

INFLUENCIA DE LA POTENCIA Y TIEMPO DE LA FUENTE EMISORA DE LUZ
EN EL FACTOR DE CONVERSIÓN DE RESINAS COMPUESTAS CON
DIFERENTE TRANSLUCIDEZ

AUTORES

KELLY VALENTINA CAMPO PATIÑO
DANIELA ANDREA HERNÁNDEZ AGUIRRE
CARLOS JOSÉ QUINTERO VIDAL



UNIVERSIDAD SANTIAGO DE CALI
FACULTAD DE SALUD
PROGRAMA DE ODONTOLOGÍA
SANTIAGO DE CALI

2019

INFLUENCIA DE LA POTENCIA Y TIEMPO DE LA FUENTE EMISORA DE LUZ
EN EL FACTOR DE CONVERSIÓN DE RESINAS COMPUESTAS CON
DIFERENTE TRANSLUCIDEZ

AUTORES

KELLY VALENTINA CAMPO PATIÑO
DANIELA ANDREA HERNÁNDEZ AGUIRRE
CARLOS JOSÉ QUINTERO VIDAL

DIRECTOR

LUIS ALFONSO ARANA GORDILLO



UNIVERSIDAD SANTIAGO DE CALI

FACULTAD DE SALUD

PROGRAMA DE ODONTOLOGÍA

SANTIAGO DE CALI

2019

TABLA DE CONTENIDO

INTRODUCCIÓN	13
1. PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN	17
1.1 Planteamiento del problema	17
1.2 Formulación del problema	18
2. OBJETIVO.....	19
2.1 Objetivo general.....	19
2.2 Objetivos específicos	19
3. JUSTIFICACIÓN	20
4. MARCOS DE REFERENCIA.....	22
4.1 Marco teórico	22
4.1.1 Resinas compuestas	22
4.1.2 Estructuras básicas de las resinas compuestas.....	23
4.1.3 Composición de las resinas compuestas	24
4.1.4 Clasificación de las resinas	26
4.1.5 Polimerización	28
4.1.6 Translucidez de las resinas.....	28
4.1.7 Tipos de fuentes emisoras de luz.....	31
4.1.8 Energía electromagnética y fotoiniciadores.....	34
4.1.9 Longitud de onda.....	34
4.1.10 Intensidad o Potencia.....	35
4.1.11 Factor de conversión.....	35
4.1.12 Resinas con relleno a granel.....	39
4.1.13 Métodos para medición de dureza	41
4.1.14 Dureza Vickers	41
4.2 Marco contextual	42
4.3 Marco ético-legal	45
4.3.1 Normatividad Internacional.....	45
4.3.2 Normatividad Nacional	47

4.3.3	Normatividad Disciplinar.....	51
5.	METODOLOGÍA.....	55
5.1	Diseño de estudio.....	55
5.2	Tipo de estudio.....	55
5.3	Población o universo.....	55
5.4	Muestra.....	55
5.5	Criterios.....	55
5.6	Variables.....	56
5.7	Consideraciones éticas.....	57
5.8	Procedimiento.....	58
6.	RESULTADOS.....	60
7.	DISCUSIÓN.....	76
8.	CONCLUSIONES.....	80
9.	RECOMENDACIONES.....	81
10.	BIBLIOGRAFÍA.....	82

LISTA DE GRÁFICAS

	Pág.
Gráfica 1. Representación gráfica de la dureza promedio con respecto al tiempo de exposición superficie, y tipo de resina con su respectiva media.....	61
Gráfica 2. Valores obtenidos de los cuatro tipos de resina en la superficie superior a un tiempo de exposición de 10 segundos a una potencia de 2045 mW/cm ²	62
Gráfica 3. Valores obtenidos de los cuatro tipos de resina en la superficie inferior a un tiempo de exposición de 10 segundos a una potencia de 2045 mW/cm ²	63
Gráfica 4. Valores obtenidos de los cuatro tipos de resina en la superficie superior a un tiempo de exposición de 20 segundos a una potencia de 1136 mW/cm ²	64
Gráfica 5. Valores obtenidos de los cuatro tipos de resina en la superficie inferior a un tiempo de exposición de 20 segundos a una potencia de 1136 mW/cm ²	65
Gráfica 6. Representación gráfica de la comparación de los tiempos de exposición de 10 y 20 segundos de la superficie superior del mismo tipo de resina.....	66
Gráfica 7. Representación gráfica de la comparación de los tiempos de exposición de 10 y 20 segundos de la superficie inferior del mismo tipo de resina.....	66
Gráfica 8. Valores obtenidos del grupo Dentina en la superficie superior a tiempos de exposición de 10 y 20 segundos.....	67
Gráfica 9. Valores obtenidos del grupo Dentina en la superficie inferior a tiempos de exposición de 10 y 20 segundos.....	67
Gráfica 10. Valores obtenidos del grupo Esmalte en la superficie superior a tiempos de exposición de 10 y 20 segundos.....	68
Gráfica 11. Valores obtenidos del grupo Esmalte en la superficie inferior a tiempos de exposición de 10 y 20 segundos.....	68

Gráfica 12. Valores obtenidos del grupo Translúcido en la superficie superior a tiempos de exposición de 10 y 20 segundos.....	69
Gráfica 13. Valores obtenidos del grupo Translúcido en la superficie inferior a tiempos de exposición de 10 y 20 segundos.....	69
Gráfica 14. Valores obtenidos del grupo Bulk en la superficie superior a tiempos de exposición de 10 y 20 segundos.....	70
Gráfica 15. Valores obtenidos del grupo Bulk en la superficie inferior a tiempos de exposición de 10 y 20 segundos.....	70
Gráfica 16. Representación gráfica de la comparación entre la superficie superior e inferior del mismo tipo de resina, a un tiempo de exposición de 10 segundos.....	71
Gráfica 17. Representación gráfica de la comparación entre la superficie superior e inferior del mismo tipo de resina, a un tiempo de exposición de 20 segundos.....	71
Gráfica 18. Valores obtenidos del grupo Dentina en la superficie superior e inferior a un mismo tiempo de exposición de 10 segundos.....	72
Gráfica 19. Valores obtenidos del grupo Dentina en la superficie superior e inferior a un mismo tiempo de exposición de 10 segundos.....	72
Gráfica 20. Valores obtenidos del grupo Esmalte en la superficie superior e inferior a un mismo tiempo de exposición de 10 segundos.....	73
Gráfica 21. Valores obtenidos del grupo Esmalte en la superficie superior e inferior a un mismo tiempo de exposición de 20 segundos.....	73
Gráfica 22. Valores obtenidos del grupo Translúcido en la superficie superior e inferior a un mismo tiempo de exposición de 10 segundos.....	74

Gráfica 23. Valores obtenidos del grupo Translúcido en la superficie superior e inferior a un mismo tiempo de exposición de 20 segundos..... 74

Gráfica 24. Valores obtenidos del grupo Bulk en la superficie superior e inferior a un mismo tiempo de exposición de 10 segundos..... 75

Gráfica 25. Valores obtenidos del grupo Bulk en la superficie superior e inferior a un mismo tiempo de exposición de 20 segundos..... 75

LISTA DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1. Resinas compuestas Filtek Z350 XT (3M ESPE®).....	59
Figura 2. Cuerpos de prueba de los cuatro tipos de resina.....	59
Figura 3. Microdurómetro SHIMADZU - HMV®.....	59
Figura 4. Datos de indentación.....	59

GLOSARIO

- **Canforoquinonas:** fotoiniciador de las resinas compuestas perteneciente al grupo de las diacetonas.
- **El CIE L*a*b* (CIELAB):** es el modelo cromático usado normalmente para describir todos los colores que puede percibir el ojo humano. Fue desarrollado específicamente con este propósito por la Commission Internationale d'Eclairage (Comisión Internacional de la Iluminación), razón por la cual se abrevia CIE.
- **Dureza Brinell:** se aplica una carga de prueba predeterminada a una bola de carburo de diámetro fijo que se mantiene durante un periodo de tiempo predeterminado y luego se retira.
- **Dureza Knoop:** es un ensayo de dureza donde una fuerza de prueba predeterminada se aplica con un indentador de diamante en forma de pirámide, la fuerza de ensayo se mantiene durante 10 s-15. El método Knoop se utiliza comúnmente cuando indentaciones están estrechamente espaciados o muy cerca del borde de la muestra.
- **Dureza Rockwell:** mide la profundidad permanente de indentación producida por una fuerza / carga en un penetrador. Se requiere una aplicación de dos pasos de la fuerza: una fuerza de ensayo preliminar (conocida como la precarga o carga menor) se aplica a una muestra mantenida durante una duración que no exceda de 3 s, después de la precarga, se aplica una carga adicional (carga mayor) para llegar a la carga total de la prueba requerida. Se mide profundidad de indentación entre el valor de la precarga y valor de carga mayor, lo que se convierte en el número de dureza.
- **Dureza Vickers:** llamado el ensayo universal, es un método para medir la dureza de los materiales, es decir, la resistencia de un material al ser penetrado. Se

realiza con cargas muy débiles para piezas muy delgadas o muy frágiles que se podrían romper con cargas superiores.

- **Fotón:** Partícula mínima de energía luminosa o de otra energía electromagnética que se produce, se transmite y se absorbe.
- **Fotopolimerización:** materiales que se presentan en estado plástico los cuales se pueden endurecer por acción de la luz visible o de ciertas radiaciones.
- **Grado de conversión (GC):** es la medida en porcentaje de enlaces dobles de carbono-carbono que se convierten en sencillos al polimerizar el material: a medida que aumenta el GC, las propiedades mecánicas son más favorables para la función como material de restauración dental.
- **Indentación:** método el cual consiste en hacer penetrar bajo una cierta carga un determinado cuerpo llamado “penetrador” o “indentador”, sobre la sustancia a estudiar, e identificar, después de que cese la carga, el grado de penetración, la profundidad de la huella o una magnitud que esté en función de ellas. El cálculo de dureza se realiza a partir de la profundidad o el área de indentación dependiendo del método de medida. Una indentación pequeña o de escasa profundidad indica un material duro.
- **Irradiación:** designa, más bien, la exposición de un material, persona, etc. a la acción de rayos gamma, rayos x o cualquier otra forma de radiación ionizante.
- **Longitud de onda:** la distancia que recorre una perturbación periódica que se propaga por un medio en un determinado intervalo de tiempo.
- **Luz:** la palabra “luz” debe referirse siempre a la radiación visible (perceptible por el ojo humano), esto es la comprendida entre el violeta y el rojo. A veces se dice, impropriamente, por ejemplo, luz ultravioleta; es, en realidad, una radiación (radiación ultravioleta).

- **Monómeros:** es una molécula de pequeña masa molecular que está unida a otros monómeros, a veces cientos o miles, por medio de enlaces químicos, generalmente covalentes, formando macromoléculas llamadas polímeros.
- **Polímeros:** son macromoléculas (generalmente orgánicas) formadas por la unión mediante enlaces covalentes de una o más unidades simples llamadas monómeros.
- **Potencia:** la potencia (W) de una lámpara es la cantidad de energía que consume.
- **Radiación:** si no se indica nada opuesto, se suele referir al espectro electromagnético e indica la emisión y propagación de ondas que se transmiten a través de algún medio (un material, el espacio, etc.) generando algún tipo de energía (energía radiante).
- **Reflectancia:** capacidad de un cuerpo de reflejar la luz.
- **Resina compuesta:** los composites o resinas compuestas son materiales sintéticos mezclados heterogéneamente formando un compuesto, como su nombre indica. Están formados por moléculas de elementos variados.
- **Transmitancia:** es una magnitud que expresa la cantidad de energía que atraviesa un cuerpo en la unidad de tiempo (potencia).

INTRODUCCIÓN

La operatoria dental en odontología es uno de los procedimientos con mayor auge actualmente, por ende, la presencia de pacientes que demandan mayores estándares estéticos nos conlleva a la utilización de resinas compuestas, dado que presentan mejores propiedades físicas, mecánicas y estéticas, permitiendo un menor desgaste del sustrato dentario, así como una mejor durabilidad de la restauración y ahorro del tiempo en la consulta odontológica.

El uso de las resinas en odontología se remonta en el año 1.940, en donde se utilizaban resinas acrílicas las cuales no cubrían con los estándares estéticos deseados por los pacientes, presentaban una alta contracción, filtración marginal y baja resistencia al desgaste; de esta manera, Ray. L. Bowen en 1962 desarrolla el monómero BIS-GMA (bisfenol glicidilmetacrilato) como matriz orgánica de un nuevo tipo de resinas, sustituyendo a las resinas acrílicas, ya que ofrecían una mejora en su manipulación y estética ¹; con el tiempo las resinas fueron mejoradas hasta convertirse en materiales compuestos fotopolimerizables, en un inicio con luz ultravioleta y posteriormente fue sustituido por luz visible ², como también, modificaron paulatinamente el tamaño de la partícula de relleno consiguiendo mejorar las propiedades de los composites.

Se asociaron a este tipo de materiales partículas de relleno, buscando mejoras en su resistencia mecánica, acabado y pulido de las superficies, evitando lo que hasta el momento se presentaba como restauraciones altamente rugosas. Recientemente las resinas compuestas se clasifican de acuerdo al tamaño de sus partículas de carga, divididas en: Híbrido (0,5-3 nm), Micro híbrido (0,4-1 nm), Micro relleno (0,04-0,4 nm). Posteriormente, se introdujo al mercado las resinas compuestas con Nanopartículas y Nanohíbridas, mejorando notablemente el acabado y la retención del brillo ³.

Puesto que las resinas actuales son llevadas a su conversión polimérica para conseguir una rigidez del material a través de la polimerización, se encuentran diferentes fuentes emisoras de luz las cuales expiden altas y variadas intensidades que generan este efecto deseado en las resinas, el cual se define como una reacción química que transforma moléculas pequeñas de monómeros en cadenas poliméricas grandes por medio de luz ⁴. Por consiguiente, la utilización de diferentes tipos de lámparas de fotocurado ha hecho posible la reacción monómero – polímero de los sistemas de resinas compuestas. Existen cuatro tipos de lámparas de fotocurado: luz halógena, arco de plasma, láser y LED, siendo las más utilizadas las halógenas y las LED. Estas fuentes de luz otorgan diferentes espectros de emisión y longitudes de onda ².

Varios estudios han mencionado que para obtener una adecuada polimerización se debe realizar un incremento de 2mm en el espesor de la resina y recibir una exposición radiante dentro del rango de 16–24 J / cm² ⁵. La penetración de la luz depende de la irradiación transmitida por la fuente emisora, así como la capacidad de absorción de luz que tenga el material.⁶ Estudios demuestran que a profundidades mayores que 2mm se encuentran valores más bajos de polimerización en comparación con la base de la restauración, siendo esto muy susceptible a los cambios en la intensidad de la luz y el tiempo de exposición, ya que las capas de resina incrementales no deben exceder de 2 mm⁷, esto es debido a que la profundidad de la polimerización está relacionada con el espesor del material influenciado por la intensidad de luz y tiempo de exposición ⁸. La energía de la luz de fotopolimerizable se reduce al aumentar el grosor de la resina. En consecuencia, el valor de corriente continua del material también se reduce ⁶.

Las resinas compuestas presentan un comportamiento mecánico de acuerdo con su reacción al momento de la polimerización, dicho comportamiento se ve reflejado en la velocidad de polimerización y en el grado de conversión de monómeros a polímeros, los cuales están influenciados por la longitud de onda, la intensidad de luz y el tiempo de exposición ⁵. El grado de conversión depende de la cantidad de

radicales libres producidos al momento de reaccionar con la polimerización, de igual forma del tipo de monómeros presentes en la matriz orgánica⁹.

Como se menciona anteriormente, las resinas compuestas se ven directamente influenciadas en su dureza dependiendo de factores como profundidad, intensidad y tiempo de fotopolimerización¹⁰. La intensidad de la luz determina el grado de dureza después de la polimerización, especialmente en la superficie del composite, a baja intensidad de la fuente de luz resultaría en un material menos endurecido ¹¹. Cuando se desea una adecuada fotopolimerización con corto tiempo de exposición, se requiere una mayor intensidad, y cuando hay baja intensidad se requiere un tiempo de exposición más prolongado. Las fallas más generadas en la polimerización de las resinas compuestas a través de las fuentes emisoras de luz son el grado de tensión de contracción en dicho proceso como resultado de altas intensidades y tiempos prolongados a las que el composite ha sido expuesto ⁵. Algunos fabricantes afirman eso, gracias a estos LEDs de alta potencia, se puede realizar la fotopolimerización en un mínimo de 1-3 s ¹². La polimerización insuficiente de una resina compuesta altera sus propiedades físicas y químicas tales como, la sorción acuosa, la resistencia al desgaste, la compresión, la abrasión, el módulo elástico¹³.

Actualmente, las resinas vienen en representación de diversos tonos, por ende, presentan diferente translucidez, esto para imitar la cromática del diente y así obtener una buena estética, pero este factor es muy crucial para la dureza de la resina cuando se fotopolimeriza, ya que esta recomendación está evidenciada y respaldada por varios estudios que informan un efecto de la sombra de resina en el grado de convergencia de monómeros^{14, 15, 16}. Esto es causado por la disminución de la intensidad de la luz de fotopolimerización a medida que va aumentando la profundidad, ya que la luz es esparcida por las partículas de relleno y absorbida por los pigmentos de color¹⁷.

Basado en lo anterior, el estudio tiene como objetivo determinar influencia de la potencia y tiempo de la fuente emisora de luz en el factor de conversión de resinas compuestas de diferente translucidez.

1. PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN

1.1 Planteamiento del problema

En la actualidad, la odontología requiere de un aprovechamiento del tiempo de manera significativa sin alterar la calidad de los materiales, de igual forma, se ve la necesidad de la adquisición de nuevos conocimientos con una sólida base científica.

Es entonces que surge un interrogante el cual viene desde la academia, en donde se estandariza el protocolo de fotopolimerización de las resinas compuestas, esto, sin tener en cuenta que las diversas marcas comerciales de la actualidad manejan fotoiniciadores diferentes, su croma, la potencia de las lámparas utilizadas y el tiempo de irradiación.

Sin embargo, podemos encontrar en la literatura estudios que cuestionan los tiempos de curado para lograr un óptimo grado de conversión. Con las lámparas de luz LED, estos tiempos figuran entre los 20 y 40 segundos ¹⁸. De igual forma, se halla información sobre curados de hasta 5 segundos los cuales son posibles con las lámparas LED de última generación que manejan rangos de longitud de onda que van de 395 nm a 480 nm ¹⁹, lo cual conlleva a cuestionar si el polimerizado de estas resinas es completo y si las propiedades físicas y mecánicas de las resinas se conservan, ya que hay pocos estudios por debajo de los 10 segundos de fotopolimerización ²⁰. Así mismo, se desea conocer si hay relación entre la profundidad de la restauración con el factor de conversión, de igual forma, conocer si la dispersión de la luz LED dentro de los componentes de la resina como su carga y croma influyen en la dispersión de la luz dentro del composite⁵.

Una vez se concluya el siguiente estudio, se podrá modificar el protocolo establecido para la colocación de resinas compuestas en los pacientes lo cual conllevará a un mejor aprovechamiento del tiempo de consulta tanto para el paciente como para el operador, así mismo, este estudio brindará una mayor longevidad de la restauración

al aportar un mejor conocimiento con bases científicas en los materiales restauradores como lo son las resinas compuestas comúnmente utilizadas en la odontología actual.

1.2 Formulación del problema

¿Cuál es la influencia de la potencia y el tiempo de la fuente emisora de luz en el factor de conversión de resinas compuestas de diferente translucidez?

2. OBJETIVO

2.1 Objetivo general

Determinar influencia de la potencia y tiempo de la fuente emisora de luz en el factor de conversión de resinas compuestas de diferente translucidez.

2.2 Objetivos específicos

- Determinar la influencia de la translucidez en el grado de fotopolimerización de los cuatro tipos de resinas respecto a la potencia y tiempo de la fuente emisora de luz.
- Determinar si la translucidez afecta la transmitancia de luz generada por la lámpara de fotocurado desde la superficie superior hasta la superficie inferior respecto al grado de conversión de las resinas.

3. JUSTIFICACIÓN

Se debe brindar conocimiento a los odontólogos, estudiantes y especialistas acerca de cómo influye la alteración de potencia y tiempo de las lámparas de fotocurado en el factor de conversión de las resinas, teniendo en cuenta factores como la translucidez y el grosor del composite.

Es de real importancia tener en cuenta las fases que presentan las resinas compuestas en el proceso de polimerización, esta transformación de monómeros a polímeros ocurre con la liberación de radicales libres, que pueden ser el resultado de la energía (calor o luz) o activación química. Esto se consigue principalmente por tener un grado adecuado de convergencia, que se define como el porcentaje de doble enlace carbono-carbono ($C=C$) que se convierte en enlace sencillo carbono-carbono ($C-C$)²¹. Sin embargo, algunos monómeros quedan sin reaccionar dentro de la matriz polimérica^{22, 23, 24}. Esto, viene influenciado por muchos factores tales como tonalidad, duración de endurecimiento por luz, el espesor mínimo de la resina, el sistema de unidad de luz utilizada, el espectro de emisión de luz, la intensidad de luz emitida y la técnica de polimerización, el sustrato a través de la que se cura la luz (por ejemplo, el curado a través de cerámica, esmalte, o dentina)^{25, 26, 27, 28, 29}.

