlaces covalentes con la resina cuando ésta polimeriza, por lo que se completa el proceso de acoplamiento (17).

Además de las tres fases anteriores, las Resinas Compuestas presentan otros elementos constituyentes, tales como:

Sistema activador e iniciador: Los monómeros de metil metacrilato y dimetil metacrilato polimerizan por una reacción de polimerización por adición iniciada por radicales libres. Los radicales libres pueden ser generados por activación química o por activación física (calor o luz). Los composites fotoactivados se usan más ampliamente que los materiales activados químicamente. Los composites dentales fotoactivados se proporcionan como una pasta simple contenida en una jeringa. La iniciación de los radicales libres consiste en la fotoiniciación de un

receptor fotosensible y la acción de éste sobre un activador de amina contenido en esta pasta. La exposición a la luz en una correcta longitud de onda (unos 468 nm) produce un estado de excitación del fotoiniciador y su interacción con una amina alifática para formar radicales libres que inician la polimerización por adición. El fotoiniciador más comúnmente empleado es la canforoquinona (17), cuyo pico de sensibilidad es de 468 nm dentro del espectro de la longitud de onda azul (18). Este iniciador está presente en la pasta a niveles cercanos a 0.2% en peso o menos (17).

Inhibidores: Para minimizar o evitar la polimerización espontánea de los monómeros, se agregan inhibidores a los sistemas de resinas. Estos inhibidores tienen fuerte potencial de reacción con radicales libres. Si se ha formado un radical libre, como en una breve exposición a la luz cuando se ha dispensado el material, el inhibidor reacciona con el radical libre y así inhibe la propagación de la reacción en cadena terminando con la capacidad del radical libre de iniciar el proceso de polimerización. Cuando todos los inhibidores se han consumido, ocurrirá la propagación de la reacción si se produce el desdoblamiento de los radicales. Un inhibidor típico es el hidroxitolueno butilado que se emplea en concentraciones de 0.01% en peso (17).

Modificadores ópticos: Para lograr la apariencia de las estructuras dentarias, las resinas compuestas deben tener una coloración visual (matizado) y una translucidez que puedan simular la estructura del diente. El matizado se logra por la adición de diferentes pigmentos. Estos pigmentos a menudo consisten en óxidos metálicos diferentes que se agregan en pequeñas cantidades (17).

3.2.1.1. Clasificación

Se han propuesto numerosos sistemas de clasificación para las resinas compuestas. Sin embargo, el más utilizado se basa en el tamaño de las partículas de relleno y en base a este sistema clasificaremos las resinas compuestas en:

Resinas convencionales o de macrorelleno: Fueron las primeras en desarrollarse y se han ido modificando lentamente con el tiempo. El relleno más común de estos materiales era el cuarzo. Aunque el tamaño promedio de las partículas era de 8 a 20 μm , también podían haber partículas mayores a 80 μm . La carga de relleno generalmente era de 70 a 80% en peso o 60 a 65% en volumen. Las partículas de relleno expuestas eran grandes y estaban rodeadas de cantidades apreciables de la matriz de resina. Presentaban rugosidad en la superficie como resultado de la abrasión selectiva de la matriz alrededor de las partículas de relleno. El pulido de este tipo de restauraciones dejaba rugosidades en la superficie, dado el diferente patrón de desgaste que tenían la matriz y el relleno, generando además que gruesas partículas de relleno quedaran expuestas haciendo la superficie extremadamente rugosa. Estas restauraciones tendían a pigmentarse, en parte por la susceptibilidad de la textura rugosa de la superficie a retener sustancias que generaban manchas (17).

Resinas de microrelleno: En un esfuerzo por resolver el problema de la rugosidad de la superficie en los compuestos convencionales, se desarrolló un tipo de material que tiene partículas de sílice coloidal como relleno inorgánico. El tamaño promedio de las partículas de relleno oscila entre 0,04 y 0,4 μm . El contenido final del relleno inorgánico es alrededor de 50% en peso (alrededor de 30% en volumen). Por ello, sus propiedades mecánicas y físicas son inferiores a la de los composites convencionales porque casi un 70% en volumen del

material de restauración corresponde a resina matriz, y a mayor cantidad de resina comparada con la cantidad de relleno da lugar a mayor sorción de agua, a menor resistencia mecánica, a mayor coeficiente de expansión térmica y a disminución del módulo de elasticidad (17).

Resinas compuestas rellenas de partículas pequeñas: Se desarrollaron en un intento por mejorar las características de las resinas compuestas de macrorrelleno y emular a las de microrrelleno. El tamaño promedio de los rellenos es de 1 a 8 μm , pero la distribución del tamaño es muy amplia, lo que facilita una elevada carga de relleno, y los composites con pequeñas partículas generalmente contienen más relleno inorgánico (80% en peso y 60 a 65% en volumen) que los composites convencionales. Algunos composites rellenos de partículas pequeñas usan partículas de cuarzo como relleno, pero muchos incorporan cristales que contienen metales pesados. La resina de la matriz de estos materiales es semejante a la de los composites convencionales y de microrrelleno. El tamaño de las partículas de relleno de estas resinas hace posible que se obtengan superficies lisas y puedan ser aplicadas en dientes anteriores, pero no son tan buenas como las resinas compuestas de microrrelleno o las resinas compuestas híbridas, por lo que dejaron de utilizarse (17).

Resinas compuestas híbridas: Se desarrollaron en un esfuerzo por obtener la superficie pulida lisa de las resinas compuestas de microrrelleno y la resistencia mecánica de las resinas compuestas de macrorrelleno. Los rellenos híbridos modernos consisten en sílice coloidal y partículas pequeñas de cristales que contienen metales pesados, constituyendo un contenido de relleno de aproximadamente 75 a 80% en peso. Las partículas de relleno tienen un tamaño que oscila entre 0.04 y 5 μm . En una distribución típica, 75% de las partículas tienen un tamaño superior a 1.0 μm . El sílice coloidal representa 10 a 20% en peso del contenido total de relleno. Las

partículas de relleno menores, así como la mayor cantidad de microrelleno, hace que aumente la superficie de contacto, por lo que el contenido total del relleno no es tan alto como el de los composites rellenos de partículas pequeñas. Las propiedades físicas y mecánicas de estos sistemas generalmente se encuentran entre las de composite convencionales y compuestos rellenos de partículas pequeñas. (17)

Resinas compuestas Microhíbridas: Estas resinas compuestas son una mejora de las resinas compuestas híbridas ya que combinan las características físicas de una resina compuesta híbrida y las características estéticas de las resinas compuestas de microrrelleno. El relleno inorgánico de estas resinas está compuesto por partículas cuyo tamaño de grano oscila entre 0,04 y 3 μm .

El tamaño promedio de las partículas de relleno oscila entre 0,4 y 0,9 μm dependiendo de la marca. y además contiene partículas de microrrelleno (SiO_2 , YbF_3) cuyo tamaño promedio de grano oscila entre 0,04 y 0,05 μm . Tienen un 65% de relleno en volumen. Estas resinas compuestas son un intento por incorporar una mayor cantidad de relleno inorgánico, lo cual permite mejorar algunas propiedades de las resinas compuestas. (17)

Resinas de nanotecnología: la nanotecnología, denominada también tecnología de lo pequeño o molecular, en la odontología es aplicada en los materiales dentales, específicamente en los composites con nanotecnología, al ser incorporados partículas de escala nanométrica a manera de relleno, junto con partículas de tamaño promedio a un micrón. Un nanómetro equivale a la millonésima parte de un milímetro, equivalente a 10 átomos de hidrogeno. (19)

Las resinas de nanotecnología se dividen en 2:

A. Resinas de nanorelleno:

Este tipo de resina compuesta se caracteriza por poseer dos estructuras importantes. Las primeras son nanopartículas o nanómeros que presentan una dimensión de aproximadamente 25 a 75nm y la segunda los "nanoclusters" de aproximadamente 0,4 a 1,4 um, estos nanoclusters son una suerte de racimos de uvas compuestos de las mismas nanopartículas aglomeradas o nanoagregadas. A diferencia de las densas partículas de relleno de los híbridos, estos nanoclústeres son porosos y permiten que la matriz de resina del composite rellene los espacios presentes dentro y entre los clústeres. (20)

Los objetivos que se persiguen al incorporar las nanopartículas en los composites son: mejorar las propiedades mecánicas y estéticas, por ejemplo, resistencia a la abrasión, mejorar la lisura superficial y permitir mejor terminado, incorporar más componente cerámico, disminuir la cantidad de resina en la fórmula del composite, y con ello, disminuir la contracción de polimerización volumétrica (CPV) del mismo. Al poseer un composite más carga cerámica, disminuye su porcentaje de contracción (22)

Recientemente la nanotecnología ha hecho posible reducir aún más el tamaño de las partículas de relleno, hasta alcanzar dimensiones nanométricas. El primer material de este tipo fue presentado a la profesión en 2002, por la firma 3M-ESPE, con el nombre de Filtek Supreme, hoy Filtek Supreme Plus (actualmente Filtek Supreme XT), caracterizado por incluir una combinación de partículas de zirconio, sílice silanizada y partículas aglomeradas de zirconio (21).

