

UNIVERSIDAD CATÓLICA SANTA MARÍA

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA



EFECTO IN VITRO DE LA LÁMPARA DE LUZ HALÓGENA EN LA PROFUNDIDAD DE LA POLIMERIZACIÓN EN RESINAS DE NANORELLENO A₁, A₂, A₃ y A_{3.5}. UCSM. AREQUIPA. 2014

Tesis presentada por la bachiller:

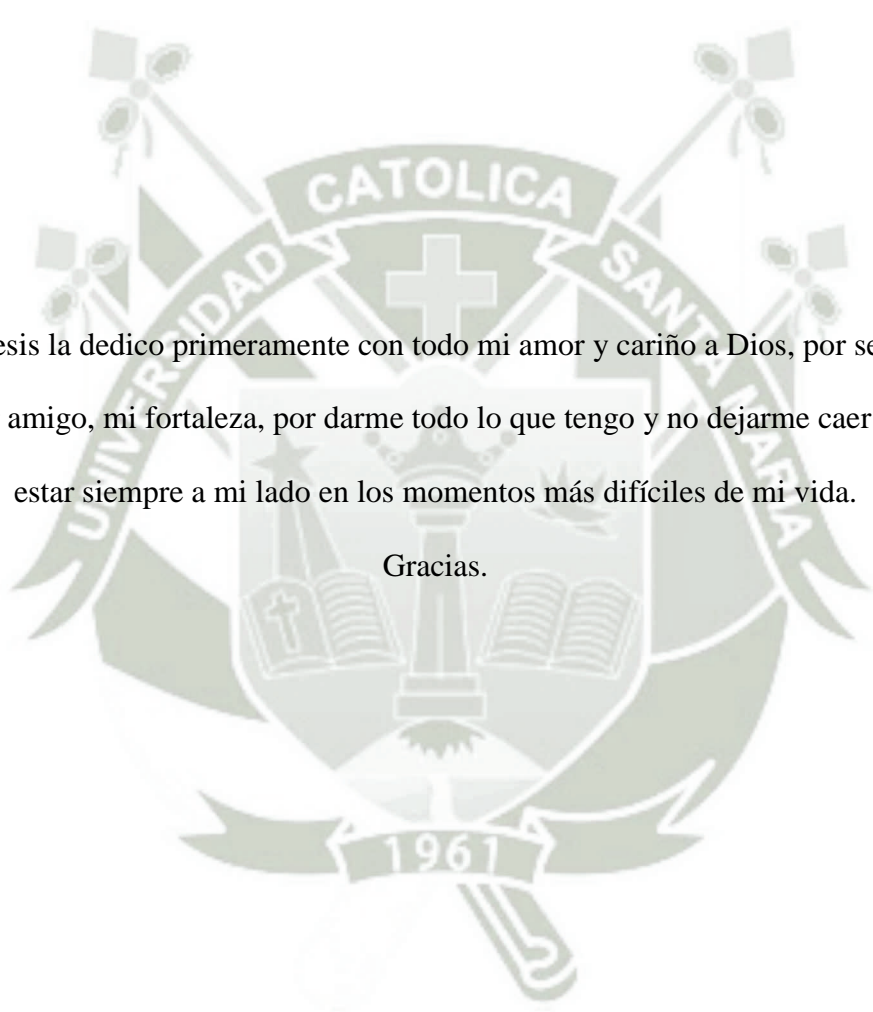
MIRIAM PEGGY ESPINOZA MANCHEGO

Para Optar el Título Profesional de:

CIRUJANO-DENTISTA.