Con lo anteriormente mencionado, es conveniente el saber controlar dichos factores, los cuales influyen para obtener una adecuada polimerización, ya que si no hay un adecuado manejo puede ocasionar una disminución en las propiedades físicas y mecánicas de las resinas.

En cuanto al sistema de unidad de luz, se torna difícil para el clínico la elección de la lámpara de fotocurado, debido a que hay muchas opciones en el mercado que aportan un buen rendimiento en la práctica clínica. Actualmente, las fuentes de luz más usadas son las lámparas halógenas y LED, ya que ambas han presentado una eficiencia en la excitación necesaria de la canforoquinona en el proceso de polimerización; sin embargo, la lámpara halógena ha presentado muchas

limitaciones en cuanto a la profundidad de polimerización, producción de luz fuera del espectro de interés, uso de filtros para restringir las longitudes de onda y un sistema de ventilación para eliminar el calor generado por el dispositivo Halógeno generando una vida útil reducida³⁰. Por esta razón, las lámparas LED se implementaron para acaparar las debilidades de la fuente de luz Halógena presentando un mejor desempeño en los aspectos dichos anteriormente, además, hubo una estrecha relación con el pico de absorción con la canforquinona. Por ende, esta fuente de luz LED se convierte en el instrumento de elección para el desarrollo del estudio³¹.

Por otra parte, la literatura ha reportado muchas hipótesis sobre como el color podría influir en la polimerización, puesto que, los colores más oscuros reportan menor profundidad de fotopolimerización que los colores claros, dado a que presentan pigmentos oscuros que dificultan el pasaje de luz, debido a esto, se recurre a la utilización de resinas de diferente translucidez que posteriormente serán comparadas ³².

Por otro lado, se utilizará un método indirecto universal llamado Vickers, para medir la dureza del cuerpo de prueba de resina compuesta al ser penetrado por un indentador bajo una fuerza aplicada durante un ciclo de prueba determinado, lo cual proporcionará las mediciones de la profundidad en las superficies superiores e inferiores de cada espécimen.

Por consiguiente, se determinó la influencia de la potencia y el tiempo generados por parte de la fuente emisora de luz en el proceso de polimerización de las resinas compuestas, con el fin de generar conocimiento acerca de los estándares a tener en cuenta para obtener unas mejores propiedades físicas y mecánicas, estabilidad de color, y la biocompatibilidad de las mismas.

Este estudio es viable ya que está fundamentado en una amplia gama de artículos científicos junto con la tutoría de un experto en el tema, logrando así los resultados necesarios para la realización de dicho trabajo.

4. MARCOS DE REFERENCIA

4.1 Marco teórico

4.1.1 Resinas compuestas

El inicio de las resinas compuestas se remonta a los años 60, cuando el Dr. Ray L. Bowen innova con la implementación del monómero Bis-GMA (Bisfenol A Glicil Metacrilato) en su matriz orgánica, y un agente silano entre la matriz de resina y las partículas de relleno, con el fin de mejorar las propiedades mecánicas y estéticas de sus antecesoras, pues hasta la década de los 40 los silicatos era el único material que otorgaba estética y un color parecido al sustrato dental, pero a causa de la solubilidad tenían baja resistencia al desgaste, lo cual era su mayor desventaja; en esa época se desarrollan las resinas acrílicas de polimetilmetacrilato (PMMA) los cuales eran polimerizados químicamente, lo que generaba inadecuadas proporciones e inestabilidad en el color, sumado a su alta contracción en el proceso de polimerización y baja resistencia al desgaste, lo cual generaba microfiltración, caries, bajas propiedades mecánicas del material. En 1955 Buonocore incorpora el ácido ortofosfórico con el fin de aumentar la adhesión de las resinas acrílicas con el esmalte dental.^{33, 34} Los primeros materiales compuestos eran de curado químico, por medio de una base y un catalizador (pasta-pasta), en una pasta se encontraba el acelerador (amina orgánica) y en la otra el agente iniciador (peróxido orgánico) lo que ocasionaba inadecuadas proporciones e inestabilidad en el color, estas razones sumadas al poco tiempo de trabajo en boca hicieron que su uso finalizara.^{33, 35}

En el año 1970 surgen los composites que reaccionaban con Luz UV esto proporcionaba la luz para su polimerización por medio de su iniciador (canforoquinona) a una longitud de onda específica (365 nm), pero los efectos secundarios generaban iatrogenias, su uso fue sustituido por lámparas de luz visible (420 a 470 Nm) para su polimerización por medio de la excitación del fotoiniciador,

generalmente la canforoquinona para la generación de radicales libres que al ser expuesta a la luz interactúa entre sí con la amina terciaria. La fotoiniciación de las resinas compuestas es un factor que favorece para tener un control en el proceso de polimerización, puesto que posibilita un mayor tiempo de manipulación y posicionamiento del material antes del curado. Las lámparas de luz visible son las que actualmente están en uso y constante innovación.^{36, 37}

Las resinas compuestas están constituidas por partículas de relleno inorgánica sumergidas en una matriz orgánica de polímeros, en donde las partículas inorgánicas están revestidas de silano activo que une las partículas de relleno con la resina, suministrando la unión de esta fase inorgánica a la fase orgánica, lo otorga mejores propiedades que en forma individual.^{38, 39.}

4.1.2 Estructuras básicas de las resinas compuestas

- Matriz: material de resina plástica que forma una base continua.
- Relleno: partículas / fibras de refuerzo que forman una fase dispersa.
- Agente de conexión (silano): favorece la unión del relleno con la matriz.
- Sistema activador: iniciador de la polimerización.
- Pigmentos: color semejante a los dientes.
- Inhibidores de la polimerización: mayor vida de almacenamiento y tiempo de trabajo.^{40, 41.}

4.1.3 Composición de las resinas compuestas

Matriz Orgánica

La matriz orgánica de los composites se establece esencialmente por un sistema de monómeros que se unen entre sí para generar una red de polímeros, pero del tipo de monómero utilizado en la matriz orgánica depende de la viscosidad, contracción de polimerización y reactividad de la resina compuesta.⁴²

Esta matriz constituye también un sistema de iniciación para lograr la polimerización. El sistema más común son los fotoiniciados, lo que indica que se activan por medio de la absorción de luz visible para generar radicales libres. El fotoiniciador más común es la canforoquinona.⁴³

De igual manera, se añade un sistema de estabilizadores como el éter monometílico de hidroquinona, que ayuda al almacenamiento y durabilidad de la resina, también moléculas que absorben luz ultra violeta que genera estabilidad en su color y evitar decoloración en el compuesto generados por el sistema amínico de la iniciación.⁴³

El monómero de dimetracrilato más utilizado en la matriz orgánica comúnmente es el Bis-GMA el cual presenta una alta viscosidad en su composición, y se debe tener en cuenta que a menor viscosidad de un compuesto, mayor cantidad de relleno se debe incorporar. Esto indica una desventaja en este monómero, puesto que la alta viscosidad que presenta el Bis-GMA se debe disminuir para poder agregar más partículas de relleno que va a mejorar las propiedades físicas de la resina como su rigidez, dureza y coeficiente de expansión térmica.⁴³ La alta viscosidad del BISGMA se reduce añadiendo otros monómeros con un menor peso molecular, como lo son el TEGDMA (Trietilenglicol dimetacrilato) y/o UDMA (uretano dimetil metacrilato). El TEGMA es el que más se utiliza como disolvente para el Bis-GMA, demostrando una mayor manipulación y menos contracción de polimerización. Las propiedades

otorgadas por las resinas que contienen el sistema Bis-GMA/TEGDMA son superiores a las resinas que solo contienen Bis-GMA. ⁴⁴.

Relleno orgánico

Esta parte de las resinas compuestas está formado por partículas de carga como cuarzo, vidrio de bario o sílice de diversos tamaños, las cuales otorgan estabilidad dimensional a la matriz orgánica quien es inestable. ⁴⁵

Del relleno orgánico dependen más que todo las propiedades mecánicas y físicas de las resinas, este al ser mezclado con la matriz orgánica favorece en un aumento de dureza o rigidez, mayor resistencia a la flexión, compresión y al desgaste, modulo elástico, menor coeficiente de expansión térmica y menor absorción de agua, al igual que proporciona radiopacidad, estética y mejor manipulación. ^{46, 13} Por ende es importante añadir un porcentaje mucho mayor de relleno para tener mejoría en dichas propiedades.

La incorporación de relleno orgánico genera también una reducción notable en la contracción de la polimerización, la cual se encuentra asociada con la tensión o estrés generada por la misma contracción, es decir, una resina compuesta que presente un elevado porcentaje de relleno se contrae menos, pero causa un mayor estrés de contracción por ser tan rígidas ⁴⁵.

Actualmente, se lleva a cabo la incorporación de nanopartículas de relleno y nanoagregados, las cuales disminuyen notablemente su tamaño, aproximadamente <0.01nm. Un menor tamaño de partícula le otorga a las resinas compuestas longevidad, un mejor acabado y pulido de la restauración, y mejores propiedades mecánicas, estéticas y físicas ^{43, 47}.

Agente de unión

Este componente de la resina compuesta es importante dado que para tener una correcta conexión entre la matriz orgánica y el relleno inorgánico debe haber la formación de un agente de unión que conforme un fuerte enlace entre estos, con el objetivo de mejorar las propiedades mecánicas y físicas de las resinas, pues se obtiene un equilibrio entre la fase más rígida (las partículas de relleno) y la fase que se deforma más fácilmente (matriz orgánica) ^{13, 48}.

El agente responsable de la unión entre la matriz orgánica y el relleno inorgánico es una molécula bifuncional llamada Silano, esta tiene la capacidad de acoplarse a las características de la fase orgánica e inorgánica como también reaccionar consigo misma. Estos agentes de acoplamiento previenen que se incorpore agua en la interface Bis-GMA/Partículas de relleno, lo que proporciona una estabilidad hidrolítica en el interior de la resina ^{13, 49}.

4.1.4 Clasificación de las resinas

Las resinas se clasifican de acuerdo a su tamaño y distribución de partículas de relleno en: macrorelleno, microrelleno, híbridas, híbridas modernas y nanorelleno ¹³.

- Resinas de macrorelleno: fueron las primeras resinas que se utilizaron. Consistían en resinas de autocurado con dos componentes, base y catalizador. Presentaba baja estética, con dificultad al momento de pulir, alta resistencia, alto grado de microfiltración y pigmentación por el tipo de partícula el cual era del 10 a 50 micras⁵⁰, estas son compuestas por partículas de cuarzo o cristales de estroncio o bario. ⁵¹
- Microrelleno: características estéticas mejoradas, permitiendo un mayor acabado y pulido, con mejoría en adaptación marginal, pero con bajas propiedades mecánicas, por lo que su indicación está dada en el sector anterior. El tamaño de su partícula entre 0.01 y 0.05 micras⁵², las cuales se componen a partir de sílice

coloidal, lo que indica pueden ser hasta 300 veces más pequeñas que las partículas de cuarzo utilizadas en las resinas de macrorelleno.⁵¹

- Híbridas: estas resinas presentan partículas de macrorelleno (50 a 60%) y de microrelleno (10 a 20%), mejorando las propiedades estéticas y mecánicas de la resina.⁵²; presentan menor contracción de polimerización, alta capacidad de mimetización, mejores características de pulido, diferentes grados de opacidad, matices y fluorescencia. Tamaño de partículas entre 0,6 y 1 micras, incorporando sílice coloidal de 0,04 micras.⁵³
- Híbrida moderna: efecto de metamerismo, menor contracción de polimerización, menor desadaptación y pigmentación, su tamaño de partícula es desde 0.4 a 1.0 micras,⁵⁴ al unirse con el relleno otorga buena resistencia al desgaste.⁵²
- Nanorelleno: estas resinas son el avance más reciente, características estéticas y resistencia mejoradas, contiene partículas con tamaños menores a 10 nanómetros (0.01 micras), se implementan nanoagregados de 75 nm⁵⁵. Estas resinas permiten un mejor acabado y pulido debido a que contiene un menor tamaño de partícula, como también, permite unas buenas propiedades mecánicas en las cuales se puede implementar su uso tanto en el sector anterior como posterior. Se produce una menor contracción en el proceso de polimerización, generando menor tensión sobre las paredes dentales, posee una mejor probabilidad de microfiltración, cambios de color.⁴³

4.1.5 Polimerización

Este término hace referencia a la conversión de monómeros a una matriz de polímeros, que pueden ser iniciadas por diferentes medios para formar radicales libres que la inician ⁵⁶, los siguientes sistemas son:

- Calor: el peróxido de benzoilo se separa al ser expuesto al calor para formar radicales libres.⁵⁷
- Químicamente: la amina terciaria que actúa como un donador de electrones es utilizada para separar el peróxido de benzoilo en radicales libres.⁵⁸
- Luz UV: la fuente de irradiación a 365 nanómetros irradia al éter metil benzoico y lo transforma en radicales libres sin requerir de la presencia de aminas terciarias.⁵⁹
- Luz visible: una fuente de luz de 420 a 470 Nm excita la canforoquinona o alguna diacetona utilizada como iniciador, esta reacciona con la amina terciaria y empieza la formación de radicales libres.⁶⁰

4.1.6 Translucidez de las resinas

Los materiales odontológicos ofrecen diferentes grados de translucidez para lograr simular las propiedades ópticas del sustrato dental, para esto, es necesario seleccionar un adecuado color del composite, el cual se ve influenciado por las condiciones de luz al que es expuesto, y por factores propias de las resinas tales como como la opacidad, brillo, translucidez y fluorescencia ⁶¹. La translucidez es definida como la propiedad que permite el paso de luz pero a su vez la dispersa para que a través del material no se puedan ver los objetos, también es llamada opacidad parcial ⁶².

El odontólogo debe comprender que el color está compuesto por tres parámetros que logran un mimetismo entre el diente y la resina, estos son:

1. Matiz: es el color dominante, por ejemplo: verde, amarillo, azul.
2. Cromo: se refiere a la saturación del color o matiz.
3. Valor: indica el grado de luminosidad o brillo que presenta el color. Va en escala desde el tono más blanco hasta el tono más oscuro, pasando por la escala de grises.⁶³

Se considera que los dientes son policromáticos, ya que están compuestos por capas de tejidos, la capa más interna es la dentina, la cual, exhibe el color del diente y la externa que es el esmalte, expone mayor traslucidez, al ser así, cuando un diente es expuesto a la luz, el esmalte trasluce el color de la dentina, gracias a la distribución de los prismas.⁶⁴

Por consiguiente, las casas comerciales tratan de proporcionar materiales que faciliten la mimetización, teniendo en cuenta las tres dimensiones de color dichas anteriormente. Para lograr adquirir el color en las resinas compuestas, estas requieren un aditamento de pigmentos “por lo general amarillos o grises, e inclusive algunos pigmentos azules o verdes”, esto hace que se genere la traslucidez. Los colores más opacos de las resinas presentan menor brillo y un alto grado de croma, generando una alteración en la traslucidez por la interacción de la luz con los pigmentos.⁶⁵

Además, se debe tener en cuenta el color del fondo donde serán expuestas las resinas ya que de esto depende su grado de traslucidez y estabilidad colorimétrica. Así mismo, el contenido de relleno y matices propios de la resina, presentan diferentes curvas en niveles de transmitancia, reflectancia y distribuciones en el sistema CIELab.^{66, 65}

En el sistema CIElab, los colores deben verse sobre un fondo que vaya en una escala de blanco a gris, por medio de un observador que contiene una iluminación

semejante a la luz natural del medio día. Los tres ejes del sistema CIELab se indican con los nombres "L*" que representa la luminosidad que va desde negro total (0) hasta el blanco total (100), a* representa coordenadas cromáticas del rojo al verde (+a* es la dirección del rojo y -a* es la dirección del verde) y b* representa las coordenadas cromáticas del amarillo-azul (+b* es la dirección del amarillo y -b* es la dirección del azul)".^{67, 68}, la combinación de las tres coordenadas se debe usar para expresar adecuadamente cada color.^{69, 70}

Por lo anterior, muchos estudios han reportado que la translucidez de las resinas compuestas se encuentran dominadas por la variabilidad de la luminosidad, o sea en el eje b, donde se encuentra las escalas cromáticas de amarillos y azules.⁷¹

En efecto, puede existir una reciprocidad entre luminosidad y opacidad, ya que en estudios con colorímetros al utilizar fondos negros, estos vienen siendo directamente proporcionales, es decir, cuando se incrementa la opacidad; se intensifica la luminosidad, de igual forma, cuando se reduce la opacidad, se disminuye la luminosidad. En otras palabras, en un cuerpo opaco, la cantidad de luz reflectada es mayor, mientras que en un espécimen menos opaco, la proporción de luz superior.^{72, 73}

Se ha reportado que los diferentes elementos de las resinas compuestas, tales como, el tipo de monómero, el índice refractivo de la matriz polimérica, el contenido y tipo del relleno, podrían tener influencia inmediata en la difusión de la luz en la resina, no obstante, si los índices refractivos de matriz orgánica y relleno se logran nivelar, se obtendría mejores propiedades de transmitancia que van a influir en la profundidad de polimerización⁷².

El color y la translucidez son de vital importancia no solo para obtener resultados estéticos adecuados, sino que también pueden afectar el proceso de polimerización, ya que en el momento de la fotoactivación, la luz que emite la lámpara pasa a través del composite, siendo esta absorbida, difundida y de efectividad disminuida por el tiempo de exposición, de igual manera, en las resinas de tonos más oscuros, es

necesario, mayor tiempo de activación con la fuente emisora de luz, para alcanzar una polimerización adecuada ⁷⁴.

Una de las hipótesis mencionadas para explicar el porqué se produce una disminución en la polimerización a través de la profundidad de las resinas más opacas es por la incorporación de pigmentos que se utilizan para proveer el tono oscuro, los cuales probablemente absorban la luz que pasa a través de la resina perjudicando la fotopolimerización, creando filtros selectivos para determinadas longitudes de onda de luz⁷⁵. En las resinas opacas que presentan un mismo tono, los elementos que intensifican la opacidad y radiopacidad del composite están relacionados con el aumento del número atómico de los compuestos de la resina; de modo que, se generan barreras que dispersan la luz, generando una disminución de dureza en la superficie inferior de la resina opaca ⁷⁶.

4.1.7 Tipos de fuentes emisoras de luz

Existen diferentes tipos de fuentes emisoras de luz para la fotoactivación de las resinas compuestas, las cuales han evolucionado con el pasar del tiempo.

Luz ultravioleta

Las primeras unidades de fotocurado utilizadas en odontología fueron basadas en luz ultravioleta (aproximadamente 365 nm) en el cual se utilizaba una varilla de cuarzo de una fuente de mercurio de alta presión.⁷⁷ Este fue un paso excepcional en la odontología, ofreciendo la facilidad para la realización de procedimientos estéticos ⁷⁸. Sin embargo, la búsqueda de una unidad de luz de curado con mejores propiedades fue casi inmediata, debido a la capacidad limitada de la luz para penetrar profundamente dentro del material compuesto y los riesgos potenciales para la salud (quemaduras corneales, formación de cataratas) y cambios en la microflora oral ⁷⁹.

Curado de Luz visible

Pocos años después, se introdujo al escenario la radiación visible el día 24 de febrero de 1976 por Dr. Mohammed Bassoiony de la Facultad de Odontología de Turner, Manchester; coloca el primer compuesto fotopolimerizable del Dr. John Yearn. La eficacia del sistema de fotopolimerización por luz visible en la composición química de la canforquinona y una aminaterciaria como coiniador fue la combinación perfecta para el éxito ⁸⁰.

- **Luz Halógena**

Esta unidad de elección consiste de “una bombilla de cuarzo llena de halógeno, yodo, o gas bromo que contiene un lamento de tungsteno. Cuando la corriente eléctrica pasa a través del delgado lamento tungsteno, el cual está rodeado por gas halógeno, se produce la luz.” ⁸¹ “Este proceso libera un amplio espectro de energía radiante en forma de calor. Cuando la corriente se apaga, el filamento se enfría, y el gas halógeno deposita los átomos de tungsteno vaporizados sobre la superficie del filamento. Esta sucesión se llama “el ciclo de halógeno.” Permitiendo así, longitudes de onda entre 400 y 550 nm, en el cual la canforquinona se encuentra en este intervalo para su excitación ^{82, 83}. Su potencia, clásicamente, abarcaba entre los 400 y 800 mW/cm² ⁸⁴. Pero, una desventaja importante era que estas lámparas generaban un desperdicio de energía en forma de calor que hizo que la capacidad y durabilidad de los dispositivos se viera reducida ^{85, 86}.