B. Resinas nanohíbridas

Este tipo de resinas compuestas ha generado mucha confusión al tratar de clasificarlas y describir sus características clínicas, pues difieren francamente de las resinas de nanorelleno.

Actualmente se viene empleando el término "nanohíbridas", que significa la incorporación de nanopartículas dentro de un material microhíbrido.

En esencia, todo híbrido que contiene sílice pirogénico de $0.04\mu\text{m} = 40$ nanómetros puede denominarse "nanohíbrido".

Así que, estos tipos de resinas ciertamente poseen partículas nanométricas en su composición inorgánica que oscila entre 20 a 60nm, pero a diferencia de las de nanorelleno no poseen un nanoclúster que este formado por nanopartículas a manera de un racimo, en reemplazo de este tienen un microrelleno promedio de 0.7 micrones. Estas partículas actuarán como soporte para las nanométricas y otorgan viscosidad al material, regulan la consistencia, dan el color y la radiopacidad.

Justamente, las distintas formas de otorgar ese soporte a las nanopartículas son la diferencia más importante con respecto a los distintos desarrollos comerciales.

Los aportes clínicos de estos materiales son bastantes parecidos a los de nanorelleno, pero su falencia radica en lo que refiere a la pérdida de su partícula de soporte (microhíbrido) frente a una acción abrasiva generando un efecto de "desplume" completo, alterando la lisura superficial y la conservación del brillo.

3.2.1.2. **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 y palillos de dientes (23). Esta deficiencia no tiene efecto perjudicial inmediato pero lleva a la pérdida de la forma anatómica de las restauraciones

disminuyendo la longevidad de las mismas (24). Esta propiedad depende del tamaño, la forma y el contenido de las partículas de relleno así como de la localización de la restauración en la arcada dental y las relaciones de contacto oclusales (25). Cuanto mayor sea el porcentaje de relleno, menor el tamaño y mayor la dureza de sus partículas, la resina tendrá menor abrasividad (26).

Leinfelder y col. (27) explican el fenómeno de la siguiente manera: Dado que el módulo elástico de la resina es menor que el de las partículas de relleno, las partículas que conforman el relleno son más resistentes al desgaste, comprimen la matriz en los momentos de presión (como las cargas cíclicas) y esto causa el desprendimiento de partículas de relleno y del agente de conexión silano, exponiéndose la matriz, la cual es más susceptible al desgaste. Este fenómeno por pérdida de partículas de la superficie es conocido como "plucking out".

B. Textura Superficial

Se define la textura superficial como la uniformidad de la superficie del material de restauración, (28) es decir, en las resinas compuestas la lisura superficial está relacionada en primer lugar con el tipo, tamaño y cantidad de las partículas de relleno y en segundo lugar con una técnica correcta 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. (29) 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.(26) Las resinas compuestas de nanorelleno proporcionan un alto brillo superficial. (30)

C. Coeficiente de Expansión Térmica

Es la velocidad de cambio dimensional por unidad de cambio de temperatura.(31) 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. (32). Un bajo coeficiente de expansión térmica está asociado a una mejor adaptación marginal. 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. (33).

D. Sorción Acuosa (adsorción y absorción) y Expansión Higroscópica.

Esta propiedad está relacionada con la cantidad de agua absorbida por la superficie y absorbida por la masa de una resina en un tiempo y la expansión relacionada a esa sorción. ⁽³³⁾ La incorporación de agua en la resina, puede causar solubilidad de la matriz afectando negativamente las propiedades de la resina fenómeno conocido como degradación hidrolítica. (34) Dado que la sorción es una propiedad

de la fase orgánica, a mayor porcentaje de relleno, menor será la sorción de agua (34) Baratieri (35) y Anusavice (36) refieren que la expansión relacionada a la sorción acuosa es capaz de compensar la contracción de polimerización. Las resinas Híbridas proporcionan baja sorción acuosa. (37)

E. Resistencia a la Fractura

Es la tensión necesaria para provocar una fractura (resistencia máxima). 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 (38).

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. (35)

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.(38)

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 terciaria (38) Es importante destacar que las resinas fotopolimerizables son mucho más estables al cambio de color que aquellas químicamente activadas.(39)

I. Radiopacidad

Un requisito de los materiales de restauración conformados por resina es la incorporación de elementos radio opacos, tales como, bario, estroncio, circonio, zinc, iterbio, itrio y lantano, los cuales permiten interpretar con mayor facilidad a través de radiografías la presencia de caries alrededor o debajo de la restauración.(36)

J. Contracción de Polimerización

La contracción de polimerización es el mayor inconveniente de estos materiales de restauración.(40) Las moléculas de la matriz de una

resina compuesta (monómeros) se encuentran separadas antes de polimerizar por una distancia promedio de 4 nm. (Distancia de unión secundaria), al polimerizar y establecer uniones covalentes entre sí, esa distancia se reduce a 1.5 nm (distancia de unión covalente). Ese "acercamiento" o reordenamiento espacial de los monómeros (polímeros) provoca la reducción volumétrica del material.(41)

La contracción de polimerización de las resinas es un proceso complejo en el cual se generan fuerzas internas en la estructura del material que se transforman en tensiones cuando el material está adherido a las superficies dentarias.

Según Chen y col., (41) las tensiones que se producen durante la etapa pregel, o la etapa de la polimerización donde el material puede aún fluir, pueden ser disipadas en gran medida con el flujo del material. Pero una vez alcanzado el punto de gelación, el material no fluye y las tensiones en su intento de disiparse pueden generar:

- Deformación externa del material sin afectar la interfase adhesiva (si existen superficies libres suficientes o superficies donde el material no está adherido).
- Brechas en la interfase dientes restauración (si no existen superficies libres suficientes y si la adhesión no es adecuada).
- Fractura cohesiva del material restaurador (si la adhesión diente-restauración es buena y no existen superficies libres).
- En el mismo orden de ideas, gran variedad de monómeros han sido propuestos con la finalidad de

reducir la contracción de polimerización, entre ellos, los llamados monómeros con capacidad de expansión, como los espiroortocarbonatos (SOC) que se introdujeron en el mercado dental en la década de los 70, aunque no se popularizaron.

Del mismo modo, Stansburry (43), desarrolló el SOC junto a un núcleo de dimetacrilato (SOCs), con la finalidad de reducir la contracción de polimerización y mejorar el grado de conversión de los composites, mediante el mecanismo de expansión polimérica y un sistema de polimerización paralelo de radicales libres. Simultáneamente Byerley y col.(44) y Eick y col., (45) sintetizaron SOC's unido a un núcleo de oxirano capaz de producir polimerización catiónica que también ayudaba a compensar la contracción de polimerización y mejoraba considerablemente el grado de conversión de los composites.

Asimismo, Krenkel y col. (46) presentaron un sistema experimental de resinas compuestas, cuya matriz orgánica se basaba en monómeros SOC, diepoxi y un grupo polyol, capaz de reducir el stress de polimerización comparado con un sistema de resinas patentado (Z100). A pesar de que ambos sistemas eran compatibles desde el punto de vista químico, no se comercializaron ya que el grado de conversión o índice de curado total del sistema SOC es menor que el sistema convencional de dimetacrilatos.(47) No obstante, estos índices pueden mejorar modificando la fotoreactividad del sistema SOC y añadiendo promotores de la reacción.(48) Por su parte, Condon y col.(49)y Freilich y col. (50) concluyeron que las combinaciones de sistemas Epóxicos-Polyoles,

muestran *in Vitro*, cambios volumétricos durante el proceso de polimerización entre un 40 y un 50% menores a los obtenidos con los sistemas tradicionales (BisGMA/TEDGMA); además, poseen propiedades mecánicas similares y menor capacidad de sorción acuosa (51).

Otra alternativa es el SILORANO, el cual es una resina experimental de naturaleza hidrofóbica de 3M ESPE, la cual deriva de la combinación de los componentes químicos básicos de los siloxanos y oxiranos (grupos epóxicos) (52) La estructura del siloxano se introdujo para proveerle una naturaleza más hidrofóbica al silorano, lo cual reduce considerablemente la sorción acuosa del medio bucal, mejorando sus propiedades físicas y, a su vez, tienden a absorber menos los colorantes de la dieta, por lo tanto son mucho menos sensibles a la pigmentación exógena (53).

3.2.1 Cinética de la polimerización y microdureza

El comportamiento físico de los polímeros depende de su tamaño, de su composición química y detalles de la microestructura los cuales pueden ser observados mediante análisis de espectroscopía de infrarrojo y de resonancia magnética.

La espectrografía de infrarrojo se basa en la interacción de la radiación infrarroja con las vibraciones y rotaciones de los átomos de una molécula, el espectro puede ser obtenido haciendo pasar la radiación a través de la muestra.

El nivel de dureza obtenida en los materiales de restauración dental a base de composites se encuentra íntimamente relacionado al nivel de polimerización en sus etapas de inducción, propagación y transferencia en cadena (54). La polimerización se inicia mediante

una cantidad adecuada de fotones que consecuentemente activan a una cantidad suficiente de radicales libres (55) para lo que es necesario una adecuada penetración en profundidad de la luz para la conversión del monómero a polímero.