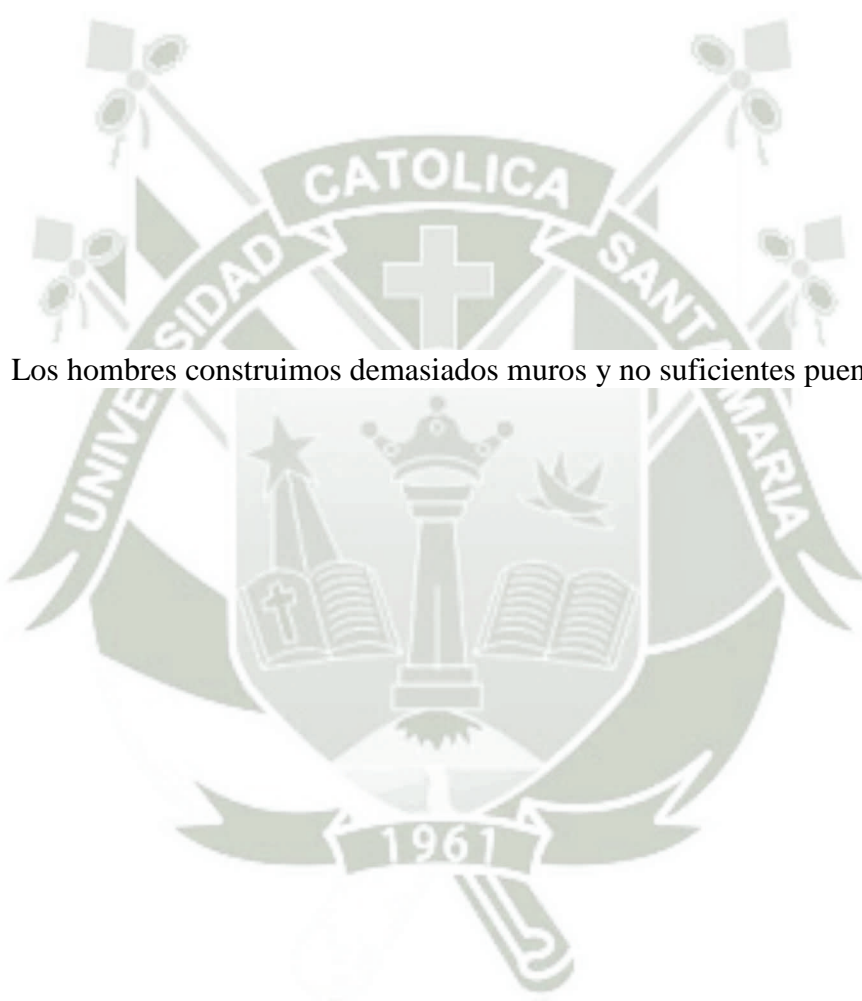
Arequipa - Perú

2014



Mi tesis la dedico primeramente con todo mi amor y cariño a Dios, por ser mi mejor amigo, mi fortaleza, por darme todo lo que tengo y no dejarme caer y por estar siempre a mi lado en los momentos más difíciles de mi vida.

Gracias.



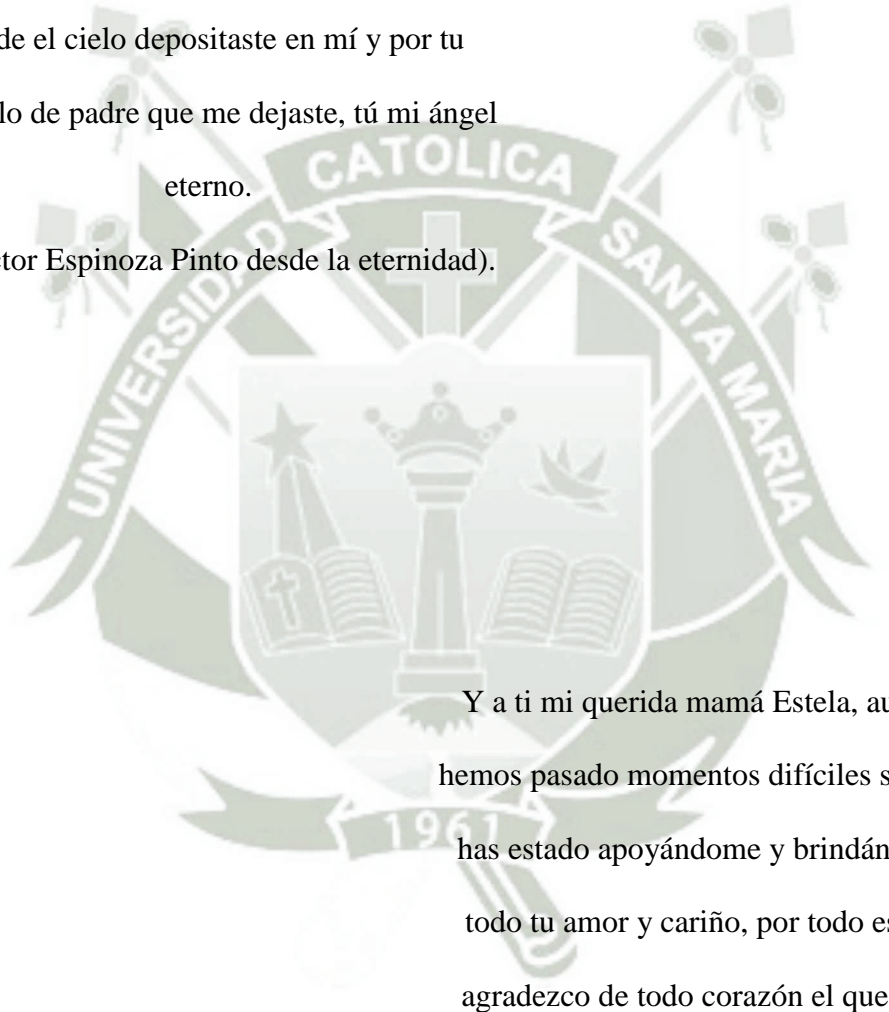
Los hombres construimos demasiados muros y no suficientes puentes.