- **Laser de Argón-Ion**

Una vez más, el desarrollo del láser argón para fines de fotopolimerización no surgió en la comunidad dental, ya que se utilizaba en el ámbito industrial. La adaptación de su uso comenzó con el fin de mejorar los resultados del blanqueamiento dental en Europa, cabe resaltar que todavía se utiliza hoy en día para tal fin. ⁸⁷ Estaba conformado por un cable de fibra óptica donde a través de su extremo se generaba la potencia del láser ⁸⁸ presentando una longitud de onda que posibilitaba la

polimerización de las resinas compuestas entre 450-514nm⁸⁹ y una potencia variable entre 730-1290 mW/cm²⁸⁴, no obstante, los costos elevados y el manejo complejo de la unidad volvieron complicado la utilización de este dispositivo.

- **Lámparas de Arco Plasma**

En 1976 Estados Unidos prohibió radicalmente el uso de laser de argón, ya que el del arco plasma había tomado un buen auge en 1960 en la comunidad médica.⁷⁰ La fuente se compone de dos electrodos de tungsteno separados y alojados en una alta presión de cámara de gas, que tiene una ventana de zafiro sintético a través del cual la emisión de luz es dirigida de forma parabólica. Estos electrodos forman una chispa, la ionización del gas, y proporcionar un camino conductor (un plasma) entre los electrodos, en el cual se presentan una retroalimentación sofisticada”.⁸² Las potencias, entre los diferentes fabricantes, oscilan entre unos 1200 mW/cm² y más de 2000 mW/cm²⁸⁴. Su longitud de onda oscilaba entre 460 y 480 Nm, parecido a la longitud de onda de la energía absorbida por la canforoquinona, por lo que se pensaba que era más eficiente que la halógena, pero la desventaja era que cuando se encontraban fotoiniciadores distintos a la camforoquinona (con un pico de absorción alejado de los 465nm) no se presentaba la misma eficiencia.⁸⁵

- **Diodo emisor de luz (LED)**

El diodo emisor de luz fue creado en 1995 por Mills y colaboradores. Este dispositivo se basa en “uniones de semiconductores dopados para producir luz. Una luz LED tiene una vida útil de alrededor de 10.000 h. La luz tiene un espectro más estrecho que las luces de halógeno, 400-500 nm, pero está dentro del intervalo de canforoquinona para polimerizar la resina.”⁹¹

Las nuevas unidades de curado de luz LED producen dos longitudes de ondas, una corta que es la luz violeta la cual emite una longitud de onda entre un intervalo de 350-420nm y luz azul por más tiempo la cual genera una máxima absorbancia 468nm logrando activar los fotoiniciadores, pincipalmente la canforquinona.⁹²

4.1.8 Energía electromagnética y fotoiniciadores

La luz que percibe el ojo humano es la parte del espectro electromagnético comprendida entre los 400 nm (longitud de onda corta, violeta) y los 700nm (longitud de onda mayor, roja).²

Las resinas fotopolimerizables como se ha indicado anteriormente, se activan mediante de fotoiniciadores sensibles a radiaciones electromagnéticas, siempre y cuando presente los enlaces específicos para la absorción de luz. Se presentan dos tipos de fotoiniciadores, tipo I que “presentan un rendimiento cuántico más alto y requieren un menor número de fotones para generar un radical libre (por ejemplo, Lucerin TPO, y derivados de germanio de dibenzoilo tales como Ivocerin)”⁹³ y tipo II que requieren de mayor energía, ya que presentan co-iniciadores adicionales para generar radicales libres (por ejemplo, canforquinona CQ y fenil propanodiona PPD)².

Los intervalos de absorción espectral de energía radiante para los diferentes fotoiniciadores son los siguientes, la CQ cerca de 468 a y 470 nm, continuando con la PPD cuyo espectro de absorción se sitúa 390-410 nm, un tercer fotoiniciador como Lucerin TPO de 350 a los 430nm⁹⁴ e Ivocerin que va de 400 y 430 nm⁹⁵.

4.1.9 Longitud de onda

Se presentan diferentes rangos de longitud de onda en las lámparas de fotocurado para la emisión de espectro electromagnético. Dicho anteriormente, las primeras unidades de fotocurado fueron luz ultravioleta, las cuales emitían radiaciones por debajo de (380 nm). Posteriormente, fue reemplazada por luz visible, ofreciendo longitudes de onda entre los 400-550 nm aproximadamente^{96, 84}.

4.1.10 Intensidad o Potencia

Las lámparas de fotocurado presentan tres tipos de intensidades que indican la potencia de la radiación que será emitida, simbolizándose en unidades de fotopolimerización como Miliwat por centímetro cuadrado (mW / cm^2). Por consiguiente, estas se presentan como, baja potencia (convencionales) entre 350 y 800 mW/cm^2 aproximadamente, las de alta potencia trabajan por encima de los valores indicados en las convencionales, hasta unos 2.000 mW/cm^2 y las de muy alta potencia, hasta 3.000 mW/cm^2 o más. Sin embargo, se encuentra un factor muy crucial, el tiempo; ya que por concepto general, el tiempo y la intensidad son inversamente proporcionales, a mayor intensidad, menor lapso de tiempo y a mayores prolongaciones de tiempo, menor intensidad; esto ha generado mucha controversia ya que se ha reportado alteraciones en la funcionalidad de la resina compuesta ^{96, 84}.

4.1.11 Factor de conversión

Desde que se implementó el uso de resinas compuestas hasta hoy, se han hecho muchos esfuerzos para mejorar las propiedades mecánicas de los composites, lo cual, esto va muy ligado al factor de conversión, según J.L. Ferracane y EH Greene en 1986 ⁹⁷ en un estudio mostraron la correlación significativa entre el grado de conversión, la dureza, modulación elástica y resistencia a la flexión de las restauraciones dentales.

El comportamiento mecánico de los materiales compuestos de resina depende de ciertos parámetros específicos al momento de la polimerización, entre ellos se encuentra el grado de conversión de monómeros a polímeros, y la velocidad de polimerización influenciado por el tiempo y la potencia de la fuente emisora de luz, de esta forma el grado de conversión nos indica el número de metacrilatos que han reaccionado mediante el proceso de conversión, a lo que depende el tipo de monómeros presentes en la matriz orgánica, así como en la cantidad de radicales

libres generados en la etapa de activación de la reacción de polimerización ^{6, 98} por el contrario si se quedan monómeros sin reaccionar relacionados con una longitud de onda inapropiada o una exposición inadecuada puede plastificar la estructura del polímero, lo que afecta negativamente las propiedades mecánicas de la restauración ⁹⁹, este comportamiento mecánico es muy importante para el pronóstico y longevidad de la restauración, los estudios detallan la dureza, la profundidad de curado y la contracción de polimerización tanto en resinas convencionales, como en resinas de llenado a granel como la resina Bulk-Fill, las cuales pueden ser evaluada por la prueba de dureza Vickers ¹⁰⁰.

Según Kramer, la profundidad de curado es definida como “la disminución de la intensidad de la luz, desde la superficie hasta la profundidad del composite, causado por la absorción y dispersión de luz” ¹⁰¹. Se ha determinado que para 2 mm de espesor del compuesto de resina tenga una adecuada fotopolimerización, esta debe recibir una exposición radiante dentro del rango 16-24 J / cm² ^{21, 102, 103}, se calcula multiplicando el nivel de irradiación (I) procedente de la unidad de control de luz (que por sus siglas en inglés hacer referencia a LCU) (mW / cm²) por su duración (T). El tiempo de curado se establece en función del nivel de irradiación. Cuanto mayor sea el nivel de irradiación, menor será el tiempo de curado necesario. En 2004, Wiggins, et al. ¹⁰⁴ evaluó el efecto de diferentes métodos de curado en el grado de convergencia de los materiales compuestos a base de resina (RBC por sus siglas en inglés). Compararon el efecto de diferentes unidades de control de luz (LCUs): alta potencia (HP) LED, LED primera generación, cuarzo halógenas de tungsteno (QTH) convencional, y HP (QTH). Uso de HP LEDs y HP QTH LCUs, la fotopolimerización de los compuestos de resina se llevó a cabo durante 10 segundos. Por otro lado, LEDs primera generación y LCUs halógenas convencionales se utilizaron para polimerizar muestras de RBC durante 20 segundos. La profundidad de curado (DOC) se evaluó mediante una prueba de raspado siguiendo el método ISO 4049. No encontraron diferencias significativas en el grado de convergencia de los compuestos de resina que eran polimerizados con

las diferentes unidades de control de luz a diferentes tiempos. Llegaron a la conclusión de que HP LED y HP QTH LCUs se podrían utilizar para la mitad del tiempo de curado proporcionando una DC adecuada.

Algunos fabricantes afirman que, gracias a estos LEDs de alta potencia, el curado se puede hacer en un mínimo de 1-3 segundos ¹². Esta afirmación podría derivar de la " ley de reciprocidad de la exposición," que propone reciprocidad entre los niveles de irradiación y tiempo de exposición para conseguir la polimerización equivalente de los compuestos de resina. La ley supone que, siempre que la misma exposición radiante es entregada, el grado de conversión será el mismo, sin importar el tiempo o nivel de irradiación. Esto puede significar menos duración en el curado de luz, resultando en una mayor productividad clínica. La ley ha sido evaluada ampliamente en la literatura ^{105, 106, 107, 108, 109, 110}.

Un estudio realizado por Visvanathan A, Ilie N, et al. descrito en el artículo "The influence of curing times and light curing methods on the polymerization shrinkage stress of a shrinkage-optimized composite with hybrid-type prepolymer fillers" ¹, cuyo objetivo era determinar la influencia de diferentes unidades de luz de curado con la tensión de contracción de polimerización, se observó que el tiempo de curado no tenía ninguna influencia significativa en los valores de microdureza de la superficie, cuando la lámpara Halógena (Astralis 10) y el LED en 10, 20 y 40 segundos se comparan entre sí, los valores de dureza de superficie son unidad de curado muy similares para diferentes tiempos de curado. Esto no es como se esperaba, ya que con mayor tiempo de exposición, las propiedades de superficie tienen que ser mejorada. Los valores de dureza de superficies medidas en ese experimento fueron valores de dureza inmediatos. Los resultados sugieren que una fotopolimerización de 10 segundos es suficiente para alcanzar valores de dureza comparables como polimerización 20 y 40 s. La importancia de los tiempos de curado superiores a 10 s probablemente radica en la mejora de la profundidad de curado con tiempos de curado más largos ¹¹¹.

Existen una serie de factores que condicionan un descenso drástico en la intensidad de luz que alcanza el composite, esto generará que la densidad energética este por debajo de lo mínimo exigible. Uno de estos factores es la polimerización a través del material compuesto. Cuando la resina compuesta se irradia, los iniciadores de la canforoquinona absorben los fotones y estos se agotan, después de un tiempo solo quedan las capas más profundas con los iniciadores. Dado que el número de iniciadores para absorber la luz disminuye en las capas superficiales, se espera que haya más fotones disponibles en las capas inferiores que causen la formación de radicales adicionales. Esta teoría no se refleja en los valores de dureza inferior porque los fotones de luz visible no penetran en el compuesto sin pérdidas, los fotones se pierden al romper los enlaces del iniciador y un porcentaje de ellos se dispersan por las partículas de relleno. Los fotones decaen rápidamente con la profundidad de penetración y su cantidad será insuficiente para generar radicales suficientes. Esto conduce teóricamente a la formación de sólo cadenas cortas de polímeros y, a su vez, baja propiedad mecánica ¹¹². Cuando se registran los perfiles de dureza, la dureza disminuye con la profundidad. Esto se contrarresta, aumentando la intensidad de luz emitida. Este concepto explica que para una eficiente polimerización de las resinas, tanto la intensidad y el tiempo de fotoiniciación son importantes. Cuando se desea un curado adecuado con corto tiempo de exposición, se requiere una mayor intensidad. Una intensidad más alta también significa una mayor tensión de contracción de polimerización en la interface diente-restauración lo que puede ocasionar filtración ^{113, 114}.

Es evidente, a partir de algunos trabajos de investigación, que aunque la fuente es de baja intensidad, es posible producir mejores grados de conversión si se aumenta el tiempo de irradiación. Esto sugiere que una intensidad más baja puede compensarse aumentando el tiempo de curado ¹¹⁵, es en esta etapa en la cual el modo de polimerización (ya sea en rampa o con un inicio lento) toma importancia. La aclaración que otorga el artículo "*Quantitative determination of stress reduction by flow in composite restorations*" ¹¹⁶ refiere al método "*Soft-start*", el cual consiste

en iniciar la polimerización con una luz de baja intensidad (± 100 mW/cm²) seguido de una luz de intensidad alta (± 800 mW/cm²), ^{117, 118} se obtendrá una mejor unión marginal, debido a que se genera menor tensión de contracción en el punto de gel puesto que se le otorga más tiempo al material para que fluya compensando la tensión inicial en la fase de polimerización. Existen estudios que demuestran que este método es viable ^{113, 119, 120}. Mientras que algunos estudios más recientes niegan este efecto puesto que algunos autores consideran que los agentes de unión son más importantes en lugar del propio procedimiento de arranque suave ^{121, 122}.

Una prueba de dureza Vickers se llevó a cabo para evaluar el grado de convergencia de los compuestos de resina indirectamente. Igualmente, la luz de reflexión y la absorbancia a través de los materiales se midieron usando un espectrofotómetro. Ellos encontraron los valores más bajos de corriente continua con sombra A3.5 del Z250 RBC, ya que presentó mayor distribución de luz, lo cual, podría estar relacionado con el sistema del material de carga de la resina ¹²³, además, Shortall estudió el efecto de diferentes tonos Filtek Z250 RBC en la profundidad de curado. Los compuestos de resinas translúcidos mostraron valores de microdureza superiores. RBCs translúcidos permiten más transmisión de luz a través de las capas. Por ende, mayor factor de conversión y en consecuencia un valor microdureza superior ¹⁶.

4.1.12 Resinas con relleno a granel

Recientemente se introdujeron compuestos de resina con relleno a granel (BFRCs siglas en inglés), estas brindan la posibilidad de construir incrementos de hasta 4 o 5 mm, mientras que disminuyen problemas típicos en cuanto a la profundidad de curado y la contracción de polimerización en comparación con resinas convencionales.

Los fabricantes han investigado diversas estrategias para mejorar la profundidad de polimerización de las BFRCs, para reducir el estrés de contracción de la polimerización, se han realizado algunas

modificaciones químicas a los monómeros que componen BFRC, como el aumento de peso molecular de los monómeros, la adición de nuevos monómeros que alivian el estrés y la incorporación de monómeros de metacrilato que contienen un tercer reactivo. Entre ellas, se encuentran las resinas BulkFill 3M ESPE, que constan de un relleno inorgánico nano compuesto por: sílice no aglomerado/no agregado de 20 nm, zirconia aglomerada/no agregada de 4 a 11 nm, y un compuesto de zirconia/sílice agregados (constituido por partículas de sílice de 20 nm y partículas de zirconia de 4 a 11 nm), además de un material de relleno de trifloruro de iterbio en un aglomerado de partículas de 100 nm, lo cual genera la radiopacidad. Sus compuestos de monómeros son AUDMA, un metacrilato denominado Monómero de adición-fragmentación (AFM por sus siglas en inglés), UDMA, y 1,12-dodecanediol-DMA. El monómero AUDMA es un monómero aromático de un alto peso molecular, este monómero disminuye la cantidad de grupos reactivos en las resinas lo cual ayuda a controlar su contracción volumétrica y la rigidez de su matriz polimérica, este tipo de resinas cuenta con otro tipo de monómero (AFM) los cuales reaccionan para desarrollar polímeros, como con cualquier metacrilato, incluyendo la formación de enlaces cruzados entre cadenas adyacentes de polímeros ^{124, 125}

Varios estudios han informado sobre que es aceptable fotopolimerizar a una profundidad 4 mm a, lo que confirma las recomendaciones del fabricante. ^{126, 127, 128}

Por el contrario, otras investigaciones han relacionado que la polimerización adecuada es a la medida 2 o 3 mm de profundidad. Bajo estos resultados contradictorios, no es posible asegurar que todas las resinas de llenado a granel disponibles en el mercado se pueden curar de manera satisfactoria en las mismas condiciones. ^{129, 130}

4.1.13 Métodos para medición de dureza

La dureza se define como la resistencia de un material a la indentación o penetración. Se ha utilizado para predecir la resistencia al desgaste de un material y su capacidad para desgastar o ser erosionada por estructuras diente opuesto. Existen métodos de medida directos e indirectos. Los métodos directos tales como espectroscopia infrarroja y Raman láser son instrumentos costosos, y complejos, por lo que no se utilizan frecuentemente.¹³¹ En los métodos indirectos se han incluido ensayos de dureza los cuales son: Rocwell, Brinell, Knoop y Vickers, y han demostrado ser un buen indicador para evaluar la dureza antes mencionada.¹³²

4.1.14 Dureza Vickers

“El método de prueba de Dureza Vickers consiste en indentar un material de prueba con un indentador de diamante en forma de pirámide con una base cuadrada y un ángulo de 136° entre caras opuestas sometidas a una fuerza de prueba entre 1 gf y 100 kgf. La carga completa se aplica durante 10-15 s. Las dos diagonales de la muesca que queda en la superficie del material después de la eliminación de la carga se miden con un microscopio y se calcula su promedio. La dureza de Vickers es el cociente obtenido al dividir la carga por el área cuadrada de la muesca. El número de dureza Vickers debe informarse junto con la fuerza de prueba y el tiempo de permanencia de indentación. Se debe considerar la preparación adecuada de la muestra y la cercanía de la muesca. Las muescas deben ser lo más grandes posibles para maximizar la medición. Por lo tanto, el procedimiento de prueba está influenciado por el operador y con la lectura óptica de las diagonales. Los dispositivos modernos realizan automáticamente las mediciones”.¹³²

4.2 Marco contextual

4.2.1 Santiago de Cali

Santiago de Cali es la capital del departamento del Valle del Cauca y la tercera población más poblada de Colombia, por extensión es la segunda ciudad más grande del país al poseer un área de 564 km² y una longitud de 17 km de sur a norte y 12 de Oriente a Occidente. La ciudad forma parte del área metropolitana de Santiago de Cali, junto con los municipios aledaños a esta. Fue fundada el 25 de Julio de 1536 por Sebastián de Belalcazar, lo que la convierte en una de las ciudades más antiguas de América.

Altitud: 995 m s.n.m

Clima: 23 °C

Extensión Municipal: 564 KM²

Idioma: Español

Moneda: Peso colombiano

Predomina la Población Blanca y La Negra en la Costa Pacífica.

4.2.2 Universidad Santiago de Cali

La Universidad Santiago de Cali – USC, fue fundada en el año 1958 en la ciudad Santiago de Cali, en el departamento del Valle del Cauca, Colombia. Es una corporación de carácter civil, privada, de utilidad común, sin ánimo de lucro, fundada en el año de 1958, con personería jurídica otorgada por el Ministerio de Justicia mediante la Resolución No. 2.800 del 02 de Septiembre de 1959 y reconocida como Universidad por el Decreto No. 1297 de 1964 emanado del Ministerio de Educación Nacional, con domicilio en la ciudad de Santiago de Cali, Departamento del Valle del Cauca, República de Colombia.

Es una institución de educación superior privada que cuenta también con una sede en la ciudad de Palmira, Valle del Cauca. La USC imparte carreras de grado y postgrado las cuales se organizan en 80 programas de varios niveles que se especializan en diferentes áreas de estudio.

Misión: formar profesionales integrales, éticos, analíticos y críticos, que contribuyan al desarrollo sostenible y la equidad social, brindando para ello una educación superior humanista, científica e investigativa, con perspectiva internacional y criterios de pertinencia, calidad, pluralidad y responsabilidad social.

Visión: en 2024 la USC es una de las primeras universidades de docencia e investigación de Colombia, reconocida y referente por la alta calidad en sus funciones misionales, la pertinencia y relevancia de sus programas, el impacto social y el aporte al desarrollo con equidad de la región suroccidental, con un modelo educativo incluyente, centrado en valores humanistas, con perspectivas pedagógicas y curriculares de carácter global, fortalecida en sus procesos de internacionalización, con valiosas relaciones de cooperación y una administración basada en principios de buen gobierno.

Principios: por su trayectoria y compromiso institucional, la Universidad ha definido siete principios orientadores de su acción: Calidad – Democracia – Equidad – Ética – Inclusión - Derechos humanos - Responsabilidad social.

4.2.3 Programa de Odontología Universidad Santiago de Cali

El programa de odontología fue creado en el año 1.995 e inicio su funcionamiento en el año 1996. Desde aquellos años, ha existido gran demanda en la profesión odontológica en la Universidad Santiago de Cali, la cual ha sido alta desde su inicio por la gran afluencia de estudiantes procedentes de diferentes municipios del Valle del Cauca, de los departamentos de Nariño, Cauca y Putumayo.

El programa ha logrado brindar formación en salud oral, odontología y áreas afines a sus estudiantes, a través de un currículo implementado con procesos educativos las necesidades de la región y acordes con el Proyecto Educativo Institucional Santiaguino.