Los composites experimentan cambios físicos relacionados con el fenómeno de polimerización como, contracción de polimerización, exotermia y deformaciones de su masa. El nivel de conversión y la velocidad de polimerización originan cambios dimensionales que se manifiesta en estrés por contracción. En trabajos experimentales donde se preparan composites con diferentes coeficientes de polimerización variando la concentración del inhibidor (butil hidroxitolueno), y verificando el efecto del nivel de conversión de diferentes tiempos de fotoactivación, se menciona que el ritmo y coeficiente de polimerización guardan una relación proporcional a la raíz cuadrada de la densidad de potencia. Se puede modular el fotocurado de un composite, reduciendo el coeficiente de polimerización, esto da por resultado una reducción del coeficiente de estrés. Braga y Ferracane afirman que una completa conversión durante el proceso de polimerización depende directamente del ritmo de polimerización.(55)

Al estudiar la cinética de la polimerización mediante la copolimerización de BisGMA y de TEGDMA, se encuentra que los monómeros multifuncionales utilizados en los composites dentales presentan una típica doble unión en la conversión que va desde el 55% al 75%. También se puede encontrar hasta un 6% de monómero residual de BisGMS y TEGMA, el cual permanece después de la fotoiniciación. (56)

3.2.2. Ritmo de polimerización

El número de radicales libres se relaciona directamente con el grado de dureza, así como la cinética y ritmo de polimerización, los sistemas fotopolimerizables. Intervienen también como factores

determinantes la temperatura, la composición monomérica, el porcentaje de la fotoiniciadora y el espesor del composite.

La relación entre fotopolimerización y microdureza ha sido estudiada en diferentes investigaciones. Menezes et al (57) realizaron un análisis comparativo entre los composites Silux plus, Heliomolar y Z100, con diferentes tiempos de aplicación de luz. El composite Z100 (3M) manifestó la mayor microdureza respecto a los demás. El aumento del tiempo de aplicación de la luz provoca un aumento de radicales libres, “a mayor intensidad de luz, mayor microdureza” (57).

3.2.3. Fuentes luminosas de Polimerización y Microdureza

En la determinación de la relación de radicales libres – microdureza se observa una estrecha correlación por coeficientes de intensidades con tiempo y dureza. Dannheimer sugiere que el potencial de luz correcto oscila entre los 350 a 450 nanómetros de luz (58).

Ante la hipótesis de que los composites se contraen al haz de luz del fotocurado, Versluis (59) no encuentra una relación directa entre la dirección de la luz y los vectores de contracción del composite, pero si entre la intensidad de luz y el ritmo de conversión durante la polimerización.

Respecto a la microdureza de los monómeros BisGMA y TEGMA, Asmussen (60) no observa diferencia significativa entre ellos al ser fotocurados con diferentes lámparas como: XL300 y Optilux 500, a intensidades diferentes desde 450 hasta 650nW/cm² mediante técnicas de precurado y pulsación intermitente de luz a 1, 2, 3 segundos durante 40 segundos, pero en los polímeros precurados a 650 nW/cm² observa que pierden microdureza después de ser conservados en etanol.

Las actuales lámparas de fotocurado presentan incrementos en sus densidades de potencia de luz con la intención de adaptarlas a las

longitudes de onda requeridas para una correcta fotopolimerización (61)

Las lámparas de fotopolimerización que existen en el mercado para uso odontológico se clasifican en función de la fuente lumínica que poseen clasificándose principalmente en cuatro grupos:

3.2.3.1 Lámparas halógenas

Son del tipo incandescente, es decir, su luz es emitida por un filamento de wolframio puesto en incandescencia por el paso de corriente. Su espectro de emisión es de 360-500nm, con un pico energético a los 460nm. Generan luz blanca que pasa por un filtro óptico que la convierte a la luz azul dirigida al rango de longitud de onda eficiente para la fotoactivación de las canforquinonas y que elimina la emisión de fotones de longitud de onda no útil, que puede producir calentamiento durante la polimerización.

- a) Lámparas halógenas convencionales con una densidad de potencia (potencia luminica por unidad de superficie) entre los 350-700nW/cm².
- b) Lámparas halógenas de alta intensidad con una densidad de potencia mayor a 700nW/cm² hasta 1.700mW/cm². Modificadas por puntas turbo que optimizan la luz procedente de la bombilla

3.2.3.2 Lámparas de Plasma (de arco, xenón)

Son lámparas de “arco”, es decir, emiten luz mediante una descarga eléctrica en forma de arco voltaico entre dos electrodos de tungsteno. En el interior de la lámpara existe gas xenón a elevada presión que evita la evaporación de electrodos. La luz generada resulta de alta potencia de 1400 a 2700 nW/cm². Poseen un filtro, no emiten rayos infrarrojos como las halógenas por lo que no presentan riesgo de calentamiento durante el proceso de

fotocurado. Emiten luz en un rango de longitudes de onda de 460-480nm permitiendo fotopolimerizaciones rápidas de los composites que contienen canforquinona, pero presentan como inconveniente el hecho de que no polimerizan adecuadamente composites que contienen como sustancia fotopropagadora la propandiona (1-fenil-1,2-propandiona), cuya longitud de onda optima es de 410nm.

3.2.3.3 Lámparas Láser

De todas las variedades de láser (He-Ne, Co₂, argón, diodos, Ne: YAG, Er. YAG, etc) solo dos tipos pueden ser utilizados para la fotoactivación de composites:

- a) **Láser de Argón:** con un medio activo gaseoso de Argón emite una luz azul de 488nm o bien verde de 488 a 512nm y densidades de potencia entre 750 y 1.300mW/cm² con un haz luminoso de láser altamente monocromático y coherente puede fotopolimerizar un composite tres veces más rápido respecto a las lámparas halógenas convencionales debido a su longitud de onda estrecha. Su haz de luz monocromático resulta incompatible con algunos materiales fotoactivables.

- b) **Láser de Diodos:** Es un láser con medio activo tipo sólido (diodo semiconductor de arseniuro de galio y aluminio) que emite luz roja de longitud de onda entre 830-904nm (espectro infrarrojo) fuera del espectro visible, por lo que no puede ser utilizado para fotocurar composites, pero en odontología se utiliza para procedimientos quirúrgicos y en la activación de algunos blanqueadores. De acuerdo al fabricante es una fuente de fotoactivación exenta de radiación ultravioleta.

3.2.3.4 Lámparas de Diodo Emisión

Utilizan como fuente la iluminación V-LED (visible-light emitting diodes) luz visible de diodos, el color de la luz emitida depende del semiconductor (SiC o In-GaN) de 7 a 21 diodos de un diámetro de 2 a 5mm ordenados en círculos concéntricos que emiten una luz de 450 a 480 nm con un pico en los 470 y una potencia lumínica en torno a los 400 nW/cm². Las unidades LED no utilizan filtros y requieren menor energía eléctrica, no emiten radiaciones próximas a la banda infrarrojo.

De acuerdo a la rapidez de la fotoactivación del composite en capas de 2mm, las lámparas de plasma son las más veloces polimerizando entre los 3-6seg seguidas de las halógenas de alta intensidad de 5-10seg, el laser en 14 seg, LED y halógenas convencionales 20-40seg. (62)

3.2.4. Dureza superficial

Es una propiedad de gran importancia al comparar los materiales de restauración, se puede definir como la resistencia que ofrece el material a la indentación, penetración o hendidura permanente de su superficie. 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) Su magnitud se expresa como valor de dureza o número de dureza cuyo valor depende del método utilizado para su evaluación. En general, valores bajos de número de dureza indican un material blando y viceversa.(63,64)

Basándose en esta definición de dureza, queda clara la importancia que tiene esta propiedad en odontología. La dureza indica la facilidad para el acabado de una estructura y su resistencia a los arañazos. El acabado o pulido de una estructura

tiene una gran importancia estética, los arañazos pueden reducir la resistencia a la fatiga y dar lugar a fallos prematuros.(63)

3.2.4.1. Sistemas de medición

Existen distintas pruebas para medir la dureza, se diferencian entre sí por el material, la geometría y la carga del indentador. Los indentadores pueden ser de acero, carburo de tungsteno o diamante y tener la forma de una esfera, un cono o una pirámide. La elección de una prueba de durometría depende del material estudiado, de la dureza que previsiblemente pueda 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, esta fuerza produce una indentación de forma simétrica en la cual se puede medir la profundidad, la superficie o el ancho por medio de un microscopio. Luego se correlacionan las dimensiones de la indentación con valores ya tabulados. Las dimensiones de la indentación varían en forma inversa con respecto a la resistencia a la penetración del material examinado.(63, 64)

Algunos de los métodos más utilizados para comprobar la dureza de los materiales de restauración son:

A. Prueba de durometría de Brinell

La prueba de durometría de Brinell es de las más antiguas de las que utilizan para el estudio de metales y aleaciones de uso odontológico. El

método se basa en la resistencia ofrecida a la penetración de una pequeña esfera de acero o de carburo de tungsteno, generalmente de 1,6 mm de diámetro, cuando se la somete a un peso de 123 N. al medir la dureza de Brinell de un material, el indentador permanece en contacto con la muestra estudiada durante un tiempo fijo de 30 segundos, después del cual se retira el indentador y se mide con cuidado el diámetro de la indentación. Para calcular el valor de dureza resultante, que se conoce como número de dureza de Brinell (BHN), se mide el cociente entre la carga aplicada y la superficie de la indentación producida, el BHN se expresa en Kg/mm^2 .(63,64)

Cuanto menor sea la indentación más duro será el material y mayor será el valor del BHN. Esta prueba produce una superficie de indentación relativamente grande y debido a ello, esta prueba es válida para determinar la dureza media y poco recomendable para determinar valores muy localizados. Para obtener impresiones más pequeñas, se usan indentadores más duros que las bolas de acero; de ahí el uso de otros métodos.(63,64)

B. Prueba de durometría de Rockwell

Esta prueba se desarrolló como método para poder determinar la dureza de un material con gran rigidez. Normalmente se emplea un indentador, que puede ser una bola de acero o un cono de diamante cuyo ángulo en el vértice es de 120° y terminando en un redondeamiento de 0,2 mm de radio. Con este método se mide la profundidad de la

indentación por medio de un micrómetro de escala muy sensible. Se emplean indentadores de esfera o de cono de diámetros diferentes, así como diferentes valores de cargas (de 60 a 150Kg); cada combinación se describe como una escala especial de Rockwell. (63)

En esta prueba actúan dos cargas diferentes. Primero se aplica una carga pequeña para eliminar el error que introducen las irregularidades superficiales. Tras esto, se aplica una carga mucho mayor sin mover el espécimen. A la carga pequeña se le denomina precarga y a la suma de la carga pequeña y la carga grande, carga de ensayo.(64)

Esta prueba existe una variación que es la prueba superficial de Rockwell en la cual se usan cargas de menor valor, esta prueba ha sido usada para estudiar los plásticos usados en odontología. En esta variación se usa una precarga relativamente pequeña (3 Kg) y una carga relativamente pequeña también (15-45 Kg).(63,64)

Los inconvenientes de esta prueba son que se necesita una precarga, se requiere más tiempo y la indentación puede desaparecer en cuanto se quita la carga.(63)

C. Prueba de durometría de Knoop

Esta prueba fue ideada para cubrir las necesidades de un método de ensayo por microindentación. Consiste en la aplicación de una carga a un instrumento indentador de diamante

cuidadosamente preparado y la posterior medición de las dimensiones de las diagonales de la indentación resultante en el material. El número de dureza de Knoop es el cociente entre la carga aplicada y la superficie de la indentación.(63).

Este método está diseñado para que se puedan aplicar cargas variables sobre el indentador. Por consiguiente, la superficie de la indentación resultante variará dependiendo de la carga aplicada y de la naturaleza del material investigado. Este método tiene la ventaja de que se pueden estudiar materiales de dureza muy diferentes simplemente cambiando la magnitud de la carga aplicada. Dado que aplicando cargas muy leves se obtienen microindentaciones muy delicadas, se puede emplear este método para examinar materiales con zonas de diferente dureza.(63)

D. Prueba de durometría de Shore A

Las pruebas descritas anteriormente no se pueden utilizar para determinar la dureza de las gomas, ya que la indentación desaparece al retirar la carga. Ésta prueba se utiliza para determinar la dureza relativa de los elastómeros.

E. Prueba de durometría de Vickers

Esta prueba (V.H.N., Vickers Hardness Number; V.P.N., Vickers Pyramidal Number; o D.P.H., Diamond Pyramidal Number) está determinada por un penetrador constituido por una pirámide de diamante con base cuadrangular cuyas caras

opuestas forman, entre ellas un ángulo de 136 grados, permitiendo una prueba muy corta y dando impresiones poco profundas, piramidales, de superficie lateral S, de forma que:

$$H = \frac{P}{S} = 14,23 \frac{P}{D^2}$$

3.3. Hipótesis

3.3.1. Hipótesis General

Existe diferencias significativas en la microdureza superficial in vitro entre resinas de nanotecnología expuestas a dos tipos de fuentes de fotoactivación: Halógena y LED

3.3.2. Hipótesis Operacionales

- La microdureza superficial de una resina de nanorrelleno presenta diferencia significativa después de ser sometida a la fotoactivación con luz halógena a los 20 seg y a los 40 seg.
- La microdureza superficial de una resina nanohíbrida presenta diferencia significativa después de ser sometida a la fotoactivación con luz halógena a los 20seg y a los 40seg.
- La microdureza superficial de una resina de nanorrelleno presenta diferencia significativa después de ser sometida a la fotoactivación con LED a los 20 seg y a los 40 seg.

- La microdureza superficial de una resina de nanohíbrida presenta diferencia significativa después de ser sometida a la fotoactivación con LED a los 20 seg y a los 40 seg.

3.4 OPERACIONALIZACIÓN DE LAS VARIABLES

VARIABLE	CONCEPTUALIZACIÓN	DIMENSIÓN	INDICADOR	ESCALA	CATEGORÍA
Variable Independiente: Sistemas de polimerización	Espectro luminoso iniciador del proceso de fotoactivación	Fuente de luz Poder de emisión	<ul style="list-style-type: none"> • Luz halógena • LED 	Intervalo	20-40seg
Variable Dependiente: Microdureza superficial de las resinas de nanotecnología	Resistencia que presenta un material a la indentación o penetración de forma permanente en su superficie.	Durometría	<ul style="list-style-type: none"> • Nanorrelleno • Nanohíbrida 	Razón	Kg/mm ²

4. METODOLOGÍA

4.1. Tipo de investigación

Esta investigación se realizó in vitro. Es de tipo experimental y analítico.

Población y muestra

La muestra estuvo constituida por veinte bloques cilíndricos de 7mm de diámetro por 2mm de altura de los cuales diez fueron elaborados con la resina de nanorelleno Filtek Supreme XT 3M ESPE y diez con la resina nanohibrida BRILLIANT New Line - Coltene/Whaledent. Los bloques fueron distribuidos en dos grupos según el tipo de resina (diez en cada grupo) de los cuales: cinco bloques fueron sometidos a fotoactivación con luz halógena a los 20s y a los 40 seg. Cinco bloques, fueron fotoactivados con luz LED a los 20seg y a los 40 seg.

4.2. Procedimientos y técnica

a. Preparación de bloques cilíndricos

Para la elaboración de los bloques cilíndricos se utilizó moldes metálicos de 7mm de diámetro por 2mm de altura, los cuales fueron rellenos con los materiales a estudiar, éstos materiales fueron estudiados respetando las indicaciones de los fabricantes. Se utilizó una barrera protectora para que la luz no interfiera con el proceso de fotopolimerización.

Se elaboraron diez bloques cilíndricos de resina de nanorelleno (Filtek Supreme XT 3M ESPE) y diez bloques cilíndricos de la resina nanohibrida (BRILLIANT New Line - Coltene/Whaledent) estos bloques se colocaron sobre una platina de vidrio, se colocaron capas de resina de 1mm de espesor utilizando la técnica incremental y se procedió a fotocurar el tiempo que está

indicado para cada material, con una lámpara Litex™ 695 con intensidad de 450 mW/cm^2 y con una lámpara LED 400 mW/cm^2

Luego de realizado el procedimiento de fotopolimerización, inmediatamente se aplicaron las pruebas de dureza a los 20 segundos y a los 40 segundos.

b. Medición de la microdureza superficial inicial

La medición de la microdureza superficial se realizó en el laboratorio de Sputtering de la Facultad de Ciencias de la Universidad Nacional de Ingeniería, se utilizó el método de Vickers con un microdurómetro High Quality Microhardner BUEHLER®, cada muestra fue sometida a cinco indentaciones de 100g por 15 segundos en diferentes áreas de la superficie de cada bloque cilíndrico.

Para hallar el valor de microdureza superficial se midió las diagonales de cada hendidura producida por cada indentación realizada.

4.3. Procesamiento de datos

Los resultados fueron procesados evaluando la normalidad de las medidas de la microdureza superficial con la prueba Kolmogorov-Smirnov; luego se usó la prueba T-Student para determinar si hubo o no una variación estadísticamente significativa en la microdureza superficial de las resina, se utilizará también la prueba ANOVA para determinar si hubo o no diferencia estadísticamente significativa entre los valores de la microdureza inicial y final de una misma resina y se usó la prueba Post Hoc de Turkey para identificar cual material presentó mayor cambio en la microdureza.

4.4. Análisis del Resultado

Los resultados obtenidos fueron analizados en el paquete estadístico SPSS 15.0. Primero se evaluó la normalidad de las medidas de microdureza superficial obtenidas tanto inicial como final, para lo cual se usó la prueba de normalidad KOLMOGOROV-SMIRNOV. Se realizaron cálculos de: Media y desviación estándar.