(Isaac Newton)

AGRADECIMIENTOS Y RECONOCIMIENTOS

A mi querido papá con mucho amor y cariño,
porque siempre estuviste conmigo en todo
momento acompañándome y guiándome por
el buen camino y por tu amor y apoyo que
desde el cielo depositaste en mí y por tu
ejemplo de padre que me dejaste, tú mi ángel
eterno.

(† Víctor Espinoza Pinto desde la eternidad).



Y a ti mi querida mamá Estela, aunque
hemos pasado momentos difíciles siempre
has estado apoyándome y brindándome
todo tu amor y cariño, por todo esto te
agradezco de todo corazón el que estés
conmigo a mi lado y aquí esta lo que me
brindaste, solamente te estoy devolviendo
lo que me diste desde un principio.

ÍNDICE GENERAL

RESUMEN

ABSTRACT

INTRODUCCIÓN

CAPÍTULO I PLANTEAMIENTO TEÓRICO

I. PLANTEAMIENTO TEORICO.....	16
1. PROBLEMA DE INVESTIGACION.....	16
1.1. Determinación del problema.....	16
1.2. Enunciado del problema.....	16
1.3. Descripción del problema.....	17
1.3.1. Área del conocimiento.....	17
1.3.2. Operacionalización de variables.....	17
1.3.3. Interrogantes básicas.....	18
1.3.4. Taxonomía de la investigación.....	19
1.4. Justificación.....	19
1.4.1. Por su relevancia científica.....	19
1.4.2. Por su relevancia contemporánea.....	19
1.4.3. Por su factibilidad.....	20
1.4.4. Por su contribución académica.....	20
2. OBJETIVOS.....	21
3. MARCO TEÓRICO.....	22
3.1. Esquema de conceptos básicos.....	22
3.1.1. Resinas Compuestas.....	22

A. Concepto.....	22
B. Composición.....	23
• Matriz orgánica.....	23
• Matriz inorgánica.....	26
• Agente de unión.....	28
C. Clasificación.....	30
• Resinas convencionales o de macrorelleno.....	30
• Resinas de microrelleno.....	31
• Resinas compuestas rellenas de partículas pequeñas.....	32
• Resinas compuesta híbridas.....	32
• Resinas compuestas microhíbridas.....	33
• Resinas compuestas de nanorelleno.....	34
• Resinas compuestas nanohíbridas.....	36
D. Propiedades de las resinas compuestas.....	37
• Contracción de polimerización.....	37
• Conductividad térmica.....	38
• Expansión térmica.....	38
• Sorción acuosa.....	39
• Radiopacidad.....	40
• Módulo elástico.....	40
• Resistencia a la compresión y tracción.....	41
• Resistencia al desgaste.....	41
• Estabilidad de color.....	42
E. Principios de concordancia cromática estética.....	43

a. Color.....	43
b. Concepto tridimensional.....	44
• Matiz o tono.....	44
• Valor.....	45
• Croma.....	47
• Translucidez.....	48
• Opalescencia.....	49
• Fluorescencia.....	50
3.1.2. Sistema de fotopolimerización.....	52
A. Historia.....	52
B. Lámparas de fotopolimerización.....	53
• Lámparas de arco plasmático.....	53
• Laser.....	55
• Lámparas de luz halógena.....	55
Componentes.....	58
a. Filtro o selector de frecuencia.....	58
b. Conductor de luz.....	59
c. Bulbo.....	59
d. Halogenuro.....	59
e. Filtro.....	60
f. Funcionamiento.....	60
• Led (luz emitida por diodos).....	60
C. Factores que afectan la fotopolimerización.....	63
• Rango de luz visible.....	63

• La intensidad de la luz.....	63
a. Bombilla:	64
b. Filtros ópticos.....	64
c. Puntas o guías de polimerizado.....	64
• Angulación.....	65
• Diámetro de la punta.....	65
D. Profundidad de polimerización.....	66
3.2. ANALISIS DE ANTECEDENTES INVESTIGATIVOS.....	68
4 HIPÓTESIS.....	74
 CAPÍTULO II: PLANTEAMIENTO OPERACIONAL 	
I. PLANTEAMIENTO OPERACIONAL.....	76
1. TÉCNICAS, INSTRUMENTOS Y MATERIALES DE VERIFICACIÓN.....	76
1.1. Técnicas.....	76
1.2. Instrumentos.....	76
2. CAMPO DE VERIFICACIÓN.....	77
2.1. Ubicación espacial.....	77
2.2. Ubicación temporal.....	77
2.3. Unidades de estudio.....	77
2.3.1. Identificación de grupos.....	78
2.3.2. Criterios para evaluar los grupos.....	79
2.3.3. Asignación de unidades de estudio.....	80
2.3.4. Tamaño de los grupos.....	80