Su misión es formar profesionales integrales con competencias propias de la disciplina, comprometidos éticamente con las necesidades reales de la sociedad colombiana, que actúen con criterio en la solución de problemas soportados en el espíritu investigativo y la adaptación a las nuevas tendencias de la Odontología.

Como visión tiene ser reconocido a nivel nacional e internacional como un programa acreditado de alta calidad, con compromiso académico y social, fundamentado en la capacidad de investigación y en la búsqueda de innovación que aporte al desarrollo de la profesión y el bienestar de la sociedad.

El equipo de investigación del programa viene haciendo esfuerzos para ir enfocando los proyectos de investigación cada vez más clínicos y de investigación científica en aras de contribuir a solucionar problemas específicos que la disciplina puede resolver, además, de cada vez la cualificación de sus docentes en el mejoramiento del estatus académico.

Es claro que el crecimiento de la población Universitaria ha venido en aumento, y el programa de Odontología se ha afectado en este crecimiento, por lo tanto la Universidad adaptó el piso 2 del bloque 4 de laboratorios para construir en él las Clínicas Odontológicas más moderna de Colombia al servicio de la academia.

4.3 Marco ético-legal

4.3.1 Normatividad Internacional

4.3.1.1 Declaración de Helsinki

La Asociación Médica Mundial (AMM) ha promulgado la Declaración de Helsinki como una propuesta de principios éticos para investigación médica en seres humanos, incluida la investigación del material humano y de información identificables.

4.3.1.2 Principios bioéticos

- **Autonomía:** Se refiere a la necesidad de respetar, tanto en acciones como en actitudes, a la capacidad y al derecho que poseen las personas para decidir entre las opciones que a su juicio son las mejores entre las diferentes posibilidades de las que se les haya informado, conforme a sus valores, creencias y planes de vida. Son decisiones respecto a su cuerpo y a su salud, tanto en términos de intervenciones como de investigación. Este principio sustenta la necesidad de contar con un consentimiento informado y del derecho a negarse a una intervención o participación en una relación clínica o de investigación. No se refiere a la no interferencia con las decisiones del otro. Implica la obligación de crear y de mantener las condiciones para tomar decisiones autónomas al tiempo que se ayuda a despejar el temor y otras situaciones que destruyen o interfieren con las acciones autónomas. De este principio se desprende el deber de proteger a quienes no tienen esta capacidad. Para el odontólogo: la libertad de emitir su opinión profesional con respecto a la atención y tratamiento del paciente.
- **Beneficencia:** Este principio considera la necesidad de evaluar las ventajas y las desventajas, los riesgos y los beneficios de los tratamientos propuestos, o de los

procedimientos de investigación, con el objeto de maximizar los beneficios y disminuir los riesgos. Tiene una dimensión positiva que implica el deber inquebrantable de llevar a cabo acciones específicas encaminadas a procurar el bienestar de las personas, defender sus derechos, prevenir el daño, eliminar las condiciones que le generan riesgo, malestar y dolor, entre otras. . Deber que tiene el odontólogo de obrar, procurando el mayor beneficio y el mejor resultado posible del acto odontológico

- **No Maleficencia:** Este principio obliga a evitar el daño físico o emocional y el perjuicio en la aplicación de procedimientos o de intervenciones. Deber que tiene el profesional de obrar evitando el daño y minimizando los riesgos en el acto odontológico. Abstenerse intencionadamente de realizar acciones que puedan causar daño o perjudicar a otros. Las implicaciones del principio de no maleficencia son tener una formación teórica y práctica rigurosa, actualizada para dedicarse al ejercicio profesional e Investigar sobre tratamientos, procedimientos o terapias nuevas, para mejorar los ya existentes.
- **Justicia:** Es el principio por el cual se pretende que la distribución de los beneficios, los riesgos y los costos en la atención sanitaria o en la investigación, se realicen en forma justa. Es decir, que se distribuyan equitativamente entre todos los grupos de la sociedad, tomando en cuenta la edad, el sexo, el estado económico y cultural, y consideraciones étnicas. Se refiere, asimismo, a que todos los pacientes en situaciones parecidas deban tratarse de manera similar y con las mismas oportunidades de acceso a los mejores métodos diagnósticos y terapéuticos. Deber que tiene el odontólogo de obrar de manera que toda persona involucrada en el acto odontológico reciba aquello a que tiene derecho, respetando las necesidades individuales y colectivas.

4.3.2 Normatividad Nacional

4.3.2.1 Resolución 8430 de 1993

República de Colombia ministerio de salud resolución N° 008430 de 1993 (4 de octubre de 1993). Por la cual se establecen las normas científicas, técnicas y administrativas para la investigación en salud.

El ministro de salud. En ejercicio de sus atribuciones legales en especial las conferidas por el Decreto 2164 DE 1992 y la Ley 10 de 1990.

Considerando. Que el artículo 8o de la Ley 10 de 1990, por la cual se organiza el Sistema Nacional de Salud y se dictan otras disposiciones, determina que corresponde al Ministerio de Salud formular las políticas y dictar todas las normas científico- administrativas, de obligatorio cumplimiento por las entidades que integran el Sistema.

Que el artículo 2o del Decreto 2164 de 1992, por el cual se reestructura el Ministerio de Salud y se determinan las funciones de sus dependencias, establece que éste formulará las normas científicas y administrativas pertinentes que orienten los recursos y acciones del Sistema.

TITULO 1. Disposiciones generales

ARTICULO 1. Las disposiciones de estas normas científicas tienen por objeto establecer los requisitos para el desarrollo de la actividad investigativa en salud.

ARTICULO 2. Las instituciones que vayan a realizar investigación en humanos, deberán tener un Comité de Ética en Investigación, encargado de resolver todos los asuntos relacionados con el tema.

ARTICULO 3. Las instituciones, a que se refiere el artículo anterior, en razón a sus reglamentos y políticas internas, elaborarán su manual interno de procedimientos con el objeto de apoyar la aplicación de estas normas

ARTICULO 4. La investigación para la salud comprende el desarrollo de acciones que contribuyan:

- a). Al conocimiento de los procesos biológicos y psicológicos en los seres humanos.
- b). Al conocimiento de los vínculos entre las causas de enfermedad, la práctica médica y la estructura social.
- c). A la prevención y control de los problemas de salud.
- d). Al conocimiento y evaluación de los efectos nocivos del ambiente en la salud.
- e). Al estudio de las técnicas y métodos que se recomienden o empleen para la prestación de servicios de salud.
- f). A la producción de insumos para la salud.

TITULO II. De La Investigación En Seres Humanos

ARTICULO 10. El grupo de investigadores o el investigador principal deberán identificar el tipo o tipos de riesgo a que estarán expuestos los sujetos de investigación.

ARTICULO 11. Para efectos de este reglamento las investigaciones se clasifican en las siguientes categorías:

- a) Investigación sin riesgo: Son estudios que emplean técnicas y métodos de investigación documental retrospectivos y aquellos en los que no se realiza ninguna intervención o modificación intencionada de las variables biológicas,

fisiológicas, psicológicas o sociales de los individuos que participan en el estudio, entre los que se consideran: revisión de historias clínicas, entrevistas, cuestionarios y otros en los que no se le identifique ni se traten aspectos sensitivos de su conducta.

b) Investigación con riesgo mínimo: Son estudios prospectivos que emplean el registro de datos a través de procedimientos comunes consistentes en: exámenes físicos o psicológicos de diagnóstico o tratamientos rutinarios, entre los que se consideran: pesar al sujeto, electrocardiogramas, pruebas de agudeza auditiva, termografías, colección de excretas y secreciones externas, obtención de placenta durante el parto, recolección de líquido amniótico al romperse las membranas, obtención de saliva, dientes deciduales y dientes permanentes extraídos por indicación terapéutica, placa dental y cálculos removidos por procedimientos profilácticos no invasores, corte de pelo y uñas sin causar desfiguración, extracción de sangre por punción venosa en adultos en buen estado de salud, con frecuencia máxima de dos veces a la semana y volúmen máximo de 450 ml en dos meses excepto durante el embarazo, ejercicio moderado en voluntarios sanos, pruebas psicológicas a grupos o individuos en los que no se manipulará la conducta del sujeto, investigación con medicamentos de uso común, amplio margen terapéutico y registrados en este Ministerio o su autoridad delegada, empleando las indicaciones, dosis y vías de administración establecidas y que no sean los medicamentos que se definen en el artículo 55 de esta resolución.

c) Investigaciones con riesgo mayor que el mínimo: Son aquellas en que las probabilidades de afectar al sujeto son significativas, entre las que se consideran: estudios radiológicos y con microondas, estudios con los medicamentos y modalidades que se definen en los títulos III y IV de esta resolución, ensayos con nuevos dispositivos, estudios que incluyen procedimientos quirúrgicos, extracción de sangre mayor al 2% del volumen circulante en neonatos, amniocentesis y otras técnicas invasoras o procedimientos mayores, los que empleen métodos aleatorios

de asignación a esquemas terapéuticos y los que tengan control con placebos, entre otros.

ARTICULO 12. El investigador principal suspenderá la investigación de inmediato, al advertir algún riesgo o daño para la salud del sujeto en quien se realice la investigación. Así mismo, será suspendida de inmediato para aquellos sujetos de investigación que así lo manifiesten.

ARTICULO 13. Es responsabilidad de la institución investigadora o patrocinadora, proporcionar atención médica al sujeto que sufra algún daño, si estuviere relacionado directamente con la investigación, sin perjuicio de la indemnización que legalmente le corresponda.

4.3.3 Normatividad Disciplinar

4.3.3.1 Ley 35 del 8 de Marzo de 1989

Código de Ética del Odontólogo Colombiano: Concordada con el Decreto Reglamentario No. 491, del 27 de febrero de 1990.

CAPÍTULO I. Declaración de principios

ARTÍCULO 1.

a. Se entiende por ejercicio de la odontología, la utilización de medios y conocimientos para el examen, diagnóstico, pronóstico con criterios de prevención, tratamientos de las enfermedades, malformaciones, traumatismos, las secuelas de los mismos a nivel de los dientes, maxilares y demás tejidos que constituyen el sistema estomatognático.

c. Los conocimientos, capacidades y experiencias con que el odontólogo sirve a sus pacientes y a la sociedad, constituyen la base de su profesión. Por lo tanto, tiene obligación de mantener actualizados los conocimientos; los cuales, sumados a su honestidad en el ejercicio de la profesión, tendrán como objetivo una óptima y mejor prestación de los servicios.

d. El odontólogo respetará y hará respetar su profesión, procediendo en todo momento con prudencia y probidad. Sus conocimientos no podrá emplearlos ilegal o inmoralmemente. En ningún caso utilizará procedimientos que menoscaben el bienestar de sus pacientes

f. Es deber del odontólogo colaborar en la preparación de futuras generaciones en instituciones docentes aprobadas por el Estado, estimulando el amor a la ciencia y a la profesión, difundiendo sin restricciones el resultado de sus experiencias y apoyando a los que se inicien en su carrera.

j. La presente Ley comprende el conjunto de normas sobre ética a que debe ceñirse el ejercicio de la odontología en la República de Colombia.

CAPÍTULO III. Del secreto profesional, prescripción, historia clínica y otras conductas

ARTÍCULO 23. El odontólogo está obligado a guardar el secreto profesional en todo lo que, por razón del ejercicio de su profesión, haya visto, escuchado y comprendido, salvo en los casos en que sea eximido de él por disposiciones legales. Así mismo, está obligado a instruir a su personal auxiliar sobre la guarda del secreto profesional. Conc. D. 491/90. Art. 17, 18 y 20.

ARTÍCULO 24. El odontólogo no debe prescribir, suministrar o promover el uso de droga, aparatos y otros agentes sobre los cuales no exista una seria investigación científica.

ARTÍCULO 26. Es anti-ético impartir enseñanza organizada de posgrado en consultorios particulares, por ser función privativa de las Facultades de Odontología y demás entidades científicas autorizadas por el Estado con respaldo académico de aquéllas.

ARTÍCULO 27. Ningún odontólogo permitirá que sus servicios profesionales, su nombre o su silencio, faciliten o hagan posible la práctica ilegal de la odontología.

CAPÍTULO IV. De las relaciones del odontólogo con sus colegas

ARTÍCULO 28. La lealtad, la consideración, la solidaridad y el mutuo respeto entre los colegas son los factores esenciales o el fundamento de las relaciones entre los odontólogos. Es antiético censurar los tratamientos efectuados o expresar dudas sobre los sistemas de Trabajo o la capacidad de sus colegas. Constituye falta grave difamar, calumniar o injuriar a un colega, o tratar de perjudicarlo en su ejercicio profesional.

ARTÍCULO 32. El odontólogo tiene la obligación de solicitar la colaboración de un colega, que por sus capacidades, conocimiento y experiencia pueda contribuir a mantener o mejorar la salud del paciente. Así mismo, éste tendrá la obligación de prestar dicha colaboración cuando le sea solicitada.

ARTÍCULO 33. Todo disentimiento profesional entre odontólogos será dirigido por la Federación Odontológica Colombiana, de conformidad con las normas de la presente ley.

CAPÍTULO VI. De la relación del odontólogo con las instituciones

ARTÍCULO 37. Las entidades públicas o privadas pueden utilizar los servicios del odontólogo para distintas funciones. La búsqueda o aceptación de cargos estará sujeta a las reglas profesionales, destinadas a salvaguardar la dignidad e independencia del odontólogo, así como también los intereses gremiales o sociales.

ARTÍCULO 38. El odontólogo cumplirá a cabalidad sus deberes profesionales y administrativos, así como el horario de trabajo y demás compromisos a que esté obligado en la institución donde preste sus servicios.

CAPITULO VIII. De las relaciones del odontólogo con la sociedad y el estado

ARTICULO 47. Por cuanto toda agremiación procura con la unión, la fuerza requerida para desarrollar programas que benefician a la profesión, es recomendable para el odontólogo el que esté afiliado a una asociación científica o gremial

CAPITULO IX. Publicidad y propiedad intelectual

ARTÍCULO 52. La difusión de los trabajos odontológicos científicos e investigativos podrá hacerse por conducto de las publicaciones científicas correspondientes. Es contrario a la ética profesional hacer su divulgación en forma directa y anticipada

por medio de persona no especializada, radiotelefonía, televisión, prensa o cualquier otro medio de información masiva.

ARTÍCULO 53. El odontólogo no auspiciará en ninguna forma la publicación de artículos que no se ajusten estrictamente a hechos científicos debidamente comprobados, o los que se presenten en forma que induzcan a error, bien sea por el contenido o por el título de los mismos, o que impliquen una propaganda personal.

ARTÍCULO 54. El odontólogo tiene la obligación de participar los resultados de sus investigaciones. La patente y derechos de impresión pueden ser adquiridos por un odontólogo siempre y cuando estos y la remuneración que se obtenga con ellos no se use para restringir la investigación, la práctica o el proceso profesional que se deriven del material patentado o impreso. En igual forma se ajustará a las reglamentaciones sobre propiedad intelectual.

CAPITULO XI. Alcance y cumplimiento del código y sus sanciones

ARTÍCULO 56. Las normas del presente Código rigen el ejercicio ético de la odontología. La Federación Odontológica Colombiana, las facultades de odontología y las asociaciones profesionales velarán por su cumplimiento. Ninguna circunstancia eximirá de su aplicación.

ARTÍCULO 57. Las faltas contra lo preceptuado en este Código serán sancionadas de acuerdo con las disposiciones legales vigentes. Por tanto, se considera obligatoria la enseñanza de la ética odontológica en las facultades de odontología.

5. METODOLOGÍA

5.1 Diseño de estudio: Estudio comparativo “in vitro”.

5.2 Tipo de estudio: Estudio cuantitativo comparativo “in vitro”.

5.3 Población o universo: Resinas compuestas.

5.4 Muestra: 80 cuerpos de prueba.

5.5 Criterios

5.5.1 Criterios de Inclusión

- Cuerpos de prueba con medidas de 5 mm de diámetro X 2 mm de espesor.
- Resinas de Dentina y Esmalte, color A2 Z350 XT (3M ESPE), resina CT Translúcido Z350 XT (3M ESPE), resina BulkFill
- Lámpara de fotocurado Bluephase 20i (Ivoclar Vivadent)

5.5.2 Criterios de Exclusión

- Cuerpos de prueba que presenten defectos estructurales e irregularidades superficiales.
- Cuerpos de prueba no polimerizados.
- Cuerpos de prueba de resinas de otra marca, u otro color.
- Lámparas diferente a Bluephase 20i (Ivoclar Vivadent)

5.6 Variables

NOMBRE DE LA VARIABLE	DEFINICIÓN	TIPO DE VARIABLE	VALORES POSIBLES
Color de la resina	El color y la translucidez de las resinas compuestas están determinados no sólo por fenómenos macroscópicos, como la composición de la matriz, el relleno y el contenido de relleno, sino también por los pigmentos agregados y por todos los otros componentes químicos de este material.	Cualitativo	A1, A2, CT Translúcido
Potencia de la fuente emisora de luz	Cantidad de flujo luminoso emitida por la fuente emisora de luz.	Cuantitativo	1136 mW/cm ² y 2045 mW/cm ²
Tiempo de la fuente emisora de luz	Tiempo durante el cual la superficie sensible queda expuesta a la luz, es manejado en la fuente emisora por el operador.	Cuantitativo	10 y 20 segundos
Irradiación de luz sobre el cuerpo de prueba	Exposición de un material, persona, etc. a la acción de rayos gamma, rayos x o cualquier otra forma de radiación ionizante.	Cuantitativo	Luz emitida desde la superficie superior hasta la inferior

5.7 Consideraciones éticas

- **Autonomía:** La investigación cumple con el principio de autonomía debido a que se presenta una carta de autorización para realizar el trabajo en un laboratorio externo a la universidad. El presente estudio será desarrollado “in vitro”, directamente sobre cuerpos de prueba de resina compuesta.
- **Beneficencia:** La investigación contribuye a un incremento de conocimiento en la población odontológica sobre los materiales tipo composite influenciados por los diferentes tipos de irradiación de luz. El operador al reforzar esas bases de conocimiento mejoraría la técnica para el tratamiento con resinas dentales ofreciéndole al paciente mayor longevidad de su restauración.
- **No maleficencia:** El presente estudio es categorizado como lo menciona el Artículo 11 de la ley 8430 de 1993 como una “Investigación sin riesgo” puesto que se emplearán métodos de investigación documental en los que no se realiza ninguna intervención o modificación intencionada de las variables biológicas, fisiológicas, psicológicas o sociales de ningún individuo. No se correrá ningún tipo de riesgo que atente contra en ser humano. Se declara que la investigación será supervisada por expertos en el tema.
- **Justicia:** Todos los cuerpos serán tratados equitativamente y con los mismos parámetros para el desarrollo de la investigación. De igual forma, los resultados se darán equitativamente para toda la población.

5.8 Procedimiento

Fase 1

Para el desarrollo de este estudio, se realizó un levantamiento bibliográfico durante la fase de inmersión en el tema, a través de motores de búsqueda en salud (PubMed, ScienceDirect, EBSCO) utilizando como palabras clave: *composite resin, conversión degree, conversion, deep polymerization*; una vez recopilados los artículos se procedió a la elaboración de un anteproyecto según los parámetros requeridos para la elaboración de trabajos de grado de la facultad de salud de la Universidad Santiago de Cali.

Fase 2

Para la ejecución del proyecto se elaboraron 80 cuerpos de prueba (n=80) de resina compuesta, los cuales se dividieron en grupos según el tipo de resina utilizada y de la siguiente manera: grupo 1: Dentina A2 Filtek Z350 XT (3M ESPE®), grupo 2: Esmalte A2 Filtek Z350 XT (3M ESPE®), grupo 3: CT Translúcido Filtek Z350 XT (3M ESPE®), y grupo 4: Bulk Fill A2 Filtek (3M ESPE®) (*figura 1*), con medidas de 5 mm de diámetro X 2 mm de espesor (*figura 2*), con ayuda de una matriz prefabricada en acero inoxidable, realizando un incremento único de resina con un instrumento FP3 (Hu-friedy®), cada grupo se subdividió en 2 subgrupos: subgrupo 1 se polimerizó a una potencia standard de 1136 mW/cm² por 20 segundos; en el grupo 2 se utilizó una potencia turbo de 2045 mW/cm² por un tiempo de exposición de 10 segundos. La fuente de polimerización fue una lámpara de fotocurado Bluephase 20i (Ivoclar Vivadent®). Para los grupos anteriormente mencionados la fotopolimerización se realizó específicamente en la superficie superior de todos los cuerpos de prueba posicionando una tira de myllar (Proquident®) sobre los especímenes, para evitar la adherencia a la lámpara, de igual forma, para obtener una superficie lisa.

Posterior a la obtención de los cuerpos de prueba cada uno de los grupos se sometió a pruebas de microdureza superficial Vickers, con ayuda de un microdurometro (SHIMADZU - HMV[®]) (figura 3) a 980.7 mN con 40 K de dureza, durante 10 segundos de indentación (figura 4). Se realizaron cinco indentaciones en la superficie superior e inferior de cada cuerpo de prueba, para un total de 800 lecturas de mediciones. Los valores de dureza de superficies medidas en esta investigación fueron valores de dureza inmediatos.