Se utilizó la prueba T – STUDENT para comparar la microdureza inicial y final de los dos tipos de resina utilizadas.

5. RESULTADOS

5.1 Comparación entre durezas de Resinas de nanorrelleno luego de 20 segundos de tratamiento con luz LED y Luz Halógena.

Tabla 1

Estadísticos de la dureza de la Resina de nanorelleno a los 20 segundos de aplicación de LED y luz halógena (Dureza expresada en 100gf (0.1kgf) por diagonal (um) según la tabla de Vickers Hardness)

	N	Media	Desviación estándar.
LED - 20 seg	5	693.2	48.982
Luz halógena - 20 seg	5	575.2	39.764

En la tabla 1, se tienen los estadísticos de dureza de la Resina, obsérvese que a los 20 segundos de exposición, la media de la dureza obtenida con luz de tipo LED (693.2) es mayor que la media de dureza obtenida con Luz Halógena (575.2). Sin embargo, la variabilidad de la dureza luego del tratamiento de tipo LED (desv. Estándar = 48.982) es mayor que la variabilidad de dureza luego de aplicar Luz halógena (desv. Estándar = 39.764)

Tabla 2

Resultados de la prueba T-Student para la comparación de medias de dureza después de aplicar Luz de tipo LED y Luz halógena durante 20 segundos en la Resina de nanorrelleno

	Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias			Diferencia de medias
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	
Se han asumido varianzas iguales	1.023	.341	4.182	8	.003	118.000
No se han asumido varianzas iguales			4.182	7.676	.003	118.000

En la tabla 2, en la prueba de Levene, el valor $p=0.341$ es mayor que 0.05, por lo tanto al 95% de confianza se acepta la igualdad de las varianzas de los dos grupos de durezas, medidos. Luego, en la prueba T, debe interpretarse el valor “p” de la primera fila (correspondiente a varianzas iguales), apreciándose que “p” es igual a 0.003, valor menor que 0.05, por lo tanto, al 95% de confianza, se afirma que existe diferencia significativa entre las medias de dureza de Resinas de nanorrelleno logradas con el tratamiento de luz halógena frente a la dureza media alcanzada con el tratamiento de luz tipo LED, siendo esta diferencia favorable a la aplicación de luz LED (dureza media=693.2) frente a la aplicación de Luz halógena (dureza media = 575.2)

5.2 Comparación entre durezas de Resinas de nanorelleno luego de 40 segundos de tratamiento con luz LED y Luz Halógena.

Tabla 3

Estadísticos de la dureza de la Resina de nanorelleno a los 40 segundos de aplicación de LED y luz halógena (Dureza expresada en 100gf (0.1kgf) por diagonal (um) según la tabla de Vickers Hardness)

	N	Media	Desviación estándar.
LED - 40 seg	5	671.40	10.431
Luz halógena - 40 seg	5	641.00	28.714

En la tabla 3, se tienen los estadísticos de dureza de la Resina de nanorelleno luego de 40 segundos de tratamiento, tanto con LED cuanto también con Luz halógena; obsérvese que luego de la exposición, la media de la dureza obtenida con luz de tipo LED es 671.4, mientras que la media de dureza obtenida con Luz Halógena es 641. En esta tabla, además, se observa que la variabilidad de la dureza luego del uso de LED (desv. Estándar = 10.431) es menor que en el caso de empleo de Luz halógena (desv. Estándar = 39.764)

Tabla 4

Resultados de la prueba T-Student para la comparación de medias de dureza después de aplicar Luz de tipo LED y Luz halógena durante 20 segundos, en la Resina de nanorelleno

	Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias			Diferencia de medias
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	
Se han asumido varianzas iguales	1.736	.224	2.225	8	.057	30.400
No se han asumido varianzas iguales			2.225	5.038	.076	30.400

En la tabla 4, el valor $p=0.224$ de la prueba de Levene es mayor que 0.05, por lo tanto se afirma, con el 95% de confianza, que las varianzas son iguales.

Luego, en la prueba T, el valor de “p” es 0.057 (correspondiente a varianzas iguales), valor, este último, que es menor que 0.05 y, por lo tanto, al 95% de confianza se afirma que NO existe diferencia significativa entre las medias de dureza en Resinas de nanorelleno luego de 40 segundos con ambos tratamientos, luz halógena y LED.

5.3 Comparación entre durezas de Resinas nanohíbridas luego de 20 segundos de tratamiento con luz LED y Luz Halógena.

Tabla 5

Estadísticos de la dureza de las Resinas nanohíbridas luego de 20 segundos de aplicación de LED y luz halógena (Dureza expresada en 100gf (0.1kgf) por diagonal (um) según la tabla de Vickers Hardness)

	N	Media de dureza	Desviación estándar.
LED - 20 seg	5	540.80	58.346
Luz halógena - 20 seg	5	436.20	23.488

En la tabla 5, se tienen los estadísticos de dureza de la Resina nanohíbrida después de 20 segundos de tratamiento. Se aprecia que la media de la dureza obtenida con luz de tipo LED (540.80) es mayor que con Luz Halógena (436.20). Sin embargo, la variabilidad de la dureza luego del tratamiento de tipo LED (desv. Estándar = 58.346) es mayor que la variabilidad de dureza luego de aplicar Luz halógena (desv. Estándar = 23.488)

Tabla 6

Resultados de la prueba T-Student para la comparación de medias de dureza después de aplicar Luz de tipo LED y Luz halógena durante 20 segundos en la Resina nanohíbrida

	Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias			Diferencia de medias
	F	p	t	gl	p	
Se han asumido varianzas iguales	8.736	.018	3.719	8	.006	104.600
No se han asumido varianzas iguales			3.719	5.263	.013	104.600

En la tabla 6, en la prueba de Levene, el valor $p=0.018$ es menor que 0.05, por lo tanto al 95% de confianza se rechaza la igualdad de las varianzas. Luego, en la prueba T, debe interpretarse el valor “p” de la segunda fila (correspondiente a varianzas diferentes), apreciándose que “p” es igual a 0.013, valor menor que 0.05, por lo tanto, al 95% de confianza, se afirma que existe diferencia significativa entre las medias de dureza de Resinas nanohíbridas logradas, luego de 20 segundos, con el tratamiento de luz halógena frente a la dureza media alcanzada con el tratamiento de luz tipo LED, siendo esta diferencia favorable a la aplicación de luz LED (dureza media=540.80) frente a la aplicación de Luz halógena (dureza media = 436.20)

5.4 Comparación entre durezas de Resinas nanohíbridas luego de 40 segundos de tratamiento con luz LED y Luz Halógena.

Tabla 7

Estadísticos de la dureza de las Resinas nanohíbridas luego de 40 segundos de aplicación de LED y luz halógena (Dureza expresada en 100gf (0.1kgf) por diagonal (um) según la tabla de Vickers Hardness)

	N	Media de dureza	Desviación estándar.
LED - 20 seg	5	589.20	49.419
Luz halógena - 20 seg	5	484.40	21.663

En la tabla 7, se tienen los estadísticos de dureza de la Resina nanohíbrida luego de 40 segundos de tratamiento. Se aprecia que la media de la dureza obtenida con luz de tipo LED (589.20) es mayor que con Luz Halógena (484.40). Sin embargo, la variabilidad de la dureza luego del tratamiento de tipo LED (desv. Estándar = 49.419) es mayor que la variabilidad de dureza luego de aplicar Luz halógena (desv. Estándar = 21.663)

Tabla 8

Resultados de la prueba T-Student para la comparación de medias de dureza después de aplicar Luz de tipo LED y Luz halógena durante 40 segundos en la Resina nanohíbrida

	Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias			Diferencia de medias
	F	p	t	gl	p	
Se han asumido varianzas iguales	3.740	.089	4.343	8	.002	104.800
No se han asumido varianzas iguales			4.343	5.483	.006	104.800

En la tabla 8, el valor $p=0.089$ de la prueba de Levene es mayor que 0.05, por lo tanto al 95% de confianza se acepta la igualdad de las varianzas. Luego, en la prueba T, debe interpretarse el valor “p” de la primera fila (correspondiente a varianzas iguales), en donde “p” es igual a 0.002, menor que 0.05, por lo tanto, al 95% de confianza, se afirma que existe diferencia significativa entre las medias de dureza de Resinas nanohíbridadas logradas, luego de 40 segundos, con el tratamiento de luz halógena frente a la dureza media alcanzada con el tratamiento de luz tipo LED, siendo esta diferencia favorable a la aplicación de luz LED (dureza media=589.20) frente a la aplicación de Luz halógena (dureza media = 484.40)

5.5 Hipótesis Operacionales

- La microdureza superficial de una resina de nanorrelleno presenta diferencia significativa después de ser sometida a la fotoactivación con luz halógena a los 20 seg y a los 40 seg.