3. ESTRATEGIA DE RECOLECCIÓN DE DATOS.....	81
3.1. Organización.....	81
3.2. Recursos.....	82
3.3. Validación del instrumento.....	83
4. ESTRATEGIAS PARA MANEJO DE RESULTADOS.....	83
4.1. A nivel de sistematización.....	83
4.1.1. Clasificación.....	83
4.1.2. Plan de procesamiento.....	83
4.1.3. Plan de codificación.....	83
4.1.4. Plan de recuentos.....	84
4.1.5. Plan de análisis.....	84
5. CRONOGRAMA DE TRABAJO.....	85

CAPÍTULO III: RESULTADOS

RESULTADOS.....	87
CONCLUSIONES.....	97
DISCUSIÓN.....	98
RECOMENDACIONES.....	100
BIBLIOGRAFÍA.....	101
ANEXOS	
Ficha de observación.....	107
Secuencia fotográfica.....	108

RESUMEN

La profundidad de polimerización de los composites es un factor importante a tener en cuenta ya que de ella dependen las propiedades finales del material y por ende de las restauraciones.

Al ser la unidad de fotopolimerizado uno de los factores que incide en la profundidad de polimerización de las resinas compuestas, este estudio in vitro busca determinar las diferencias en la profundidad de polimerización de resinas compuestas de nanorelleno A₁, A₂, A₃ y A_{3.5}.

El estudio es experimental, comparativo. Las unidades de estudio están constituidas por cuatro grupos de 15 muestras de resinas, A₁, A₂, A₃ y A_{3.5} a los cuales se aplicó luz halógena por 40 segundos y luego se midió la profundidad de polimerización. Se compararon los grupos mediante análisis de varianza y análisis Post-Hoc de Tukey, así como prueba T de Student.

Una vez obtenidos los datos según la Norma ISO 4049, estos fueron tabulados y procesados mediante el software para estadística Megastat. Los resultados se organizaron en tablas usando estadística descriptiva, hallando promedios, medianas, máximos y mínimos, además de las pruebas estadísticas Varianza Anova, y Análisis Post-Hoc de Tukey y T de Student para comparar la profundidad de polimerización entre los grupos de resina A₁, A₂, A₃ y A_{3.5}, todos con un nivel de confianza del 95%. Los resultados que hemos obtenido demuestran diferencias en la profundidad de polimerización conseguida con los cuatro grupos utilizados.

Con el fin de determinar en qué grupo de resina se producía la mayor profundidad de polimerización se utilizó el Análisis Post-Hoc de Tukey el mismo que nos indicó contundentemente que el grupo de la resinas A₁ presentaba la mayor profundidad de

polimerización con un promedio de 4.09 mm y con las demás resinas se alcanzaba profundidades paulatinamente menores en el grupo A₂, de 3.94mm, en el grupo A₃ de 3.84mm, y la menor profundidad de polimerización se encontró en el grupo A_{3.5} de 3.74 mm, por lo que se comprueba que los pigmentos que se incorporan a las resinas son impedimento para el paso de luz de la lámpara de fotopolimerización.

Se concluyó que si existe diferencia significativa en la profundidad de polimerización en los cuatro grupos de resina de nanorelleno. Obteniéndose como resultado una mayor profundidad de polimerización con la resina A₁.

PALABRAS CLAVE: Polimerización – Luz Halógena – Resinas.



ABSTRACT

The depth of cure of composites is an important factor to consider and that depend on the final properties of the material and hence restores.

As the light curing unit one of the factors affecting the depth of cure of composite resins, this in vitro study sought to determine the differences in the depth of cure of composite nanofiller A1, A2, A3 and A3.5 resins.

The study is experimental, comparative. Study units are constituted by four groups of 15 samples of resin, A1, A2, A3 and A3.5 to which halogen light was applied for 40 seconds and then the depth of cure was measured. Groups were compared using analysis of variance and post-hoc analysis of Tukey and Student t test.

After obtaining the data according to ISO 4049, these were tabulated and processed using the statistical software Megastat. The results are organized in tables using descriptive statistics, finding averages, medians, maximum and minimum, in addition to statistical tests ANOVA and Post-Hoc Tukey and Student t analysis to compare the depth of cure among groups of resin A1, A2, A3 and A3, 5, all with a confidence level of 95%.

The results we have obtained show differences in depth of cure obtained with the four groups used.

In order to determine which group of the resin further polymerization occurred the Post-Hoc Tukey analysis was used the same as bluntly told us that the group had the highest A1 resin curing depth averaging 4.09 mm and other resins was achieved gradually shallower depths in the A2 group of 3.94mm in 3.84mm A3 group, and the lowest depth of cure was found in the A3.5 group 3.74 mm, so that verifies that the pigments that are incorporated into the resins are impediment to the passage of light

curing light.