Figura 1. Resinas compuestas Filtek Z350 XT (3M ESPE[®])
Fuente: archivo de colección propia.



Figura 3. Microdurómetro SHIMADZU - HMV[®].
Fuente: archivo de colección propia.



Figura 2. Cuerpos de prueba de los cuatro tipos de resina.
Fuente: archivo de colección propia.

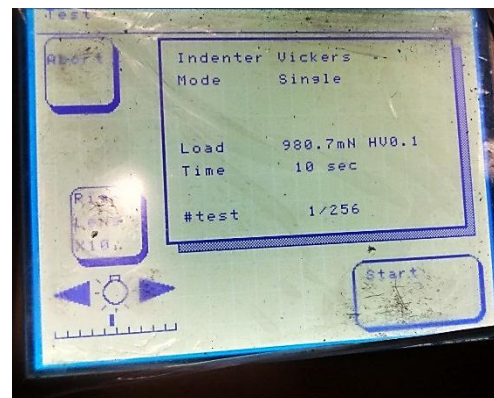


Figura 4. Datos de indentación.
Fuente: archivo de colección propia.

6. RESULTADOS

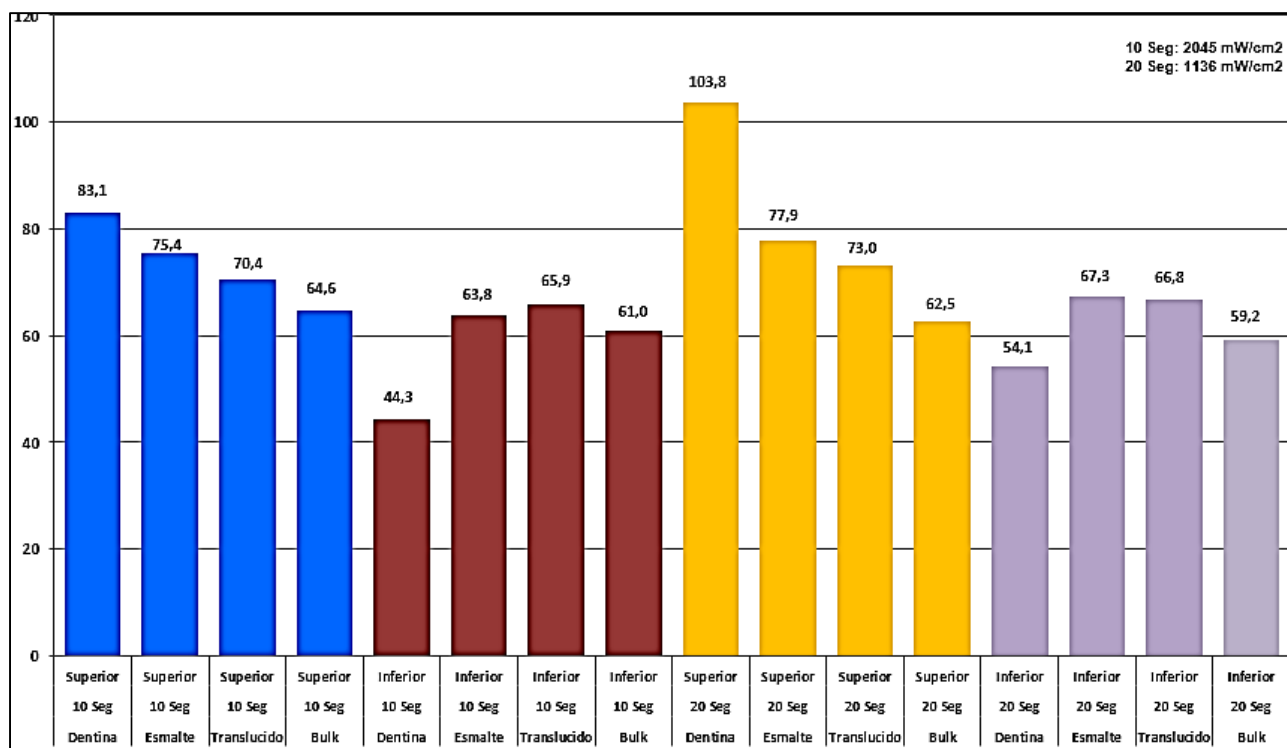
Se realizó un análisis estadístico univariado para las variables del estudio según su característica, así para las variables cuantitativas se calcularon las medidas de tendencia central y dispersión, como para las variables cualitativas se calcularon las frecuencias absolutas y relativas.

Un valor de $P < 0.05$ fue considerado como estadísticamente significativo y confirmara las hipótesis de normalidad mediante el test Shapiro - Wilk. Las variables cuantitativas se presentaron con sus correspondientes medidas de tendencia central y dispersión de acuerdo a la distribución normal o no normal y las variables categóricas serán expresadas como frecuencias y proporciones.

La diferencia entre los tratamientos aplicados (combinación de los diferentes niveles de los factores) se evaluó utilizando un análisis de varianza (ANOVA) indicando si existen diferencias significativas y comparándolas mediante el método de Tukey siendo 0,05 el valor crítico que indicó si la diferencia es estadísticamente significativa o no para cada tratamiento.

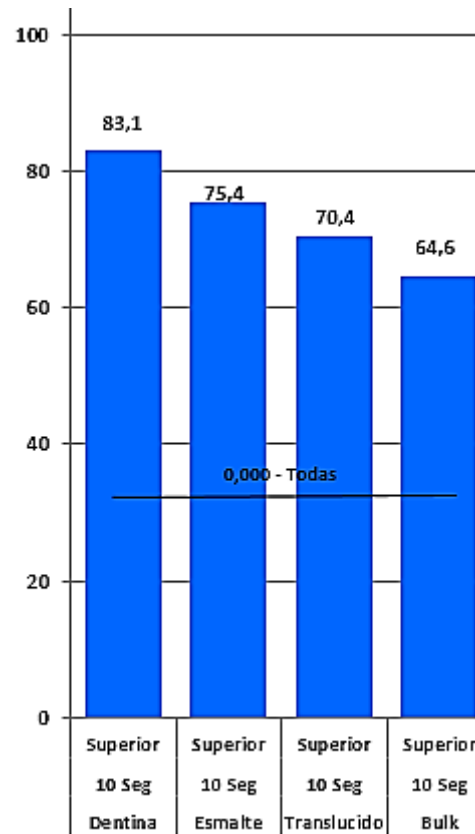
La información fue procesada en el paquete estadístico SPSS V22.

Dureza promedio por tipo de resina, tiempo de exposición y superficie



Gráfica 1. Representación gráfica de la dureza promedio con respecto al tiempo de exposición, superficie, y tipo de resina con su respectiva media

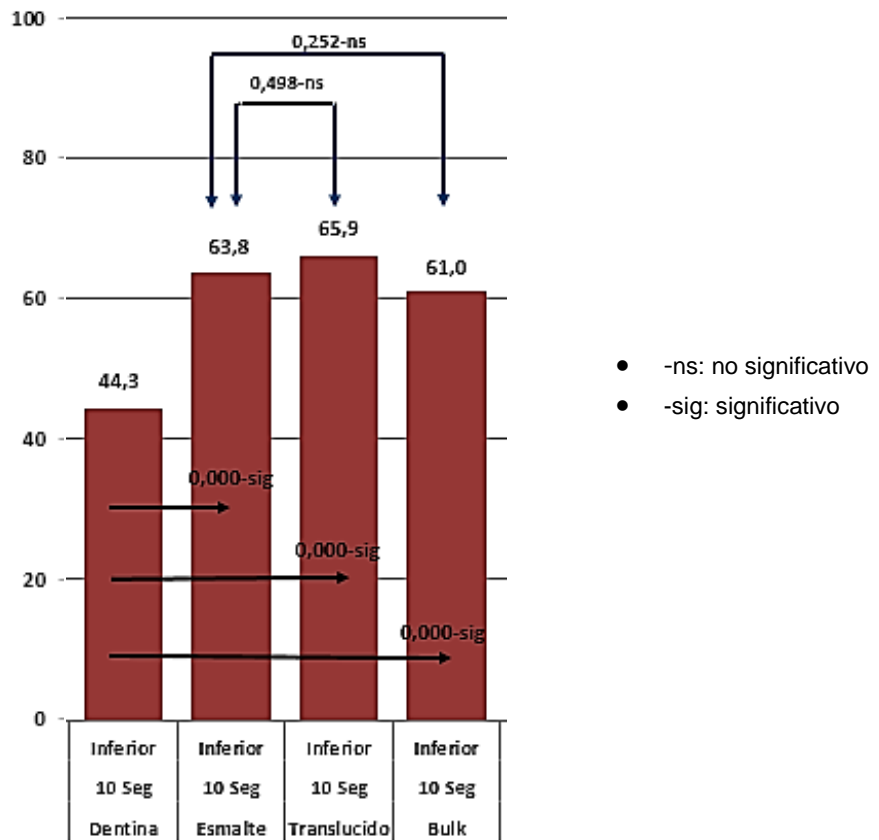
Comparación entre los diferentes tipos de resina con respecto al mismo tiempo de exposición y superficie



Gráfica 2. Valores obtenidos de los cuatro tipos de resina en la superficie superior a un tiempo de exposición de 10 segundos a una potencia de 2045 mW/cm²

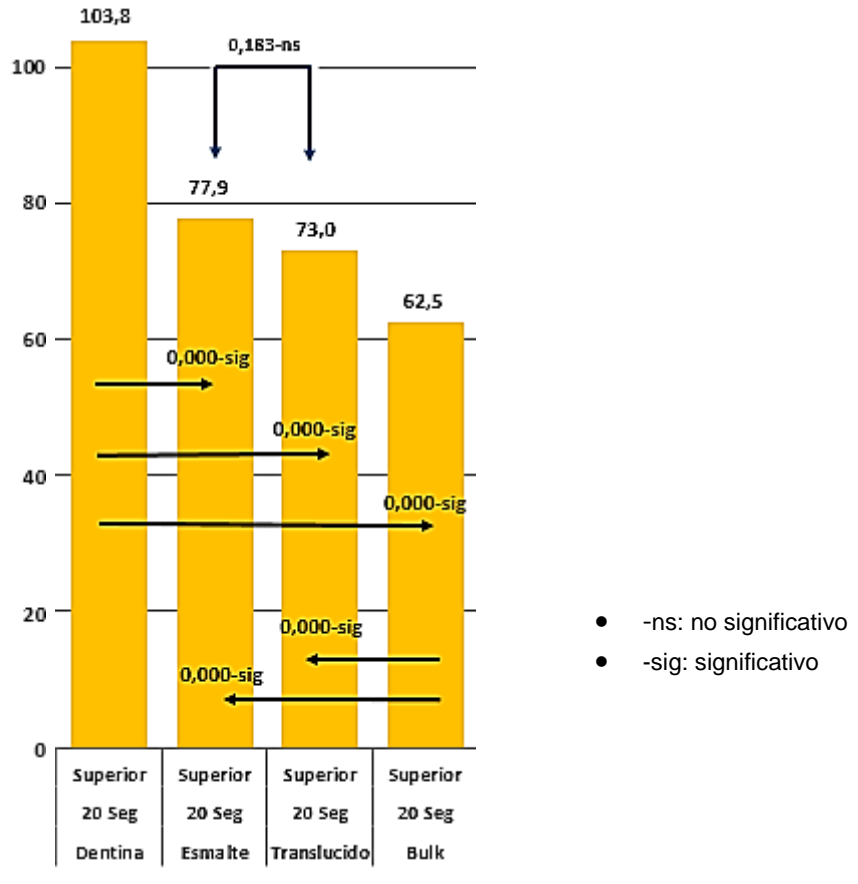
Para la comparación intergrupos en la superficie superior con una exposición de luz de 10 segundos, se encontraron diferencias significativas entre los cuatro grupos, Dentina, Esmalte, Translúcido y Bulk (83,1/ \pm 5,56; 75,4/ \pm 6,00; 70,4/ \pm 4,67; 64,6/ \pm 3,68) respectivamente ($p=0,000$)

Como se demuestra en la gráfica, se observa que la Dentina obtuvo los mayores valores de dureza, en comparación con el Esmalte, Translúcido, y Bulk, siendo el menor valor de dureza la resina Bulk.



Gráfica 3. Valores obtenidos de los cuatro tipos de resina en la superficie inferior a un tiempo de exposición de 10 segundos a una potencia de 2045 mW/cm²

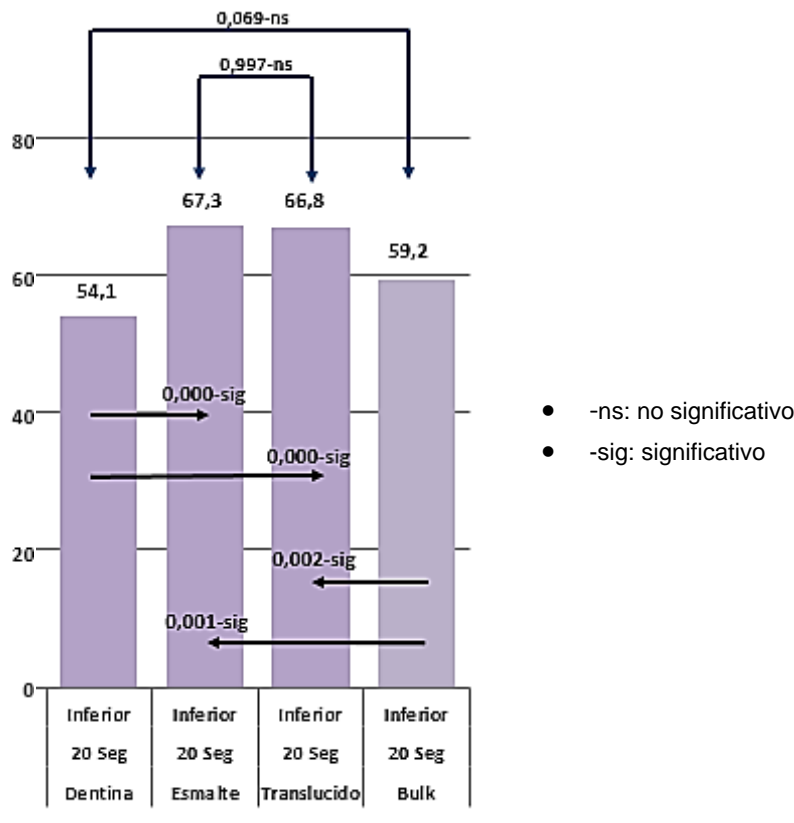
Con respecto a la gráfica, el grupo Dentina (44,32/ ±10,80) presentó diferencias significativas comparado con el grupo Esmalte, Translúcido y Bulk (63,8/ ±7,35; 65,9/ ±5,09; 61,0/ ± 5,81) respectivamente (p=0,000). Por el contrario, el grupo Esmalte (63,8/ ± 7,35) no presentó diferencias significativas al realizar la comparación con el grupo Translúcido (65,9/ ±5,09) (p=0,498) y Bulk (61,0/ ±5,81) (p=0,252); así mismo, el grupo Translúcido (65,9/ ±5,09) presentó diferencias significativas con relación con el grupo Bulk (61,0/ ± 5,81) (p=0,007).



Gráfica 4. Valores obtenidos de los cuatro tipos de resina en la superficie superior a un tiempo de exposición de 20 segundos a una potencia de 1136 mW/cm².

En relación con la imagen, se evidencia que el grupo Dentina (103,8/ ±22,70) presentó diferencias significativas comparado con el grupo Esmalte, Translucido y Bulk (77,9/ ±2,95; 73,0/ ±5,70; 62,5/ ± 4,45) respectivamente (p=0,000). De modo similar, el grupo Bulk (62,5/ ± 4,45) presentó diferencia significativa al compararlo con el grupo Esmalte (77,9/ ±2,95) (p=0,000) y Translucido (73,0/ ±5,70) (p=0,000), sin embargo, al realizar la comparación del grupo Esmalte (77,9/ ± 2,95) este no presentó diferencias significativas con el grupo Translucido (73,0/ ±5,70) (p=0,183).

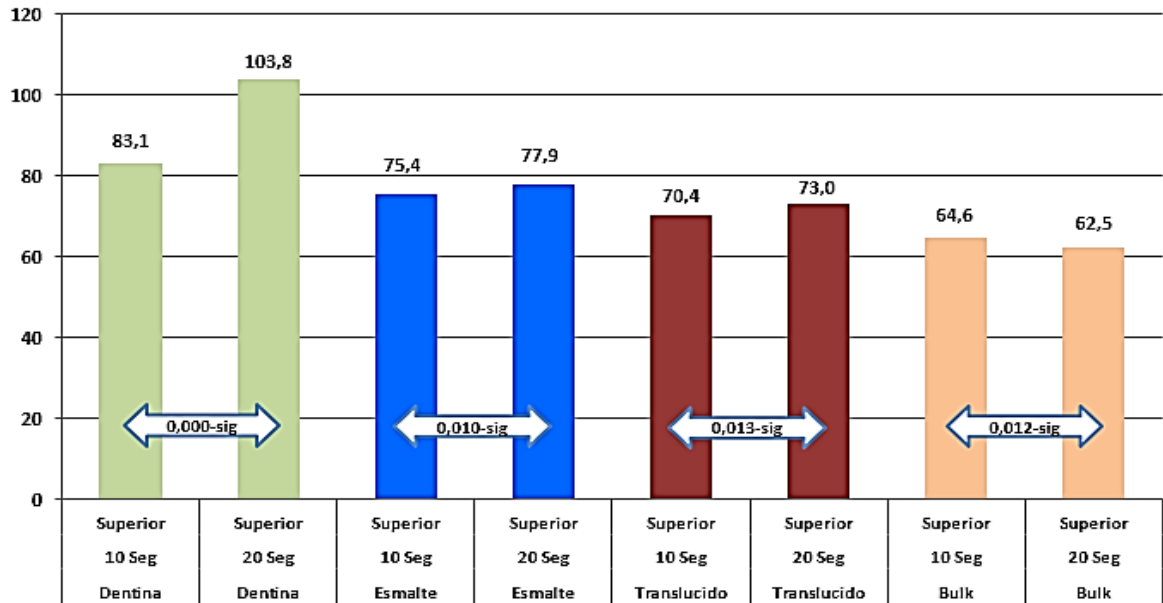
El grupo Dentina fue el que demostró mayor valor de dureza en medias frente a los demás grupos de comparación.



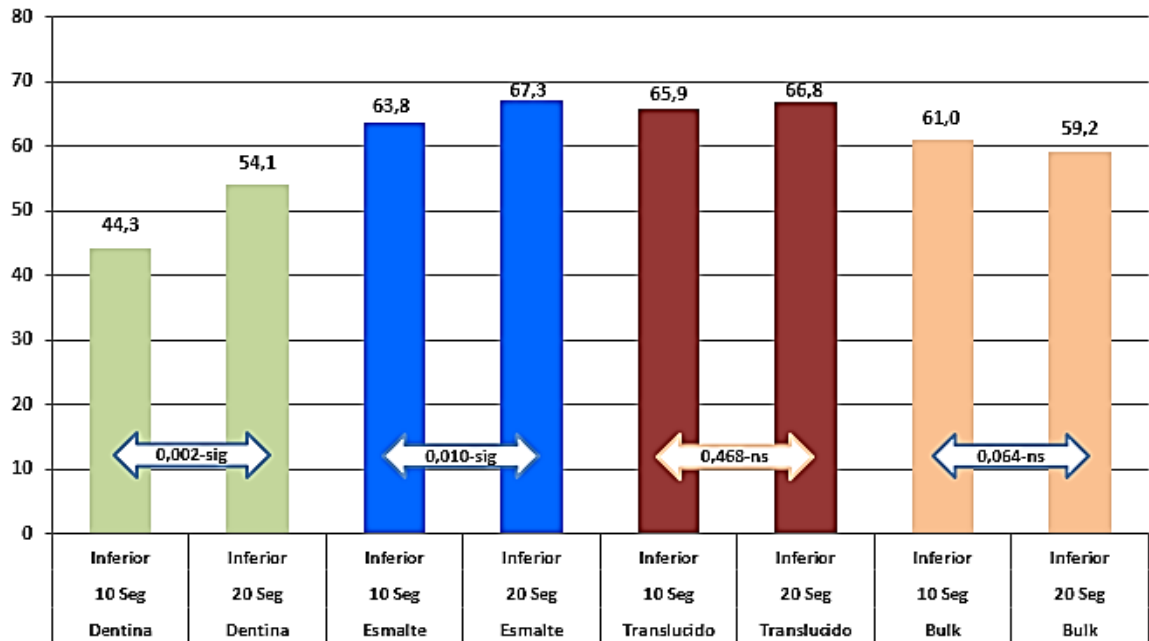
Gráfica 5. Valores obtenidos de los cuatro tipos de resina en la superficie inferior a un tiempo de exposición de 20 segundos a una potencia de 1136 mW/cm².