Tabla 9

Estadísticos de la dureza de la Resina de nanorrelleno a 20 y 40 segundos de aplicación de luz halógena (Dureza expresada en 100gf (0.1kgf) por diagonal (um) según la tabla de Vickers Hardness)

	N	Desviación Estándar	Media
Dureza 20 segundos	5	39.764	575.20
Dureza 40 segundos	5	28.714	641.00

En la tabla 9, se presentan los promedios de dureza luego de 20 y 40 segundos; la media de dureza a los 20 segundos es 575.20 y a los 40 segundos es 641.00, observándose una mayor variabilidad de valores en las mediciones hechas a los 20 segundos (desviación estándar = 39.764) frente a las mediciones realizadas a los 40 segundos (desviación estándar = 28.714)

Tabla 10

Resultados de la prueba T-Student para la comparación de medias de dureza de la Resina de nanorrelleno a los 20 y a los 40 segundos de tratamiento con luz halógena

	Diferencias relacionadas		t	gl	p
	Media	Desviación Estándar			
	Dureza 20 segundos - Dureza 40 segundos	-65.800			

En la tabla 10, se observa la media de las diferencias de durezas a 20 y 40 segundos de aplicación de luz LED, media = -65.8, con desviación estándar igual a 27.923. Por otro lado se observan, el valor de t-Student =-5.269 y el valor asociado “p”, igual a 0.006, este último es menor que 0.05 y en consecuencia, al 95% de confianza, se afirma que existen diferencias significativas entre las durezas de las resinas de nanorrelleno a los 20 segundos respecto de las durezas registradas a los 40 segundos de aplicación de luz halógena.

- La microdureza superficial de una resina nanohíbrida presenta diferencia significativa después de ser sometida a la fotoactivación con luz halógena a los 20seg y a los 40seg.

Tabla 11

Estadísticos de la dureza de la Resina nanohíbrida a 20 y 40 segundos de aplicación de luz halógena (Dureza expresada en 100gf (0.1kgf) por diagonal (um) según la tabla de Vickers Hardness)

	N	Desviación Estándar	Media
Dureza 20 segundos	5	23.488	436.20
Dureza 40 segundos	5	21.663	484.40

En la tabla 11, se observa que la Resina nanohíbrida, sometida a tratamiento con luz Halógena, a los 20 segundos, alcanza una dureza media de 436.20 y este promedio sube hasta 484.40 al medirse la dureza en el segundo 40. En ambos casos la variabilidad es casi similar, así, a los 20 segundos la desviación estándar es 23.488, mientras que a los 40 segundos la desviación estándar de las durezas es 21.663.

Tabla 12

Resultados de la prueba T-Student para la comparación de medias de dureza de la Resina nanohíbrida a los 20 y 40 segundos de tratamiento con luz halógena

	Diferencias relacionadas		t	gl	p
	Media	Desviación Estándar			
	Dureza 20 segundos - Dureza 40 segundos	-48.200			

En la tabla 12, se reportan los estadísticos correspondientes a la Prueba T-Student para muestras relacionadas. Así, se observa la media de las diferencias entre las durezas, a 20 y a 40 segundos de aplicación de luz halógena, media = 21.73, con desviación estándar igual a -48.2.

Por otra parte, también en la tabla 12, se observan el valor de t-Student = -4.960 y el número asociado “p”, igual a 0.008, siendo este último valor menor que 0.05; en consecuencia, al 95% de confianza, se afirma que existen diferencias significativas entre las durezas de las resinas nanohíbridas a los 20 segundos respecto de los 40 segundos de aplicación de luz halógena.

- La microdureza superficial de una resina de nanorrelleno presenta diferencia significativa después de ser sometida a la fotoactivación con LED a los 20 seg y a los 40 seg.

Tabla 13

Estadísticos de la dureza de la Resina de nanorrelleno a 20 y 40 segundos de aplicación de LED (Dureza expresada en 100gf (0.1kgf) por diagonal (um) según la tabla de Vickers Hardness)

	N	Desviación Estándar	Media de dureza
Dureza 20 segundos	5	48.982	693.20
Dureza 40 segundos	5	10.431	671.40

En la tabla 13, se presentan los promedios de dureza luego de 20 y 40 segundos, la media de dureza a los 20 segundos es 693.20 y a los 40 segundos es 671.40, observándose una mayor variabilidad en las mediciones hechas a los 20 segundos (desviación estándar = 48.982) frente a las mediciones realizadas a los 40 segundos (desviación estándar = 10.431)

Tabla 14

Resultados de la prueba T-Student para la comparación de medias de dureza de la Resina de nanorrelleno a los 20 y 40 segundos de tratamiento con Luz de tipo LED

	Diferencias relacionadas		t	gl	p
	Media	Desviación Estándar			
Dureza 20 segundos					
- Dureza 40 segundos	21.800	46.938	1.039	4	.358

En la tabla 14, se reportan los estadísticos correspondientes a la Prueba T-Student para muestras relacionadas. Así, se observa la media = 21.8 correspondiente a las diferencias de durezas a 20 y a 40 segundos de aplicación de luz LED, con desviación estándar igual a 46.938.

De otro lado, en la misma tabla 14, se observan, el valor de t-Student =1.039 y el estadístico asociado “p”, igual a 0.358, este último es mayor que 0.05, en consecuencia, al 95% de confianza, se afirma que no existen diferencias significativas entre las durezas de las resinas de nanorrelleno a los 20 segundos respecto de los 40 segundos de aplicada la luz LED.

La microdureza superficial de una resina nanohíbrida presenta diferencia significativa después de ser sometida a la fotoactivación con LED a los 20 seg y a los 40 seg.

Tabla 15

Resultados de la prueba T-Student para la comparación de medias de dureza de la Resina nanohíbrida a 20 y a 40 segundos de tratamiento con Luz de tipo LED

	N	Desviación Estándar	Media
Dureza 20 segundos	5	58.346	540.80
Dureza 40 segundos	5	49.419	589.20

En la tabla15, se observa que la Resina nanohíbrida, sometida a tratamiento con luz LED, a los 20 segundos, alcanza una dureza media de 540.80 y luego este promedio sube hasta 589.20 al medirse en el segundo 40. A los 20 segundos, la desviación estándar de durezas es 23.488, mientras que a los 40 segundos la desviación estándar es 21.663.

Tabla 16

Resultados de la prueba T-Student para la comparación de medias de dureza de la Resina nanohíbrida a 20 y a 40 segundos de tratamiento con Luz de tipo LED

	Diferencias relacionadas		t	gl	p
	Media	Desviación Estándar			
	Dureza 20 segundos - Dureza 40 segundos	-48.400			

En la tabla 16, se reportan los estadísticos correspondientes a la Prueba T-Student para muestras relacionadas. Así, se observa la media = -48.4, correspondiente a las diferencias de durezas a 20 y a 40 segundos de aplicación de luz LED, con desviación estándar igual a 20.367.

De otro lado, en la misma tabla 16, se observan, el valor de t-Student =-5.314 y el estadístico asociado “p”, igual a 0.006, este último valor es mayor que 0.05, en consecuencia, al 95% de confianza, se afirma que existen diferencias significativas entre las durezas de las resinas nanohíbridas a los 20 segundos respecto de los 40 segundos de aplicada la luz LED.

6. DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos en este estudio señalan que hay diferencia en la microdureza superficial de las resinas que han sido sometidas a dos diferentes sistemas de polimerización.

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.

Se encuentra también que luego de la exposición, la variabilidad de la dureza luego de la exposición a luz LED es menor que en el caso del empleo de la luz halógena. Se afirma que no existe diferencia significativa entre las medias de dureza en resinas de nanorelleno luego de 40 segundos con ambas exposiciones de luz. Así como lo señala el estudio de SILVA et al (2009) donde compararon la resistencia a la compresión de una resina compuesta y de un compómero fotoactivados con luz halógena convencional y LED. Obtuvieron como resultados que la resina compuesta presentó resistencia a la compresión significativamente mayor que el compómero independientemente de la fuente de luz. Concluyeron que la resistencia a la compresión de los materiales fotopolimerizados con luz halógena y LED fueron influenciados por la densidad de la energía impregnada y por la composición química de los materiales restauradores estéticos.

Se afirma que existe diferencia significativa entre las medias de dureza de Resinas nanohíbridas logradas, luego de 20 segundos, con el tratamiento de luz halógena frente a la dureza media alcanzada con el tratamiento de luz tipo LED, siendo esta diferencia favorable a la aplicación de luz LED (dureza media=540.80) frente a la aplicación de Luz halógena (dureza media = 436.20)

Al 95% de confianza, se afirma que existe diferencia significativa entre las medias de dureza de Resinas nanohíbridas logradas, luego de 40 segundos, con el tratamiento de luz halógena frente a la dureza media alcanzada con el tratamiento de luz tipo LED, siendo esta diferencia favorable a la aplicación de luz LED (dureza media=589.20) frente a la aplicación de Luz halógena (dureza media = 484.40)

Existen diferencias significativas entre las durezas de las resinas de nanorrelleno a los 20 segundos respecto de las durezas registradas a los 40 segundos de la aplicación de luz halógena.