It was concluded that if there is significant difference in the depth of cure in the four groups nanofiller resin. Obtaining as a result a greater depth of cure with the resin A1.

KEYWORDS: Polymerization - Halogen light - Resins.



INTRODUCCIÓN

El estudio de la profundidad de polimerización es apenas uno de los muchos test que pueden ser aplicados a las resinas compuestas fotopolimerizables mas es el primer paso para determinar cuál es la intensidad, longitud de onda y tiempo de exposición adecuados para obtener buenos resultados en las restauraciones de resinas compuestas. Para favorecer la durabilidad clínica de estas restauraciones, a largo plazo. El profesional debe entonces ajustar el tiempo de exposición, técnica de polimerización e intensidad de la luz de acuerdo con el tipo de fuente de energía y resina compuesta que va a utilizar.

Los materiales restauradores copan la atención de la mayoría de los profesionales, debido a su constante evolución y, quizás, no se dedica el suficiente esfuerzo a las unidades de fotopolimerización, donde destaca principalmente la intensidad de luz emitida, uno de los factores imprescindibles para una correcta fotopolimerización de las resinas compuesta, que de no ser la óptima o requerida conlleva a ser una de las múltiples causas del fracaso en la restauración dental.

La importancia fundamental de los biomateriales radica en que son indispensables en muchos de los procedimientos terapéuticos que se practican en el campo odontológico, especialmente, los restauradores en los que pretende devolver al paciente sus funciones biológicas y mecánicas.

Hoy en día el auge de la odontología estética es cada vez más requerido por pacientes, que buscan en los tratamientos dentales, una solución a sus problemas de salud dental y estética facial. Es por ello que hay muchos avances y trabajos de investigación sobre los distintos materiales y equipos que se usan en odontología.



CAPÍTULO I

PLANTEAMIENTO TEÓRICO

1. PROBLEMA DE INVESTIGACION

1.1. DETERMINACION DEL PROBLEMA

Hoy en día es indispensable que los profesionales de odontología estén a la vanguardia en cuanto al conocimiento de los materiales que se utilizan en el quehacer cotidiano de esta profesión, pero aún más importante es identificar las propiedades, entender su manipulación y sobre todo, aplicar estos conocimientos al momento de utilizarlos en un paciente.

El gran desarrollo tecnológico en odontología está relacionado con la fotoactivación de estos materiales y la mejora de las lámparas de polimerización, debido a que las características de estos materiales son mejores cuanto más se polimerizan.

Es necesario el perfeccionamiento de técnicas y un estudio sistemático de los nuevos conocimientos para la perfecta integración, sin dudarlos los composites y las lámparas de fotopolimerización han marcado un verdadero hito en el campo de la odontología.

1.2. ENUNCIADO DEL PROBLEMA

“Efecto in vitro de la lámpara de luz halógena en la profundidad de la polimerización en resinas de nanorelleno A₁, A₂, A₃ y A_{3.5}. UCSM. Arequipa 2014”.

1.3. DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA:

a) Área del conocimiento

Área general : Ciencias de la Salud
 Área específica : Odontología
 Especialidad : Cariología - Materiales Dentales
 Línea : Polimerización de Resinas

b) OPERACIONALIZACIÓN DE VARIABLES

VARIABLES	INDICADORES	SUB-INDICADORES
<p><u>Variable Estimulo</u> Lámpara de luz halógena</p>	<p>Periodo de aplicación 40 segundos</p>	
<p><u>Variable Respuesta</u> Profundidad de polimerización</p>	<p>Profundidad en milímetros</p>	<p>1-2 milímetros 2-3 milímetros 3-4 milímetros 4-5 milímetros</p>

c) Interrogantes Básicas

1. ¿Cuál es el efecto de la lámpara de luz halógena en la profundidad de la polimerización de resinas de nanorelleno A₁?
2. ¿Cuál es el efecto de la lámpara de luz halógena en la profundidad de la polimerización de resinas de nanorelleno A₂?
3. ¿Cuál es el efecto de la lámpara de luz halógena en la profundidad de la polimerización de resinas de nanorelleno A₃?
4. ¿Cuál es el efecto de la lámpara de luz halógena en la profundidad de la polimerización de resinas de nanorelleno A_{3.5}?
5. ¿Cuál es la diferencia en la profundidad de polimerización en las resinas de nanorelleno A₁, A₂, A₃ y A_{3.5} empleando la lámpara de luz halógena?

d) Taxonomía de la investigación

ABORDAJE	TIPO DE ESTUDIO					DISEÑO	NIVEL
	Por la técnica de recolección	Por el tipo de dato	Nro. de medición de la variable	Nro. de muestras	Por el ámbito de recolección		
Cuantitativo	Experimental	Prospectivo	Transversal	Comparativo	Laboratorial	Pre-experimental	Explicativo

1.4. JUSTIFICACIÓN DEL PROBLEMA

El presente estudio está dirigido a la evaluación in Vitro de la profundidad de la polimerización en las resinas de nanorelleno con fotoactivación de lámpara de luz halógena, por lo que se justifica por las siguientes razones:

1.4.1. Por su relevancia científica

Porque a través de un estudio in Vitro permite establecer el efecto de la lámpara de luz halógena en la profundidad de polimerización en resinas de nanorelleno.