Como se aprecia en la gráfica, los valores obtenidos representan que el grupo Dentina (54,1/ ±18,38) presentó diferencias significativas al ser comparado con Esmalte (67,3/ ±5,98) ($p=0,000$) y Translúcido (66,8/ ±7,49) ($p=0,000$). Igualmente, se demuestra que el grupo Esmalte (67,3/ ±5,98) presentó diferencias significativas al compararlo con Bulk (59,2/ ±2,91) ($p=0,001$), del mismo modo, el grupo Translúcido (66,8/ ±7,49) presentó diferencias significativas al compararlo con Bulk (59,2/ ±2,91) ($p=0,002$). Pero, al realizar el análisis entre Dentina - Bulk y Esmalte – Translucido, se evidencia que el grupo Dentina (54,1/ ±18,38) no presentó diferencias significativas con Bulk (59,2/ ±2,91) ($p=0,069$), y Esmalte (67,3/ ±5,98) no presentó diferencias significativas con Translúcido (66,8/ ±7,49) ($p=0,997$).

Comparación entre los diferentes tiempos de exposición de 10 y 20 segundos con las mismas superficies de cada tipo de resina

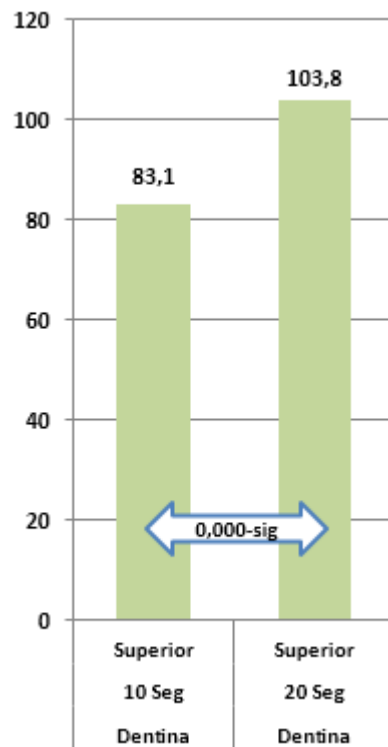


Gráfica 6. Representación gráfica de la comparación de los tiempos de exposición de 10 y 20 segundos de la superficie superior del mismo tipo de resina.

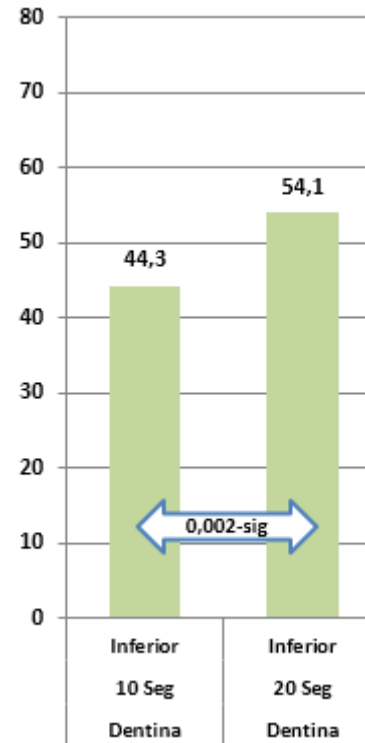


Gráfica 7. Representación gráfica de la comparación de los tiempos de exposición de 10 y 20 segundos de la superficie inferior del mismo tipo de resina.

Comparación de los diferentes tiempos de exposición en una misma superficie del grupo Dentina



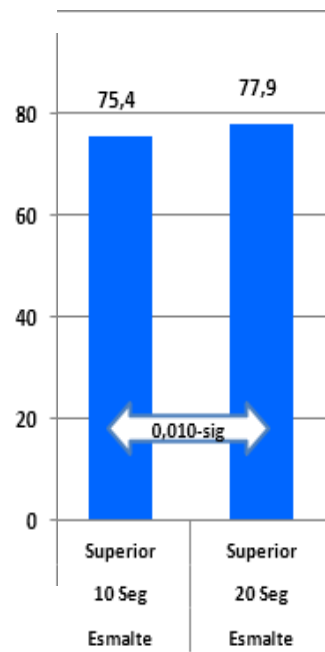
Gráfica 8. Valores obtenidos del grupo Dentina en la superficie superior a tiempos de exposición de 10 y 20 segundos.



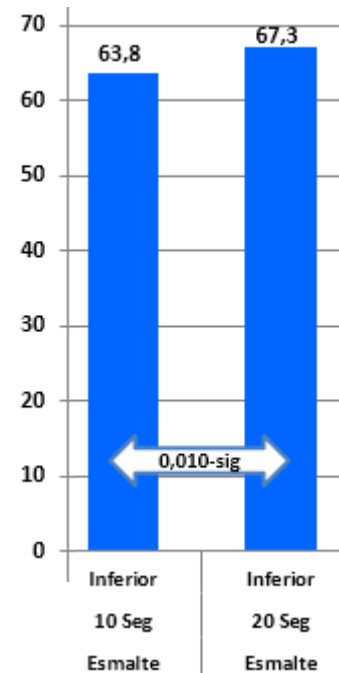
Gráfica 9. Valores obtenidos del grupo Dentina en la superficie inferior a tiempos de exposición de 10 y 20 segundos.

Como se demuestra en la gráfica, en el grupo Dentina se presentó una diferencia significativa en la superficie superior comparando a un tiempo de exposición de 10 y 20 segundos ($83,1/ \pm 5,56$; $103,8/ \pm 22,80$) respectivamente ($p=0,000$). Al realizar el análisis de las superficies inferiores expuestas a 10 y 20 segundos, se evidencia que el grupo Dentina presentó diferencia significativa ($44,3/ \pm 10,80$; $54,1/ \pm 18,38$) respectivamente ($p= 0,002$).

Comparación de los diferentes tiempos de exposición en una misma superficie del grupo Esmalte



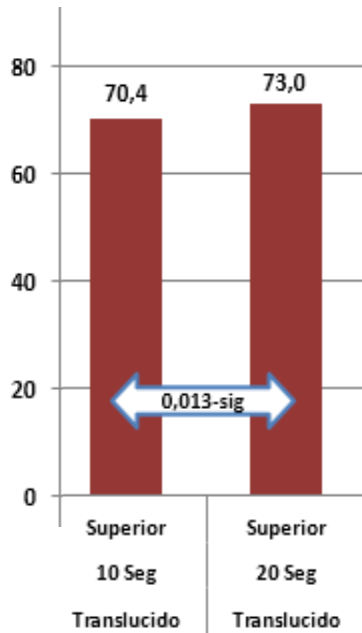
Gráfica 10. Valores obtenidos del grupo Esmalte en la superficie superior a tiempos de exposición de 10 y 20 segundos



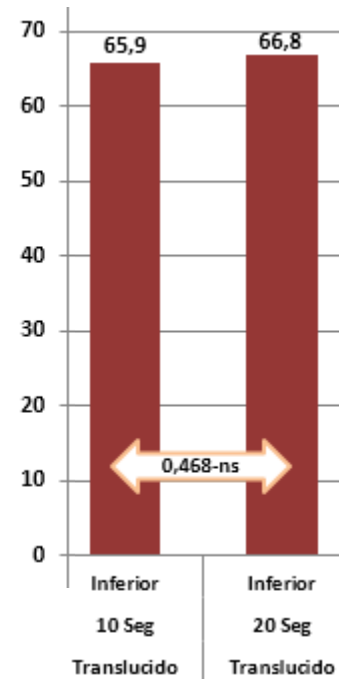
Gráfica 11. Valores obtenidos del grupo Esmalte en la superficie inferior a tiempos de exposición de 10 y 20 segundos

En cuanto a la gráfica, el grupo Esmalte presentó una diferencia significativa en la superficie superior comparando a un tiempo de exposición de 10 y 20 segundos ($75,4 / \pm 6,00$; $77,9 / \pm 2,95$) respectivamente ($p=0,010$). Al realizar el análisis de las superficies inferiores expuestas a 10 y 20 segundos, se evidencia que el grupo Esmalte presentó diferencia significativa ($63,8 / \pm 7,35$; $67,3 / \pm 5,98$) respectivamente ($p= 0,010$).

Comparación de los diferentes tiempos de exposición en una misma superficie del grupo Translúcido



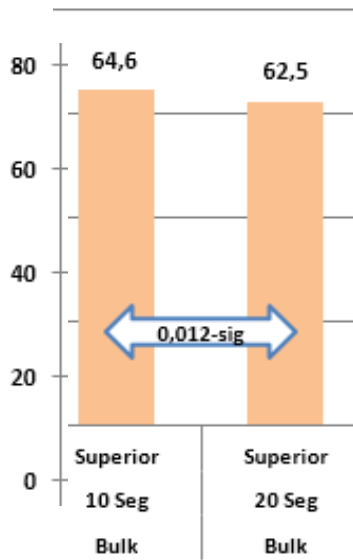
Gráfica 12. Valores obtenidos del grupo Translúcido en la superficie superior a tiempos de exposición de 10 y 20 segundos



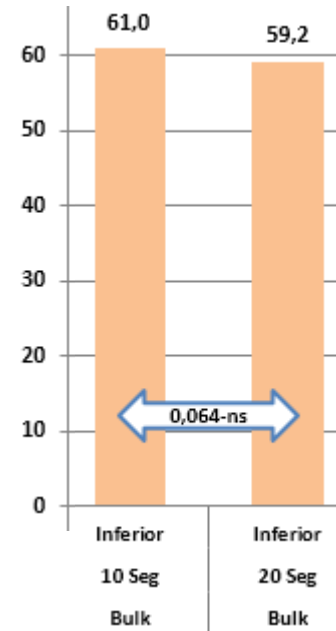
Gráfica 13. Valores obtenidos del grupo Translúcido en la superficie inferior a tiempos de exposición de 10 y 20 segundos

Con respecto a la gráfica, se puede concluir que el grupo Translúcido presenta diferencia significativa en la superficie superior comparando a un tiempo de exposición de 10 y 20 segundos ($70,4 \pm 4,67$; $73,0 \pm 5,70$) respectivamente ($p=0,013$). Al realizar el análisis de las superficies inferiores expuestas a 10 y 20 segundos, se evidencia que el grupo Translúcido no presentó diferencia significativa ($65,9 \pm 5,09$; $66,8 \pm 7,49$) respectivamente ($p= 0,480$).

Comparación de los diferentes tiempos de exposición en una misma superficie del grupo Bulk



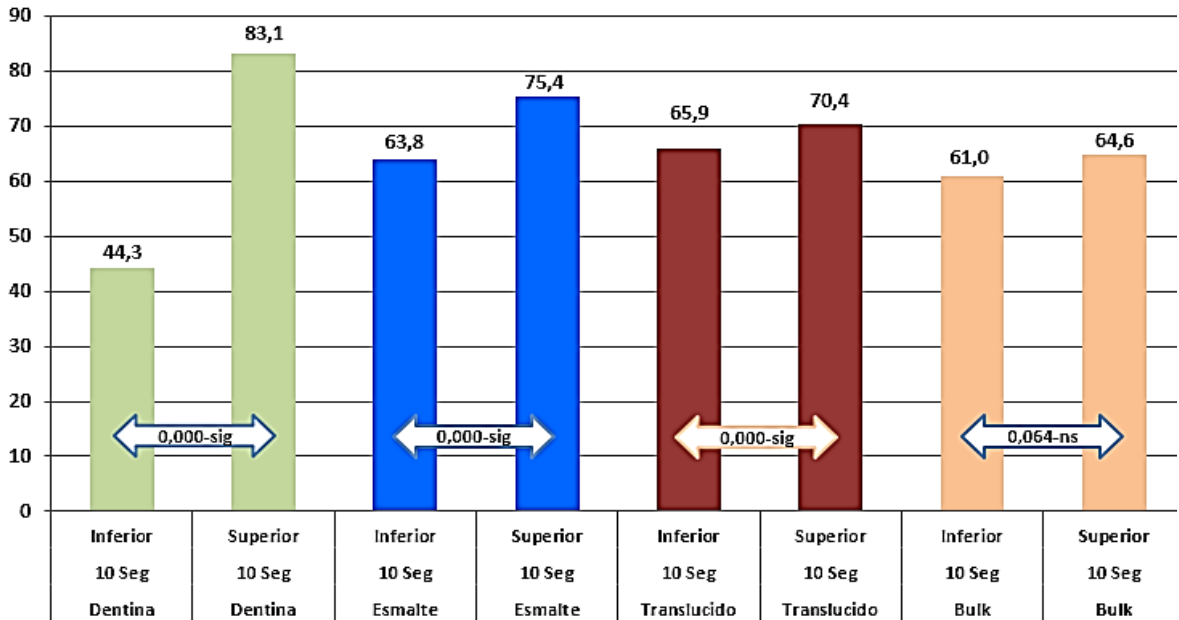
Gráfica 14. Valores obtenidos del grupo Bulk en la superficie superior a tiempos de exposición de 10 y 20 segundos



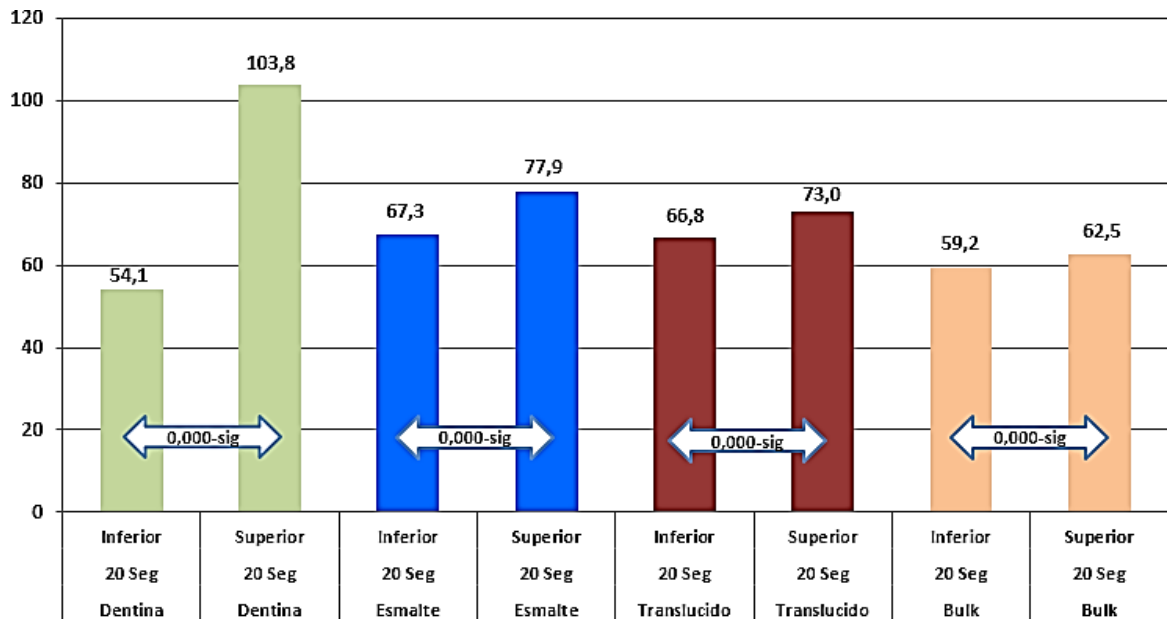
Gráfica 15. Valores obtenidos del grupo Bulk en la superficie inferior a tiempos de exposición de 10 y 20 segundos

Al evaluar los resultados de la gráfica, se demuestra que el grupo Bulk presentó una diferencia significativa en la superficie superior comparando a un tiempo de exposición de 10 y 20 segundos ($64,6 \pm 3,69$; $62,5 \pm 4,45$) respectivamente ($p=0,012$). Al realizar el análisis de las superficies inferiores expuestas a 10 y 20 segundos, se evidencia que el grupo Bulk no presentó diferencia significativa ($61,0 \pm 5,81$; $59,2 \pm 2,91$) respectivamente ($p= 0,064$).

Comparación entre la superficie superior e inferior del mismo tipo de resina con igual tiempo de exposición

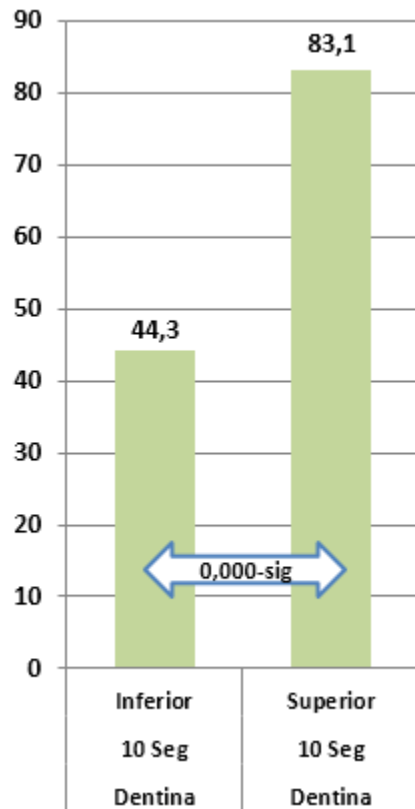


Gráfica 16. Representación gráfica de la comparación entre la superficie superior e inferior del mismo tipo de resina, a un tiempo de exposición de 10 segundos.

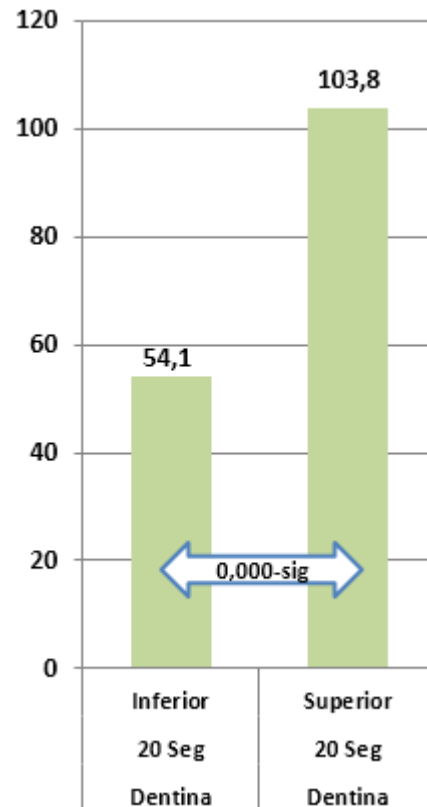


Gráfica 17. Representación gráfica de la comparación entre la superficie superior e inferior del mismo tipo de resina, a un tiempo de exposición de 20 segundos.

Comparaciones del grupo Dentina entre las superficies superior e inferior al ser expuesto a un mismo tiempo de 10 y 20 segundos



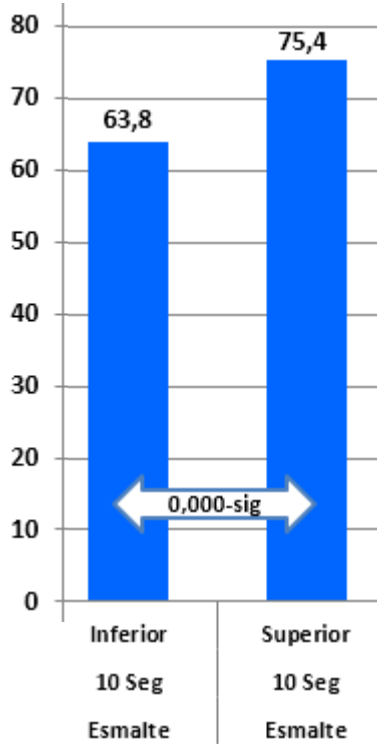
Gráfica 18. Valores obtenidos del grupo Dentina en la superficie superior e inferior a un mismo tiempo de exposición de 10 segundos.



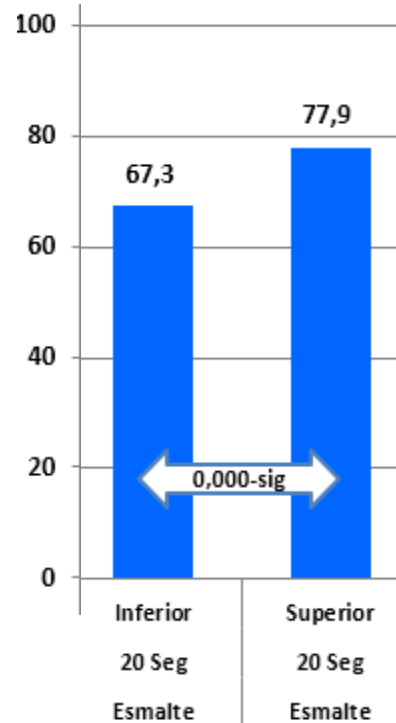
Gráfica 19. Valores obtenidos del grupo Dentina en la superficie superior e inferior a un mismo tiempo de exposición de 20 segundos.