Se afirma que existen diferencias significativas entre las durezas de las resinas nanohíbridas a los 20 segundos respecto de los 40 segundos de aplicación de luz halógena así como se encontró en el estudio de DELLA BONA et al (2007) donde se confirmó hipótesis de que a mayor tiempo de fotopolimerización, produce mayor dureza superficial en diferentes profundidades (0 y 3mm) de resina compuesta.

No existen diferencias significativas entre las durezas de las resinas de nanorrelleno a los 20 segundos respecto de los 40 segundos de aplicada la luz LED.

Existen diferencias significativas entre las durezas de las resinas nanohíbridas a los 20 segundos respecto de los 40 segundos de aplicada la luz LED.

7. CONCLUSIONES

1. Existe diferencia en la microdureza superficial de las resinas de nanotecnología al ser sometidas a dos diferentes sistemas de polimerización.
2. Existen diferencias significativas entre las durezas de las resinas de nanorrelleno a los 20 segundos respecto de las durezas registradas a los 40 segundos de la aplicación de luz halógena
3. Existen diferencias significativas entre las durezas de las resinas nanohíbridas a los 20 segundos respecto de los 40 segundos de aplicación de luz halógena
4. No existen diferencias significativas entre las durezas de las resinas de nanorrelleno a los 20 segundos respecto de los 40 segundos de aplicada la luz LED.
5. Existen diferencias significativas entre las durezas de las resinas nanohíbridas a los 20 segundos respecto de los 40 segundos de aplicada la luz LED.
6. La microdureza superficial de las resinas de nanorelleno frente a la polimerización de la luz LED es superior a las que fueron expuestas a Luz halógena.
7. La microdureza superficial de las resinas nanohíbridas frente a la polimerización de luz LED es superior a las que fueron expuestas a la luz halógena.

8. RECOMENDACIONES

- Se recomienda la realización de estudios similares donde esté presente la saliva como buffer
- Se recomienda la realización de estudios con otro tipo de resinas y de sistemas de fotoactivación para de esta manera poder tener más amplitud de resultados.
- Se recomienda realizar otros estudios haciendo una variación en el tiempo de fotopolimerización de las resinas para saber si este influye o no en su dureza superficial.
- Informar a los pacientes acerca del tiempo de vida media de la resina que es aplicada en el tratamiento y que esta se va a ver afectada por un desgaste en su dureza superficial con el paso del tiempo.

9. BIBLIOGRAFIA

- (1) Studervant J., Herman H., Roberson T. "Operatoria Dental. Arte y Ciencia". 3ª Edición. Editorial Harcourt Brace. Madrid, España. Marzo 1999. Cap. 3
- (2) Mariné A., Stanke F., Urzúa I., "Caries: Tratamiento de una Enfermedad infectocontagiosa". 1ª Edición. 1997. Facultad de Odontología, Universidad de Chile.
- (3) Uribe J., "Operatoria Dental" Ciencia y Practica. 3ª edición. Editorial Ediciones nances, 1990, Cáp.
- (4) Barrancos J., "Operatoria Dental". 3ª Edición. Editorial Panamericana. Cáp. 17. 1998.
- (5) Bader M., Astorga C., Baeza R., Ehrmantraut N., Villalobos J., "Biomateriales dentales". Tomo I. Propiedades Generales. Primera Edición. 1996.
- (6) Phillips R., "la Ciencia de los Materiales Dentales" 7ª Edición. Editorial Interamericana. Cap. 14.
- (7) Pfeifer S, Friedl KH, Hiller KA, Schneider A, Schmalz G. Efficiency of LED and Halogen Polymerization in composite restorations. J Dent Res 2002; abs:3974
- (8) Nevarez, R. "Microdureza de tres tipos de composite fotopolimerizados con luz halógena y con diodoemisión de luz" Granada, 2007
- (9) De Souza, P "Polymerization shrinkage stress of composites photoactivated by different light sources" Braz Dent J; 20(4): 319-324, 2009.
- (10) Della Bona, A. "Influence of shade and irradiation time on the hardness of composite resins" Braz Dent J; 18(3): 231-234, 2007. tab.
- (11) Dall'Magro, E. "Effect of different initial light intensity by the soft-start photoactivation on the bond strength and Knoop hardness of a dental composite" Braz Dent J; 18(2): 107-112, 2007.

- (12) Silva, Cecy. "Compressive strength of esthetic restorative materials polymerized with quartz-tungsten-halogen light and blue LED" Braz Dent J; 20(1): 54-57, 2009.
- (13) 1. Bowen RL. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. J Am Dent Assoc 1963;66:57-64.
- (14) Kinomoto Y, Torii M, Takeshige F, Ebisu S. Comparison of polymerization contraction stresses between self-and light-curing composites. J Dent 1999;27:383-9.
- (15) Hofmann N, Hugo B, Klaiber B. Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness. Eur J Oral Sci 2002;110:471-9.
- (16) Craig R., O'Brien W., Powers J., "Materiales Dentales". 6ª Edición. Editorial Harcourt Brace. 1996. Cap. 4.
- (17) Phillips R. W. "La Ciencia de los Materiales Dentales". 10ª Edición. Editorial Interamericana. México. 1998. Cap. 12.
- (18) http://media.ivoclarvivadent.com/pdf/binarydata_es/info/blue_wissdoku.pdf
- (19) BERTOLDI A; (2010),
- (20) Bertoldi Hepburn, A. Nanotecnología en la formulación de nuevos composites. www.odontologos.com.co
- (21) Perfil Técnico de Filtek Supreme XT Restaurador Universal (3M ESPE).
- (22) Saravia Rojas M A. Nanotecnología y su aplicación en Odontología Estética y Restauradora. www.odontologiaonline.com.
- (23) BAYNE S. TAYLOR D. Arte y ciencia Operatoria dental, tercera edición. Harcourt Brace. Madrid, (1999).
- (24) STEFANELLO BUSATO ADAIR L. Odontología Restauradora y estética, Actualidades Médico Odontológicas Latinoamérica, São Pulo. (2005).

- (25) SODERHOLM K. Degradation of glass filler in experimental composites. J Dent Res (1981);60:1867-75.
- (26) KREULEN C. VAN AMERONGEN W. Wear measurements in clinical studies of composites resin restorations in the posterior region: A review. J Dent. Child. (1991); 58:109-123.
- (27) LEINFELDER K. WILDER A. JR. TEIXEIRA L. Wear rates of posterior composite resins. J Am Dent Assoc (1986); 112: 829-833.
- (28) BRAGA R. BALLESTER R. FERRACANE J. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review. Dent Mater (2005) ;21: 962-70.
- (29) BURGOGNE A. NICHOLLS J. BRUDVIK J. In vitro two-body wear of inlays-onlays composite resin restoratives. J Prosthet Dent. (1991); 65:206-214.
- (30) BELVEDERE, P. Posterior composites experiencing growth trend. Dentistry Today. (1999); 18(3). 44: 46-47.
- (31) CRAIG ROBERT G. Materiales de Odontología Restauradora. 10^{ma} Ed. Editorial Harcourt Brace 1998 España.
- (32) LEINFELDER, K. Using composite resin as a posterior restorative material. JADA. (1991); 122:65.
- (33) SODERHOLM, K. Influence of silane treatment and filler fraction on thermal expansion of composite resins. J. Dent. Res. (1984); 63:1321.
- (34) CHAINS, B. Po SANTOS J. LEINFELDER K. O estágio atual das resinas compostas. Rev. Ass. paul. Cirurg. Dent., 36(3):322-5, Maio/Jun. (1982).
- (35) BARATIERI L. Procedimentos preventivos e restauradores. Chicago Quint. Books, (1989).
- (36) ANUSAVICE K. Phillips Ciencia de los Materiales Dentales. Undécima edición. Elsevier, Madrid, (2004).
- (37) YIN R. HEISS M. SHARP L. SUH B. Development and physical properties of a new low shrinkage composite. J. Dent. Res. (2002). 80: 514.

- (38) HU, X.- MARQUIS, M. SHORTALL, C. Influence of filler loading on the two-body wear of a dental composite. J. MIYAGAWA, Y. POWERS, J. Prediction of color of an esthetic restorative material. J. Dent. Res. (1983);62:581.
- (39) DENNISON, J. POWERS, J. KORAN, A. Color of dental restorative resins. (1978); 57:557. Oral Rehabil. (2003); 30:729737.
- (40) FEILZER A. DE GEE A. DAVIDSON C. Setting stress in composite restorations in relation to the configuration of the restoration. J. Dent. Res. (1987); 66: 1636 - 1639.
- (41) BRAGA R, FERRACANE J. Alternatives In Polymerization Contraction Stress Management. Crit. Rev. Oral. Biol. Med. (2004); 15(3): 176 - 184.
- (42) THOMPSON, V. WILLIAMS, E. BAILEY, W. Dental resin with reduced shrinkage during hardening. Journal of Dental Research. (1979); 58(5):1522 - 1532.
- (43) STANSBURY, J. Synthesis and Evaluation of New Oxaspiro Monomers for Double Ring Opening Polymerization. Journal of Dental Research. (1992); 71(7):1408 - 1412.
- (44) BYERLEY, P. MILLICH, L. Synthesis and polymerization of new expanding dental monomer. Dental Materials. (1992); 8(6): 345 - 350.
- (45) EICK, E. CHAPPELL, Y. CHAPPELOW, R. Properties of expanding SOC/epoxy copolymers for dental use in dental composites. Dental Materials. (1992); 9:123-127.
- (46) KRENKEL, T. BOWLES, B. Determination of polymerization shrinkage stress in low shrinkage epoxy resins. Journal of Dental Research. (1999); 78:315. Abstract n° 1678
- (47) KAUFMAN, K. CHAPPELOW, W. Determination of polymerization and darkcurein epoxy/polyols by FTIR. Journal of Dental Research. (1999); 78:371. Abstract n° 2126.