1.4.2. Por su relevancia contemporánea

Porque pretende obtener datos reales sobre la profundidad de polimerización de la lámpara de luz halógena, dándonos una visión más detallada de los sistemas de fotopolimerización y su influencia en resinas de diversos colores.

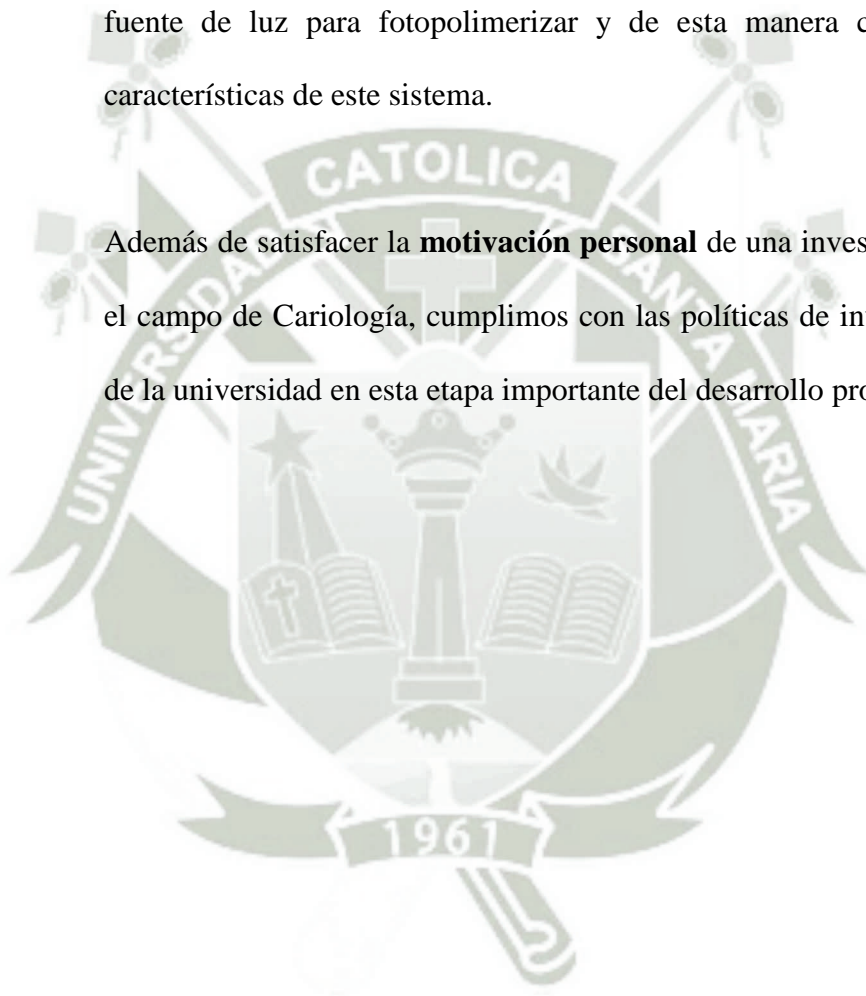
1.4.3. Por su factibilidad

Porque cuenta con literatura especializada, recursos, materiales, conocimientos metodológicos y artículos de Internet y otros.

1.4.4. Por su contribución académica

Porque pretende fomentar el conocimiento de la intensidad de esta fuente de luz para fotopolimerizar y de esta manera conocer las características de este sistema.

Además de satisfacer la **motivación personal** de una investigación en el campo de Cariología, cumplimos con las políticas de investigación de la universidad en esta etapa importante del desarrollo profesional.



2. OBJETIVOS

- 1) Determinar el efecto de la lámpara de luz halógena en la profundidad de la polimerización de resinas de nanorelleno A₁.
- 2) Determinar el efecto de la lámpara de luz halógena en la profundidad de la polimerización de resinas de nanorelleno A₂.
- 3) Determinar el efecto de la lámpara de luz halógena en la profundidad de la polimerización de resinas de nanorelleno A₃.
- 4) Determinar el efecto de la lámpara de luz halógena en la profundidad de la polimerización de resinas de nanorelleno A_{3.5}.
- 5) Comparar la profundidad de polimerización en las resinas de nanorelleno A₁, A₂, A₃ y A_{3.5} empleando la lámpara de luz halógena.