Al realizar las comparaciones de la resina Dentina entre las superficie inferior ($44,3 / \pm 5,56$) y superior ($83,1 / \pm 10,08$) al ser expuesto a un tiempo de luz de 10 segundos, se presentaron diferencias significativas entre ellas ($p= 0,000$). Asi mismo, esta resina se comportó con los mismos valores de significancia para un tiempo de exposcion de 20 segundos ($54,1 / \pm 18,38$; $103,8 / \pm 22,79$) respectivamente ($p=0,000$)

Comparaciones del grupo Esmalte entre las superficies superior e inferior al ser expuesto a un mismo tiempo de 10 y 20 segundos



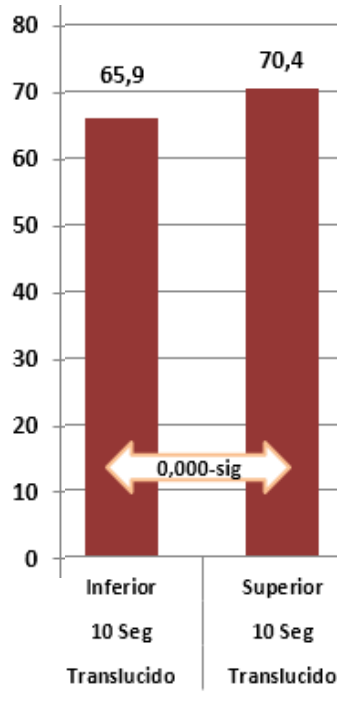
Gráfica 20. Valores obtenidos del grupo Esmalte en la superficie superior e inferior a un mismo tiempo de exposición de 10 segundos.



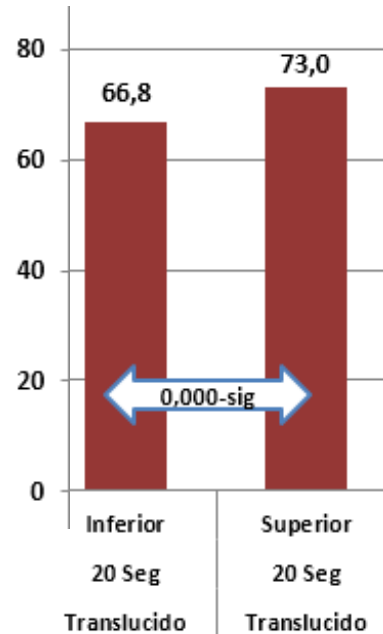
Gráfica 21. Valores obtenidos del grupo Esmalte en la superficie superior e inferior a un mismo tiempo de exposición de 20 segundos.

Al realizar las comparaciones de la resina Esmalte entre las superficie inferior ($63,8 / \pm 7,35$) y superior ($75,4 / \pm 6,00$) al ser expuesto a un tiempo de luz de 10 segundos, se presentaron diferencias significativas entre ellas ($p= 0,000$). Del mismo modo, esta resina se comportó con los mismos valores de significancia para un tiempo de exposición de 20 segundos ($67,3 / \pm 5,98$; $77,9 / \pm 2,95$) respectivamente ($p=0,000$)

Comparaciones del grupo Translúcido entre las superficies superior e inferior al ser expuesto a un mismo tiempo de 10 y 20 segundos



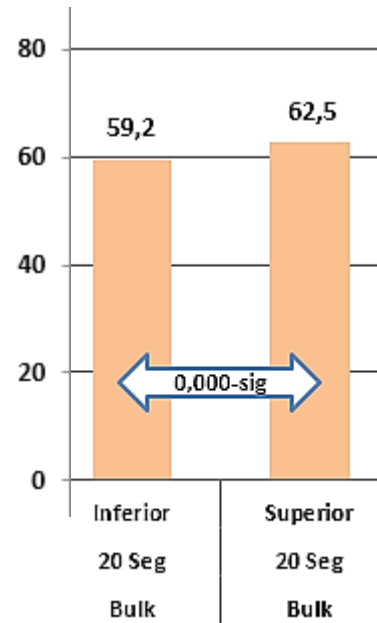
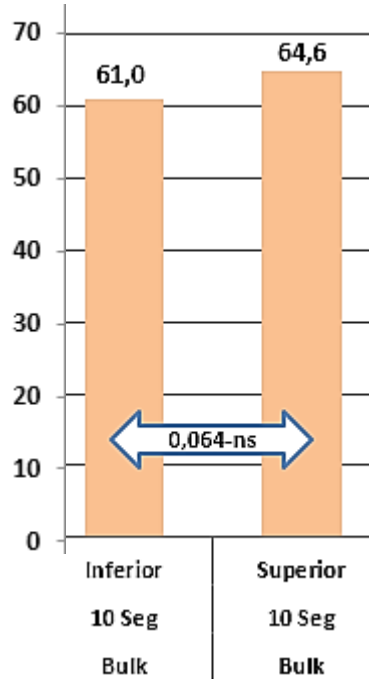
Gráfica 22. Valores obtenidos del grupo Translúcido en la superficie superior e inferior a un mismo tiempo de exposición de 10 segundos.



Gráfica 23. Valores obtenidos del grupo Translúcido en la superficie superior e inferior a un mismo tiempo de exposición de 20 segundos.

Al realizar las comparaciones de la resina Translúcido entre las superficie inferior (65,9/ ± 5,09) y superior (70,4 / ± 4,67) al ser expuesto a un tiempo de luz de 10 segundos, se presentaron diferencias significativas entre ellas (p= 0,000). Igualmente, esta resina se comportó con los mismos valores de significancia para un tiempo de exposición de 20 segundos (66,8/ ± 7,49; 73,0/ ± 5,70) respectivamente (p=0,000)

Comparaciones del grupo Bulk entre las superficies superior e inferior al ser expuesto a un mismo tiempo de 10 y 20 segundos



Gráfica 24. Valores obtenidos del grupo Bulk en la superficie superior e inferior a un mismo tiempo de exposición de 10 segundos.

Gráfica 25. Valores obtenidos del grupo Bulk en la superficie superior e inferior a un mismo tiempo de exposición de 20 segundos.

Al realizar las comparaciones de la resina Bulk entre las superficie inferior ($61,0 / \pm 5,81$) y superior ($64,6 / \pm 3,68$) al ser expuesto a un tiempo de luz de 10 segundos, no se presentaron diferencias significativas entre ellas ($p= 0,064$). Por el contrario, en un tiempo de exposición de 20 segundos se presentaron diferencias significativas ($59,2 / \pm 2,91$; $62,5 / \pm 4,45$) respectivamente ($p=0,000$).

7. DISCUSIÓN

En el presente estudio, se corroboró que existe una relación entre la intensidad de la fuente emisora y el tiempo de exposición de manera significativa con el grado de conversión de uno de los diferentes tipos de resina utilizados, sin embargo, se encontró una relación entre la influencia de la translucidez y la polimerización de las muestras de resina compuesta tanto en las superficies superiores como en las inferiores, estos resultados debido a que el material al ser más translúcido permite una mejor y más profunda dispersión de la luz, así como una mejor refracción de esta al contener cantidades de carga inorgánica diferentes a los tonos con cromas más intensificados, alcanzando así un mayor número de fotoiniciadores¹³³; los valores concuerdan con estudios previos realizados por *Salgado VE, et.al*¹³⁴, en donde los cuerpos de muestra translúcidos mostraron un grado de conversión similar tanto en la superficie superior como en la inferior. Es evidenciado en artículos que para Dentina, Esmalte y Cuerpo las partículas tienen un tamaño promedio de partículas del clúster de 0.6 a 10 micrones (μ). Los tonos translúcidos tienen un tamaño promedio de las partículas del clúster de 0.6 a 20 micrones. La carga de relleno inorgánico es aproximadamente de 72.5% por peso (55.6% por volúmen) para los tonos translúcidos y 78.5% por peso (63.3% por volúmen) para los demás tonos, pudiendo evidenciar esto que el grado de conversión de las resinas compuestas está ligado no sólo a su translucidez sino también a su composición, como lo son los foto iniciadores y el tipo de carga orgánica e inorgánica, en el caso de los foto iniciadores, las resinas utilizadas en el estudio contienen canforoquinonas/amidas y su parte orgánica está compuesta por BIS-GMA, UDMA, TEGDMA y bis-EMA¹³⁵.

Correspondiente con los resultados obtenidos en este estudio en 2009, Guiraldo et al, lleva a cabo un estudio invitro sobre el efecto de diferentes tonos Filtek (A1, A2, A3, A3.5 y A4 vita guía de colores) en el cual el grado de conversión de los tonos más oscuros exhibieron una microdureza más baja que los tonos claros¹⁵. El color

del propio composite también influye de manera que la profundidad de polimerización es mayor en tonos más claros, que en tonos más oscuros; varios estudios han recomendado aumentar el tiempo de curado de luz, puesto que informan de un efecto de la sombra del compuesto de resina en el grado de convergencia ^{14, 15, 16}

No obstante, los resultados de este estudio muestran una mayor rigidez en las superficies superiores de los cuerpos de muestra de Dentina, con diferencias significativas con la superficie inferior, esto evidencia un grado de conversión pobre en las capas más profundas del cuerpo de muestra, lo cual concuerda con estudios realizados por *Fonseca AS, et. al* ¹³⁶, en donde se obtuvieron escasos resultados de grados de conversión en resinas con monómeros bisGMA/TEDGMA, esto puede sustentarse porque su foto iniciador (canforoquinona/amida) y los monómeros bisGMA/TEDGMA en donde BISGMA es un monómero de alta viscosidad lo cual lo hace mucho más reactivo que TEDGMA, la viscosidad de este monómero se debe a sus dos grupos hidroxilos, así como su estructura interna rígida ¹³⁷. Esta viscosidad permite una reacción acelerada de las cadenas poliméricas en las etapas iniciales, pero con problemas de difusión de las mismas en capas profundas, por lo tanto el TEDGMA funciona como diluyente en estas mezclas para así mitigar la pobre difusión de BISGMA, sin embargo, al presentarse una polimerización más reactiva de bisGMA conlleva a que el monómero TEDGMA comience su reacción polimérica en un medio viscoso el cual no permite una correcta difusión de polimerización prolongada, traduciéndose en superficies profundas con menor grado de conversión ^{138,139}.

Por otra parte, las resinas BulkFill 3M ESPE, presentaron una polimerización más homogénea, dado que su dureza fue similar en su superficie superior e inferior, de los resultados se infiere que se debe por el tipo de coiniadores dentro de su composición, un coiniador muy común en este tipo de resinas es el óxido de 2,4,6-trimetilbenzoil-difenilfosfina (Lucerin-TPO) y 1-fenil-1,2-propanodiona (PPD) el cual al ser “blanco” proporciona una disminución en el tono amarillo que dan las amidas

en los otros tipos de resina, favoreciendo así una mejor dispersión de la luz^{140, 141}. El metacrilato denominado AFM contiene un tercer reactivo que se desintegra a través de un proceso de fragmentación durante la polimerización, este proceso permite que la matriz de polímeros se reorienten a una posición más relajada que ayuda a aliviar el estrés sin comprometer la resistencia al desgaste. Por otra parte, el UDMA (dimetacrilato de uretano) reduce notablemente la contracción a la vez que sigue creando cadenas poliméricas transversales. Esto permite una mejor y más prolongada reacción de las cadenas poliméricas logrando así un grado de conversión más equitativo entre las superficies superiores e inferiores de este tipo de resina¹²⁴.

Así mismo, el haz de luz de la fuente emisora juega un papel importante en el grado de conversión de los diferentes tipos de resina utilizados en esta investigación, cabe resaltar que cada fotoiniciador se activa en rangos diferentes de potencia de luz, por ejemplo, en el estudio de *Ogunyinka A, et.al*¹⁴¹, se encontró que con fuentes emisoras de luz halógenas no se llega al rango de activación de los iniciadores de Lucerin, sin embargo, manifiesta que una luz LED con un rango de densidad amplio puede alcanzar los diversos niveles de potencia para generar una activación de un mayor número de foto iniciadores lo cual conlleva a un mejor grado de conversión.

Otro aspecto fundamental se encuentra en lograr un grado de conversión más profundo en la capacidad de penetración de la luz a través de la muestra, esto va ligado a los diferentes tamaños de partículas así como los diferentes tipos de rellenos de las resinas compuestas; *Taira M, et.al*¹⁴², en su artículo, analiza la dispersión de la luz que atraviesa los cuerpos de prueba, en donde las resinas más opacas tuvieron grados de conversión más pobres en sus superficies inferiores y las resinas más translúcidas obtuvieron medidas de microdureza más homogéneas en superficies superior e inferior, lo cual coincide con los resultados del presente estudio, dado que los procesos de polimerización de los cuerpos estudiados

continúan polimerizándose aun después del proceso de iniciación con la fuente emisora de luz¹⁴¹.

Los grupos Esmalte, Translúcido y Bulk evidenciaron valores con diferencias no significativas en ninguno de los subgrupos, posiblemente por sus componentes internos “matriz orgánica e inorgánica” al igual que sus fotoiniciadores, lo cual es difícil de determinar ya que las compañías no enseñan los porcentajes de cada componente.

8. CONCLUSIONES

Dentro de las limitaciones de este estudio se concluye que la potencia de la fuente emisora de luz influye en los tiempos estandarizados para cada material, así mismo, que la translucidez y la composición de las resinas juegan un papel importante a la hora de lograr un amplio factor de conversión aún más que el tiempo de exposición de dicho material.

El aumento del tiempo y la disminución de la potencia se traducen a un mejor desempeño de la polimerización.

Por último, el nivel de translucidez de los materiales resinosos influye en la polimerización de las capas más profundas del cuerpo de prueba.

9. RECOMENDACIONES

Se recomiendan estudios clínicos con más muestras clínicas para soportar los resultados.

Se recomienda realizar estudios con diferentes espectros de luz y lámparas de fotocurado para verificar los resultados.

10. BIBLIOGRAFÍA

1. Albers, H. *Odontología Estética. Selección y colocación de Materiales*. Primera edición. Labor. Barcelona. 1988; p. 21-5.
2. Rueggeberg FA, Giannini M, Arrais CAG, Price RBT. Light curing in dentistry and clinical implications: a literature review. *Braz Oral Res*. 2017 Aug; 28 (31): e61 Supl. 1. doi: 10.1590/1807-3107BOR-2017.vol31.0061. PubMed PMID: 28902241
3. Poggio C, Lombardini M, Gaviati S, Chiesa M. Evaluation of Vickers hardness and depth of cure of six composite resins photo-activated with different polymerization modes. *J Conserv Dent*. 2012;15(3):237–241. doi: 10.4103/0972-0707.97946 PMID: PMC3410332
4. Visvanathan A, Ilie N, Hickel R, Kunzelmann KH. The influence of curing times and light curing methods on the polymerization shrinkage stress of a shrinkage-optimized composite with hybrid-type prepolymer fillers. *Dent Mater*. 2007 Jul;23(7):777-84. PMID:16914193: doi:10.1016/j.dental.2006.06.019
5. AlShaafi MM. Factors affecting polymerization of resin-based composites: A literature review. *Saudi Dent J*. 2017;29(2):48–58. doi:10.1016/j.sdentj.2017.01.002
6. Besegato JF, Jussiani EI, Andrello AC, Fernandes RV, Salomão FM, et al. Effect of light-curing protocols on the mechanical behavior of bulk-fill resin composites. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2019 Feb;90:381-387. doi: 10.1016/j.jmbbm.2018.10.026. PMID:30419538
7. Emami N, Sjö Dahl M, Söderholm KJ. How filler properties, filler fraction, sample thickness and light source affect light attenuation in particulate filled resin composites. *Dent Mater* 2005; 21(8):721- 30. DOI:10.1016/j.dental.2005.01.002
8. Baharav H, Abraham D, Cardash HS, Helft M. Effect of exposure time on the depth of polymerization of visible light cured composite resin. *J Oral Rehabil* 1988;15:167–72.
9. Ceballos L, Fuentes MV, Tafalla H, Martínez A, Flores J, Rodríguez J. Curing effectiveness of resin composites at different exposure times using LED and halogen units. *Med. Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2009 Jan 1;14(1):E51-6.

10. Tavares C, Souza A, Sá F, Costa B, Alcântara A, Gama A, et al. Efecto de la unidad de luz y de la profundidad de polimerización sobre la Microdureza de un Composite. *Acta Odontológica Venezolana*; 2012; 50(1). Disponible en: <https://www.actaodontologica.com/ediciones/2012/1/art-4/>
11. Pires JA, Cvitko E, Denehy GE, Swift Jr EJ. Effects of curing tip distance on light intensity and composite resin microhardness. *Quint Int* 1993;24:517–21.
12. Ilie N, Stark K. Curing behaviour of high-viscosity bulk-fill composites. *J. Dent.* 2014 Aug; 42(8): 977–85.
13. Rodríguez G, Douglas R, Pereira S, Natalie A. Evolución y tendencias actuales en resinas compuestas. *Acta Odontológica Venezolana*; 2008; 46:19. Disponible en: https://www.actaodontologica.com/ediciones/2008/3/evolucion_tendencias_resinas_compuestas.asp
14. Ferracane JL, Aday P, Matsumoto H, Marker VA. Relationship between shade and depth of cure for light-activated dental composite resins. *Dent. Mater.* 1986; Apr 2(2):80–4.
15. Guiraldo RD, Consani S, Consani RL, Berger SB, Mendes WB, Sinhoreti MA. Light energy transmission through composite influenced by material shades. *Bull Tokyo Dent Coll.* 2009;50(4): 183–90.
16. Shortall AC. How light source and product shade influence cure depth for a contemporary composite. *J. Oral Rehabil.* 2005 Dec; 32(12) 906– 11.
17. Onose H, Sano H, Kanto H, Ando S, Hasuike T. Selected Curing characteristics of light-activated composite resins. *Dent Mater.* 1985 Apr;1(2):48-54.
18. Staudt CB, Mavropoulos A, Bouillaguet S, Kiliaridis S, Krejci I. Light-curing time reduction with a new high-power halogen lamp. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005 Dec;128(6):749-54.
19. Kopperud HM, Johnsen GF, Lamolle S, Kleven IS, Wellendorf H, Haugen HJ. Effect of short LED lamp exposure on wear resistance, residual monomer and degree of conversion for Filtek Z250 and Tetric EvoCeram composites. *Dent Mater.* 2013 Aug;29(8):824-34. doi: 10.1016/j.dental.2013.04.022. Epub 2013 Jun 10.
20. Rencz A, Hickel R, Ilie N. *Clin Oral Investig.* 2012 Feb;16(1):173-9. doi: 10.1007/s00784-010-0498-3

21. Anusavice KJ, Phillips RW, Shen C, Rawls HR. Phillips' Science of Dental Materials. 12th ed. Elsevier/Saunders; 2013.
22. Imazato S, McCabe JF, Tarumi H, Ehara A, Ebisu S. Degree of conversion of composites measured by DTA and FTIR. *Dent. Mater.* 2001 Mar;17(2):178–83.
23. Peutzfeldt A, Sahafi A, Asmussen E. Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units. *Dent. Mater.* 2000 Sep; 16(5): 330-6.
24. Ruyter IE, Svendsen SA. Remaining methacrylate groups in composite restorative materials. *Acta Odontol Scand.* 1978; 36(2):75–82.
25. AlQahtani MQ, AlShaafi MM, Price RB. Effects of single-peak vs polywave light-emitting diode curing lights on the polymerization of resin cement. *J. Adhes Dent.* 2013 Dec;15(6): 547–51. doi: 10.3290/j.jad.a29634.
26. AlQahtani MQ, Michaud PL, Sullivan B, Labrie D, AlShaafi MM, Price RB. Effect of high irradiance on depth of cure of a conventional and a bulk fill resin-based composite. *Oper Dent.* 2015 Nov-Dec;40(6):662-72. doi: 10.2341/14-244-L.
27. Chang HS, Kim JW. Early hardness and shear bond strength of dual-cure resin cement light cured through resin overlays with different dentin-layer thicknesses. *Oper Dent.* 2014 Jul-Aug;39(4):398-406. doi: 10.2341/13-122-L.
28. Reges RV, Moraes RR, Correr AB, Sinhoreti MA, CorrerSobrinho L, et al. In-depth polymerization of dual-cured resin cement assessed by hardness *J Biomater Appl.* 2008 Jul;23(1):85-96. doi: 10.1177/0885328207086316.
29. Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW, Davis HC. Factors affecting cure at depths within light-activated resin composites. *Am J Dent.* 1993 Apr;6(2):91-5.
30. Subramani K, Priyadharshini S, Sherwood A, Paulraj J, Vignesh V, Ananthi C. In vitro analysis and comparison on depth of cure in newer bulk fill composite resin with conventional micro- and nano-hybrid composite resin using two different light sources quartz-tungsten-halogen and light emitting diode with three varying intensities. *J Int Oral Health.* 2017 Feb; 9(1):12-5.
31. Leonard DL, Charlton DG, Roberts HW, Cohen ME. Polymerization efficiency of LED curing lights. *J Esthet Restor Dent* 2002; 14(5):286-95.