- (48) CHAPPELOW, W. EICK, E. Photopolymerizable expanding matrix resin systems for low stresses composites. *Journal of Dental Research*. (1999); 78:371. Abstract nº 2127.
- (49) CONDON, P. FERRACANE, J. The effects of composite formulation on polymerization stress. *Journal of the American Dental Association*. (2000); 131(4):497 - 503.
- (50) FREILICH, C. GOLDBERG, G. Fiber reinforced composites. Quintessence Publishing Co. Inc. Chicago. (2000)
- (51) TILBROOK, B. CLARKE, F. BRADEN, J. Photocurable epoxy-polyol matrices for use in dental composites. *J Biomaterials*. (2000); 21(7):1743 - 1753.
- (52) WEINMANN, W. THALACKER, C. GUGGENBERGER, R. Siloranes in dental composites. 3M ESPE, Seefeld, Germany. *Dent Mater*. (2005); 21: 68-74.
- (53) J. DAVID EICK, ROBERT E. SMITH, CHARLES S. PINZINO, ELISABET L. KOSTORYZ. Stability of silorane dental monomers in aqueous systems *Journal of Dentistry*. *J Dent*. (2006); 34(6):405-10.
- (54) Stansbury JW, Dickens SH. Determination of double conversion in dental resins by infrared spectroscopy. *Dental Materials* 2001; 17(1):71-79
- (54) Somerton M. Baden M, Ward IM, Woods DW. Share properties of some dental and other polymers. *Journal of Biomaterials* 1991; 12(1):13-16
- (55) Braga RR, Ferracane JL. Contraction stress related to degree of conversion and reaction kinetics. *Journal of dental Research* 2002;81(2):114-119
- (56) Bagis YH, Rueggeberg FA. The effect of post-cure heating on residual, unreacted monomer in a commercial resin composite. *Dental Materials* 2000; 16(4):244-247

- (57) Menezes MA, Muench A. dureza Knoop de resinas compostas em funcao do número relativo de radicais libres. Revista odontológica da universidade de Sao Paulo 1998; 12(3):281-285
- (58) Dannheimer MFG, Marais JT, Bornan J, Germishuys PG, Neal JC. Surface hardness of light-cured composite resin cured directly or though a transparent matrix using three different light guides. Journal of the Dental Association os]south Africa 1996;51(4):193-195.
- (59) Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH. Do the dental composites always shrink toward the light? Journal of Dental Research 1998;77(6):1435-1445.
- (60) Asmussen E, Peutzfeld A. Influence of pulse-delay curing on softening of polymer structures. Journal of Dental Reseach 2001;80(6):1570-1574
- (61) Chistensen GJ. The light-curing mania Observations. Journal of American Dental Association 2004;135(4):461-463
- (62) Cabanes Gambau G. Fuentes lumínicas para la fotoactivación en odontología. Quintessence internacional 2003; 16(3):171-177
- (63) CRAIG ROBERT G. Materiales de Odontología Restauradora. 10^{ma} Ed. Editorial Harcourt Brace 1998 España.
- (64) TOLEDANO PÉREZ M. Arte y Ciencia de los Materiales Odontológicos. 1^{ra} Edición. Editorial Gráficas Mármol, SL. Barcelona, España.

10. ANEXOS

I. FIGURAS

Figura 1. Resinas usadas en el estudio

Figura 2. Instrumentos para la colocación de la resinas

Figura 3. Sistemas de polimerización: LED y Lampara de Luz Halógena

Figura 4.

(A) Molde utilizado para la confección de las muestras.

(B, C) Secuencia de confección de las muestras.

Figura 5. Microdurómetro High Quality Microhardner BUEHLER

Figura 6.

(A, B) Muestras en el Microdurómetro High Quality Microhardner BUEHLER

Figura 1.



Figura 2.

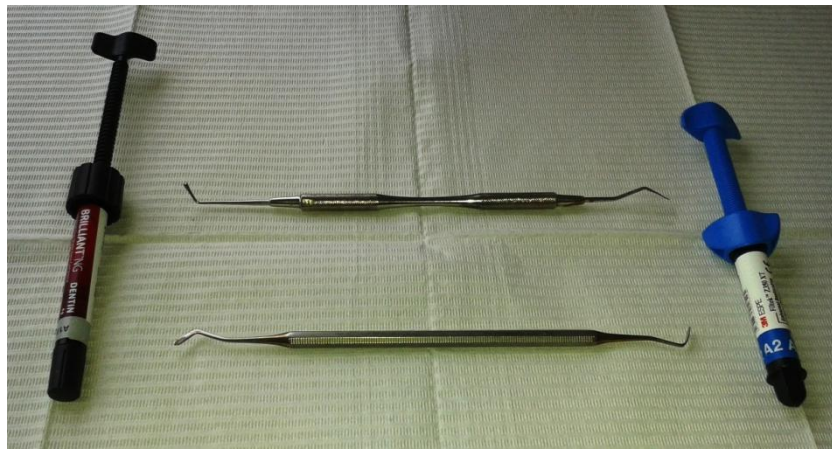
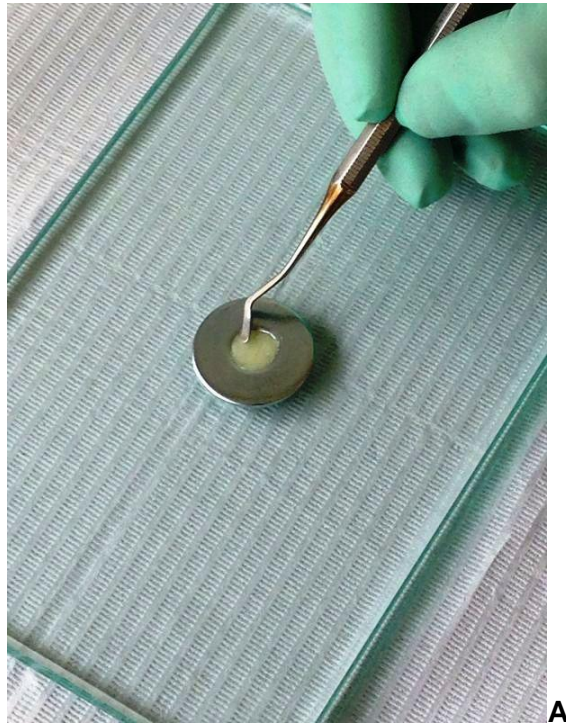
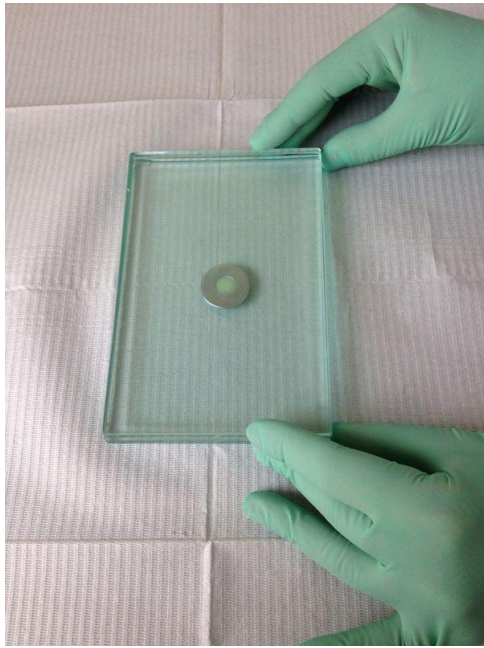


Figura 3.

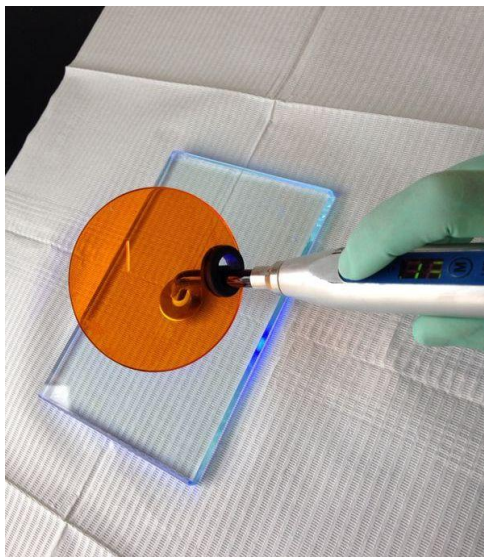


Figura 4.





B



C

Figura 5.



Figura 6.