3. MARCO TEÓRICO

3.1. CONCEPTOS BASICOS

3.1.1. RESINAS COMPUESTAS

A. CONCEPTO

Las resinas acrílicas fueron los primeros materiales restauradores poliméricos utilizados en odontología, ellas alcanzaron relativo éxito entre las décadas del 40 e inicio de los 50, pero características como su baja resistencia al desgaste, su alto coeficiente de expansión térmica y la alta contracción de polimerización llevaron a los fabricantes a introducir partículas inorgánicas en el interior del material para superar estas deficiencias.

A finales de los años 50 Ray Bowen realizó investigaciones donde resinas epoxicas eran reforzadas con partículas de carga, pero este material presentaba una polimerización muy lenta y una tendencia a la decoloración, entre otras desventajas. El trabajo de Bowen alcanzó su mejor resultado cuando la molécula Bis-GMA (bisfenil glicidil metacrilato) se desarrolló a través de la combinación de las ventajas de las resinas epoxicas y de los acrilatos. El surgimiento del Bis-GMA transformo el campo de las restauraciones en dientes anteriores, sustituyendo rápidamente los silicatos y las resinas acrílicas.

El profesor Dr. Ricardo Luis Machi, define a las resinas compuestas como materiales bifásicos donde sus componentes están representados

por una matriz orgánica polimerizable (que determina su endurecimiento) y un relleno cerámico que otorga las características mecánicas y ópticas necesarias para poder restaurar piezas dentarias que hayan perdido tejido por diversos motivos, como caries, traumatismos, abrasiones, abfracciones, etc. o bien para mejorar su aspecto o corregir defectos de forma y/o posición.

B. COMPOSICION

Las propiedades físicas, mecánicas, estéticas y el comportamiento clínico dependen de la estructura del material. Básicamente, los composites dentales están compuestos por tres materiales químicamente diferentes; la matriz orgánica o fase orgánica; la matriz inorgánica, material de relleno o fase dispersa; y un órgano-silano o agente de unión entre la resina orgánica y el relleno cuya molécula posee grupos silánicos en un extremo (unión iónica con SiO_2), y grupos metacrilatos en el otro extremo (unión covalente con la resina)¹.

• MATRIZ ORGANICA

La matriz orgánica está constituida originalmente por un monómero de dimetacrilato aromático, también denominado BIS-GMA. Éste es sintetizado por la reacción entre un bisfenol A y un metacrilato glicídico. En la actualidad puede ser reemplazado por el dimetacrilato de uretano, el cual posee un índice de refracción de la

¹ GOLDSTEIN RE. "Sistemas adhesivos de los composites". Pág. 289-352.

luz más parecido al diente que el BIS-GMA.

La molécula de BIS-GMA posee un alto peso molecular lo cual es una característica limitante, ya que aumenta su viscosidad, pegajosidad y conlleva a una reología indeseable que comprometen las características de manipulación. Además, en condiciones comunes de polimerización, el grado de conversión del Bis-GMA es bajo. Para superar estas deficiencias, se añaden monómeros de baja viscosidad tales como el TEGDMA (trietilenglicol dimetacrilato). Actualmente el sistema Bis-GMA/TEGDMA es uno de los más usados en las resinas compuestas

En general este sistema muestra resultados clínicos relativamente satisfactorios, pero aún hay propiedades que necesitan mejorarse, como la resistencia a la abrasión².

Por otro lado, la molécula de Bis-GMA, tiene dos grupos hidroxilos los cuales promueven la sorción de agua. Un exceso de sorción acuosa en la resina tiene efectos negativos en sus propiedades y promueve una posible degradación hidrolítica³. Actualmente, monómeros menos viscosos como el Bis-EMA6 (Bisfenol A Polietileno glicol dieter dimetacrilato), han sido incorporados en algunas resinas, lo que causa una reducción de TEGDMA. El Bis-EMA6 posee mayor peso molecular y tiene menos uniones dobles por unidades de peso, en

² STURDEVANT CM. "Operatoria dental". Pág. 253-265

³ SARRETT D. "Clinical Challenges and the relevance of materials testing for posterior composites restorations". Pág 21

consecuencia produce una reducción de la contracción de polimerización, confiere una matriz más estable y también mayor hidrofobicidad, lo que disminuye su sensibilidad y alteración por la humedad. Otro monómero ampliamente utilizado, acompañado o no de Bis-GMA, es el UDMA (dimetacrilato de uretano), su ventaja es que posee menos viscosidad y mayor flexibilidad, lo que mejora la resistencia de la resina. Las resinas compuestas basadas en UDMA pueden polimerizar más que las basadas en Bis-GMA⁴. Sin embargo, Soderholm y colaboradores indicaron que la profundidad de curado era menor en ciertas resinas compuestas basadas en UDMA debido a una diferencia en el índice de refracción de luz entre el monómero y el relleno.