32. Webb LJ, Reynoso GE, Lagravere M. Evaluación de la microdureza superficial de una resina compuesta según fuente de luz, su opacidad y tiempo de exposición. *Rev Estomatol Herediana*. 2009; 19(2):96-102. DOI: <https://doi.org/10.20453/reh.v19i2.1828>
33. Moradas M, Álvarez B. Dinámica de polimerización enfocada a reducir o prevenir el estrés de contracción de las resinas compuestas actuales. Revisión bibliográfica. *Av Odontoestomatol* [Internet]. 2017 Dic [citado 2019 Ago 01];33(6): 261-272. Disponible en: http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0213-12852017000600002&lng=es.
34. Bowen RL. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *J Am Dent Assoc*. 1963 Jan;66:57-64.
35. Kinomoto Y, Torii M, Takeshige F, Ebisu S. Comparison of polymerization contraction stresses between self-and light-curing composites. *J Dent* 1999 Jul; 27(5):383-9.
36. 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 Dec;110(6):471-9.
37. Cramer NB, Stansbury JW, Bowman CN. Recent advances and developments in composite dental restorative materials. *J Dent Res*. 2011 Apr;90(4):402-16. doi: 10.1177/0022034510381263.
38. Carillo C, Monroy AM. Materiales de resinas compuestas y su polimerización Parte I. *Rev Asoci Dental Mex*. 2009;66(4) p.1-3.
39. Paffenbarger GC, Rupp NW. Composite restorative materials in dental practice: a review. *Int Dent J*. 1974 Mar;24(1):1-17.
40. Chain M, Baratieri L. Restauraciones estéticas directas en dientes posteriores. Ed. Artes Médicas. Sao Paulo Brasil; 2001.
41. Anseth KS, Goodnerl MD, Reill MA, Kannurpattil AR, Newman S, Bowmanl C. The influence of comonomer composition on Dimethacrylate resin properties for dental composites. *J Dent Res*. 1996 Aug;75(8):1607-12.

42. Mendez M, Moszner N, Salz U. New development of polymeric dental composites. *Prog Polym Sci.* 2001;26(4):535-76.
43. Hervas A, Martinez MA, Cabanes J, Barjau A, Fos P. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2006;11(2):E215-20.
44. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci* 1997;105(2):97-116.
45. Terry DA. Direct applications of a nanocomposite resin system: part 1--The evolution of contemporary composite materials. *Pract Proced Aesthet Dent* 2004;16(6):417-22.
46. Chain M, Baratieri L. Restauraciones Estéticas con Resina Compuesta en Dientes Posteriores. Sao Paulo, BR.: Artes Médicas Lationamerica; 2001.
47. Geraldi S, Perdigao J, Meyer GR, Ernst CP, Willershausen B. Microleakage of a New Restorative System in Posterior Teeth. *J Dent Res* 2003; 81:1276.
48. Anusavice KJ, Phillips RW. Ciencia de los materiales dentales. 11th ed. Madrid, España: Saunders; 2004.
49. Antonucci JM, Dickens SH, Fowler BO, Xu HHK, McDonough WG. Chemistry of Silanes: interfaces in Dental Polymers and Composites. *J Res Natl Inst Stand Technol.* 2005; 110(5):541-58.
50. Bayne S, Taylor D. Arte y ciencia Operatoria dental. 3ra edición. Madrid: Harcourt Brace; 1999.
51. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Celis JP, Vanherle G. A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. *Dent Mater.* 1992 Sep; 8(5):310-9.
52. Lang B, Jaarda M, Wang R. Filler particle size and composite resin classification systems. *J Oral Rehabil.* 1992 Nov; 19(6):569-84.
53. Wakefield C, Kofford K. Advances in restorative materials. *Dent Clin North Am.* 2001 Jan; 45(1):7-29.

54. Dietschi D, Magne P, Holz, J. Recent trends in esthetic restoration posterior teeth. *Quintessence Int.* 1994 Oct;25(10):659-77.
55. Bayne, C. Our future in restorative dental materials. *J. esthetic Dent.* 2000; 12(4):175-83.
56. Ruyter IE. Polymerization and conversion in composite resins. In: Leinfelde KF, Taylor DF. *Posterior composites. Proceedings of the international symposium on posterior composite resins.* Chapel Hill, NC; 1982.p.255-86.
57. Anusavice KJ. *Phillips' Science of Dental Materials.* 11th Edition. St. Louis: W.B. Saunders; 2003. Chapter 7. p.143-69.
58. Craig RG. *Restorative Dental Materials.* 10th Edition. St. Louis: Mosby Co; 1997. Chapter 10, p. 244-80.
59. Young KC, Main C, Gillespie FC and Stephen KW: Ultraviolet absorption by two ultraviolet activated sealants. *J. Oral Rehabil.* 1978 Jul; 5(3): 207-13.
60. Ruyter IE, Oyased, H. Conversion in different depths of ultraviolet and visible light activated composite materials. *Acta Odontol. Scand.* 01 Jan1982; 40 (3): 179-9.
61. Arimoto A, Nakajima M, Hosaka K, Nishimura K, Ikeda M, Foxton RM et al. Translucency, opalescence and light transmission characteristics of light-cured resin composites. *Dental Materials.*2010 Nov; 26 (11):1090–7.
62. Powers JM. *Restorative dental materials.* 12th ed. St. Louis: Mosby. 2006. p. 35–42.
63. Buchalla W, Attin T, Hilgers RD, Hellwig E. The effect of water storage and light exposure on the color and translucency of a hybrid and a microfilled composite. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 2008 Mar; 87(3):264-70.
64. Brewer JD, Akers CK, Garlapo DA, Sorensen SE. Spectrometric Analysis of the Influence of Metal Substrates on the Color of Metal-Ceramic. *J Dent Res.* 1985 Jan; 64(1):74-77.
65. Yu B, Lee YK. Influence of color parameters of resin composites on their translucency. *Dental Materials.* 2008 Sep; 24(9): 1236–42.

66. Lee YK, Kim SH, John PM. Changes in Translucency of Resin Composites after Storage in Salivary Esterase. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2005; 17(5): 293–302.
67. Masotti AS, Onófrío AB, Conceição EN, Spohr AM. UV-vis spectrophotometric direct transmittance analysis of composite resins. *Dent Mater*. 2007 Jun; 23(6):724-30.
68. Boscarol M. El espacio del color L*a*b* [Internet]. Disponible en: www.gusgsm.com/espacio_color_lab M. Boscarol. Octubre 2007.
69. Buchalla W, Attin T, Hilgers RD, Hellwig E. The effect of water storage and light exposure on the color and translucency of a hybrid and a microfilled composite. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. *J Prosthet Dent*. 2002 Mar;87(3):264-70.
70. Chu Stephen, Devigus Alessandro, Mielezsko Adam. *Fundamentals of color*. New York Ed. Quintessence books. 2004.
71. Ikeda T, Sidhu SK, Omata Y, Fujita M, Sano H. Colour and translucency of opaque shades and body-shades of resin composites. *Eur J Oral Sci*. 2005 Apr; 113(2):170-3.
72. Li Q, Yu H, Wang YN. Spectrophotometric evaluation of the optical influence of core build-up composites on all-ceramic materials. *Dent Mater*. 2009 Feb; 25(2):158-65.
73. Lafuente D. Física del Color y su utilidad en Odontología. *Rev. Cient. Odontol*;4(1), Junio 2008.
74. Vogel K. Tecnología de relleno. Report. Research and development Ivoclar Vivadent AG FL 9494 Schaan/ Liechtenstein. 2007;18.
75. Mandarino F, Porto Angelis CL, Fontana UF, Cândido MSM, Oliveira Júnior OB. Efeito da tonalidade de cor sobre a profundidade de polimerização das resinas compostas fotopolimerizáveis. *Rev Bras Odontol* 1992; 49(5):38-41.
76. Aoyagi Y, Takahashi H, Iwasaki N, Honda E, Kurabayashi T. Radiopacity of experimental composite resins containing radiopaque materials. *Dent Mater J*. 2005; 24(3):315-20.
77. Lienhard O, inventor; Canrad Precision Industries Inc., assignee. *Instrument for transmitting ultra-violet radiation to a limited area*. United States Patent. 3-712-984. 1973.

78. Buonocore MG, Davila J. Restoration of fractured anterior teeth with ultraviolet-light-polymerized bonding materials: a new technique. *J Am Dent Assoc* 1973 Jun; 86(6):1349–54.
79. Tirtha R, Fan PL, Dennison JB, Powers JM. In vitro depth of cure of photo-activated composites. *J Dent Res* 1982 Oct; 61(10):1184–7.
80. Dr. Nairn Wilson. Personal communication. January 2008.
81. Althoff, O, Hartung M. Advances in light curing. *Am J Dent*. 2000 Nov;13(Spec No):77D-81D.
82. Rueggeberg F. Contemporary issues in photocuring. *Compend Contin Educ Dent Suppl* 1999;(25):S4–15.
83. Yearn J. The development of Fotofil. In: International symposium on fotofil dental restorative. London: Franklin Scientific Projects; 1978.
84. Vega J. Fotopolimerización: una visión actual desde el campo dental. *Cient. Dent*; Diciembre 2005;2(3)173-81.
85. Rovira M. Lámparas de fotopolimerización: Estado actual. *Rev Oper Dent Endod*. Citado 27 jun 2015. Disponible en: http://www.infomed.es/rode/index.php?option=com_content&task=view&id=67&Itemid=32
86. Mirabella D, Spena R, Scognamiglio G, Luca L, Gracco A, Siciliani G. LED vs halogen light-curing of adhesive-precoated brackets. *Angle Orthod*. 2008 Sep;78(5):935-40.
87. Cassoni A, Rodrigues JA. Argon laser: a light source alternative for photopolymerization and in-office tooth bleaching. *Gen Dent* 2007 Sep;55(5):416–9.
88. Cipolla A, Inventor. Ion Laser Technology, Salt Lake City, UT., assignee. *Laser system for use in dental procedures*. United States Patent. 5,616,141.1997.
89. Saravia MA. LED: luz Emitida por Diodos para la fotopolimerización de resinas compuestas usadas en Odontología Restauradora. [Internet] *tabla OdontoNoticias*;27 jun 2015. Tabla Disponible en: <http://www.odontonoticias.com/index.asp?id=15&pg=2>

90. Schulz P, inventor. Elektrische Glhlampen m.b.H., Munich, Germany, assignee. *Electric high pressure discharge lamp of high luminous intensity*. United States Patent. 3,218,510. 1965.
91. Mills RW, Jandt KD, Ashworth SH. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *Br Dent. J.* 1999; 186 (8): 388–91.
92. Cramer NB, Stansbury JW, Bowman CN. Recent advances and developments in composite dental restorative materials. *J Dent. Res.* 2011; 90 (4): 402–16.
93. Stansbury JW. Curado de resinas dentales y materiales compuestos por fotopolimerización. *J Esthet Dent.* 2000; 12 (6): 300-8
94. Moszner N, Fischer UK, Ganster B, et al. Benzoyl germanium derivatives as novel visible light photoinitiators for dental materials. *Dent Mater.* 2008;24(7): 901–7
95. Burtscher P. Ivocerin in comparison to camphorquinone. Ivoclar Vivadent Report, N°19; July 2013; p. 11–5.
96. Cevallos L. *El láser en odontología*. En: Toledano M, et al. Editores. *Arte y ciencia de los materiales odontológicos*. Madrid: Ediciones Avances Médico Dentales S.L; 2003; Cap. 32.
97. Ferracane JL, Greener EH. The effect of resin formulation on the degree of conversion and mechanical properties of dental restorative resins. *J Biomed Mater Res.* 1986 Jan;20(1):121-31.
98. Albers HF. Resin Polymerization. In: Albers HF ed. *Tooth-colored restoratives. Principles and techniques*. London: BC Decker In 9 Ed 2002; p.81-110.
99. Eshmawi YT, Al-Zain AO, Eckert GJ, Platt JA. Variation in composite degree of conversion and microflexural strength for different curing lights and surface locations. *J Am Dent Assoc.* 2018 Oct;149(10): 893-902.
100. Schattenberg A, Lichtenberg D, Stender E, Willershausen B, Ernst CP. Minimal exposure time of different LED-curing devices. *Dent. Mater.* 2008; 24(8): 1043–49.
101. Kramer N, Lohbauer U, Garcia F. Light curing of resin-based composites in the LED era. *Am J Dent.* 2008; 21(3): 135-41.

102. Rueggeberg FA, Ergle JW, Mettenburg DJ. Polymerization depths of contemporary light-curing units using microhardness. *J. Esthet. Dent.* 2000; 12(6): 340–49.
103. Sobrinho LC, Goes MF, Consani S, Sinhoreti MA, Knowles JC. Correlation between light intensity and exposure time on the hardness of composite resin. *J. Mater. Sci. - Mater. Med.* 2000; 11(6): 361–64.
104. Wiggins KM, Hartung M, Althoff O, Wastian C, Mitra SB. Curing performance of a new-generation light-emitting diode dental curing unit. *J. Am. Dent. Assoc.* 2004; 135(10): 1471–79.
105. Emami N, Soderholm KJ, 2003. How light irradiance and curing time affect monomer conversion in light-cured resin composites. *Eur. J. Oral Sci.* 2003 Dec; 111(6): 536–42.
106. Hadis M, Leprince JG, Shortall AC, Devaux J, Leloup G, Palin WM. High irradiance curing and anomalies of exposure reciprocity law in resin-based materials. *J. Dent.* 2011; 39(8): 549– 57.
107. Halvorson RH, Erickson RL, Davidson CL. Energy dependent polymerization of resin-based composite. *Dent. Mater.* 2002; 18(6): 463–69
108. Leprince JG, Hadis M, Shortall AC, Ferracane JL, Devaux J, Leloup G, Palin WM. Photoinitiator type and applicability of exposure reciprocity law in filled and unfilled photoactive resins. *Dent. Mater.* 2011; 27(64): 157–64.
109. Price RB, Felix CA, Andreou P. Effects of resin composite composition and irradiation distance on the performance of curing lights. *Biomaterials.* 2004; 25(18): 4465–77.
110. Wydra JW, Cramer NB, Stansbury JW, Bowman CN. The reciprocity law concerning light dose relationships applied to BisGMA/TEGDMA photopolymers: theoretical analysis and experimental characterization. *Dent. Mater.* 2014; 30(6): 605–12.
111. Ilie N. Measuring methods for the characterization of composite restorative materials. *LMU Faculty of Medicine*; 2004. p. 52
112. Sušterčič D, Cevc P, Funduk N, Pinter MM. Determination of curing time in visible-light-cured composite resins of different thickness by electron paramagnetic resonance. *J Mater Sci Mater Med* 1997; 8(10): 507.

113. Feilzer AJ, Dooren LH, de Gee AJ, Davidson CL. Influence of light intensity on polymerization shrinkage and integrity of restoration–cavity interface. *Eur J Oral Sci* 1995; 103(6): 322. *J Adhes Dent* 1999; 1(9): 31.
114. Dennison JB, Yaman P, Seir R, Hamilton JC. Effect of variable light intensity on composite shrinkage. *J Prosthet Dent*. 2000; 84(5): 499–505.
115. Discacciati JAC, Neves AD, Oréface RL, Pimenta FJGS, Sander HH. Effect of light intensity and irradiation time on the polymerization process of a dental composite resin. *Mater Res*. 2004; 7(8): 313.
116. Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL. Quantitative determination of stress reduction by flow in composite restorations. *Dent Mater*. 1990; 6(3):167–71.
117. Yap A, Soh M, Siow K. Post-Gel shrinkage with pulse activation and soft-start polymerization. *Oper Dent*. 2002; 27(1):81-7.
118. Obici AC, Sinhoreti MA, Goes MF, Consani S, Sobrino LC. Effect of the photo-activation on polymerization shrinkage of restorative composites. *Oper Dent*. 2002; 27(2):192-98.
119. Ernst CP, Kúrschner R, Rippin G, Willerhausen B. Stress reduction in resin-based composites cured with a two-step light curing unit. *Am J Dent*. 2000; 13(2): 69–72.
120. Ernst CP, Brand N, Frommator U, Rippin G, Willerhausen B. Reduction of polymerization shrinkage stress and marginal microleakage using soft-start polymerization. *J Esthet Restor Dent*. 2003; 15(2): 93–103.
121. Sahafi A, Peuzfeldt A, Asmussen E. Soft-start polymerization and marginal gap formation in vitro. *Am J Dent*. 2001; 14(3): 145–7.
122. Hofmann N, Siebrecht C, Hugo B, Klaiber B. Influence of curing methods and materials on the marginal seal of Class V composite restorations in vitro. *Oper Dent*. 2003; 28(2): 160–7.
123. Jeong, TS, Kang HS, Kim SK, Kim S, Kim HI, Kwon YH. 2009. The effect of resin shades on microhardness, polymerization shrinkage, and color change of dental composite resins. *Dent. Mater*. 2009; 28(4): 438–45.
124. Filtek Bulk Fill restaurador posterior. Pro-técnica del producto presentar.3M ESPE. Consultada en septiembre de 2017. Disponible en: http://multimedia.3m.com/mws/media/976634O/Filtek-bulk-fill-posterior-restaurador_técnica_referida_a_productos_profile.pdf.

125. Dentsply. Surefil granel SDR relleno fluido. Perfil técnica del producto. Consultada en septiembre de 2017. Disponible en: <http://www.dentaltown.com/Images/Dentaltown/magimages/0216/PPDpg60.pdf>.
126. Zorzin J, Maier E, Harre S, et al. Bulk-fill resin composites: polymerization properties and extended light curing. *Dent Mater.* 2015; 31(3): 293–301.
127. Kelic K, Matic S, Marovic D, et al. Microhardness of bulk-fill composite materials. *Acta Clin Croat.* 2016 Dec; 55(4): 607–14. doi: 10.20471/acc.2016.55.04.11.
128. Par M, Lapas-Barisic M, Gamulin O, et al. Long term degree of conversion of two bulk-fill composites. *Acta Stomatol Croat.* 2016; 50(4): 292–300.
129. Yap AU, Pandya M, Toh WS. Depth of cure of contemporary bulk-fill resin-based composites. *Dent Mater J.* 2016; 35(3): 503–10.
130. Garcia D, Yaman P, Dennison J, Neiva G. Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk fill flowable composite resins. *Oper Dent.* 2014; 39(4): 441–48.
131. Yap UA. Efficacy of polymerization in composite restorers that affirm bulk placement: impact of the depth of the cavity and the exposure time. *Oper Dent.* 2000; 25: 113-20.
132. Lliea N, Hiltonb TJ, Heintzec SD, Hickela R, Wattsdc DC, Silikasf N, Stanburyg JW, Cadenaroi M, Ferracanej JL. Academy of Dental Materials guidance - resin composites: part I. Mech properties. 2017; 33(8): 1-15.
133. Salgado VE, Rego GF, Schneider LF, de Moraes RR, Cavalcante LM. Does translucency influence cure efficiency and color stability of resin-based composites?. *Academy of Dental Materials.* 2018; 34:957-66.
134. Salgado VE, Albuquerque PPAC, Cavalcante LM, Pfeifer C, Moraes RR, Schneider LFJ. Influence of photoinitiator system and nanofiller size on the optical properties and cure efficiency of model composites. *Dental Materials.* 2014;30(10):e264-e271. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.05.019>
135. 3M Filtek Z350 XT Restaurador universal. Disponible en: https://www.3m.com.co/3M/es_CO/dental-la/productos/filtek-z350-xt/
136. Fonseca AS, Labruna Moreira AD, de Albuquerque PP, de Menezes LR, Pfeifer CS, Schneider LF. Effect of monomer type on the CC degree of conversion, water sorption and solubility, and color stability of model dental composites *Dent*

Mater. 2017 Apr;33(4):394-401. doi: 10.1016/j.dental.2017.01.010. Epub 2017 Feb 27.

137. Schneider LF, Cavalcante LM, Pahl SA, Pfeifer CS, Ferracane JL. Curing efficiency of dental resin composites formulated with camphorquinone or trimethylbenzoyl-diphenylphosphine oxide. Dent Mater. 2012. Apr;28(4):392-7.
138. Barszczewska-Rybarek IM. Structure-property relationships in dimethacrylate networks based on Bis-GMA, UDMA and TEGDMA. Dent Mater. 2009 Sep;25(9):1082-9. Ver registro en ScopusGoogle Scholar
139. Morgan DR¹, Kalachandra S, Shobha HK, Gunduz N, Stejskal EO. Analysis of a dimethacrylate copolymer (bis-GMA and TEGDMA) network by DSC and ¹³C solution and solid-state NMR spectroscopy. Biomaterials. 2000 Sep;21(18):1897-903.
140. Park YJ, Chae KH, Rawls HR. Development of a new photoinitiation system for dental light-cure composite resins. 1999. Dent Mater. 15, págs. 120 – 27.
141. Ogonyinka A, Palin WM, Shortall AC, Marquis PM. Photoinitiation chemistry affects light transmission and degree of conversion of curing experimental dental resin composites. Dent Mater. 2007 Jul;23(7):807-13. Epub 2006 Aug 17.
142. Taira M, Urabe H, Hirose T, Wakasa K, Yamaki M.. Analysis of photo-initiators in visible-light-cured dental composite resins. J Dent Res. 1988 Jan;67(1):24-8.