La matriz orgánica también está constituida por un sistema iniciador de la polimerización, que en las resinas compuestas fotopolimerizables es una alfa-dicetona (canforoquinona), usada en combinación con un agente reductor que es una amina alifática terciaria (4-n,n-dimetilaminofetil alcohol, DMAFE), y en las quimiopolimerizables es un per-compuesto, el peróxido de benzoilo usado en combinación con una amina terciaria aromática (n,n-dihidroxi-etil-p-toluidina); un sistema acelerador que actúa sobre el iniciador y permite la polimerización en un intervalo clínicamente aceptable DMAEM (dimetilamino etilmetacrilato), el EDMAB (etil-4-

⁴ FERRACANE J, CONDON J, SUH B. "Effect of filler on degree of conversion of resins". Pág. 598

demetilaminobenzoato) o el CEMA (N,N-cianoetil-metilanilina); un sistema de estabilizadores o inhibidores, como el éter monometílico de hidroquinona, para maximizar la durabilidad del producto durante el almacenamiento antes de la polimerización y su estabilidad química tras la misma.

- **MATRIZ INORGANICA**

La fase dispersa o de partículas de relleno puede estar constituida principalmente por: cuarzo, sílice, vidrio de borosilicato, silicatos de litio y fluoruro de bario. El objetivo de la incorporación de este relleno inorgánico era lograr disminuir la cantidad de monómero por unidad de volumen y así disminuir la contracción de polimerización. A su vez, el relleno inorgánico aumentaba la resistencia mecánica del material⁵.

Existen una gran variedad de partículas de relleno, destacando de forma mayoritaria el dióxido de silicio (SiO₂) incorporadas a la resina como cuarzo cristalino o como sílice pirogénico, según sea su mecanismo de fabricación⁶.

Las partículas de relleno más utilizadas son las de cuarzo o vidrio de bario y son obtenidas de diferentes tamaños a través de diferentes procesos de fabricación (pulverización, trituración, molido). Las

⁵ STURDEVANT C.M. "Operatoria dental". Pág. 253-265

⁶ GARCIA BARBERO, Javier. "Patología y Terapéutica Dental". Pág. 425

partículas de cuarzo son dos veces más duras y menos susceptible a la erosión que el vidrio, además de que proporcionan mejor adhesión con los agentes de conexión (Silano). También son utilizadas partículas de sílice de un tamaño aproximado de $0,04 \mu\text{m}$ (micropartículas), las cuales son obtenidas a través de procesos pirolíticos (quema) o de precipitación (sílica coloidal)⁷.

Muchos composites reemplazan parcialmente el cuarzo (radiolúcido) por partículas de metales pesados, como el bario, estroncio, zinc, aluminio o zirconio, que son radiopacos. Pero los metales pesados también tienen el inconveniente de ser más solubles y blandos que el cuarzo.

La tendencia actual es la disminución del tamaño de las partículas, haciendo que la distribución sea lo más cercana posible, en torno a $0.05 \mu\text{m}$. Es importante resaltar que cuanto mayor sea la incorporación de relleno a la matriz, mejor serían las propiedades de la resina, ya que, produce menor contracción de polimerización y en consecuencia menor filtración marginal.

Sin embargo, tan importante como la contracción de polimerización, es la tensión o el estrés de contracción de polimerización, o sea, la relación entre la contracción de la resina, su módulo de elasticidad

⁷ BARATIERI, Luis Narciso. CHAIN, Marcelo C. “restauraciones estéticas con resinas compuestas en dientes anteriores”

(rigidez) y la cantidad de paredes o superficies dentarias a unir (Factor C). Con esto, las resinas con altísima incorporación de relleno acaban contrayendo menos, pero causando mayor estrés de contracción lo que conlleva a mayor filtración, por ser demasiado rígidas.

En la actualidad se buscan materiales como el metafosfato de calcio, que tengan una dureza menor que los vidrios de modo que sean menos abrasivos con el diente antagonista.

- **AGENTE DE UNION**

La matriz de resina y las partículas de relleno tienen una estructura química diferente y no existe entre ellas ningún tipo de unión química. Son necesarios unos agentes que faciliten este acoplamiento, pues la unión micromecánica que puede existir entre la resina y las partículas de relleno no es suficientemente fuerte para mantener unidas ambas bases.

Durante el desarrollo inicial de las resinas compuestas, Bowen demostró que las propiedades óptimas del material, dependían de la formación de una unión fuerte entre el relleno inorgánico y la matriz orgánica. La unión de estas dos fases se logra recubriendo las partículas de relleno con un agente de acoplamiento que tiene características tanto de relleno como de matriz.

El agente responsable de esta unión es una molécula bifuncional que tiene grupos silanos (Si-OH) en un extremo y grupos metacrilatos (C=C) en el otro. Debido a que la mayoría de las resinas compuestas disponibles comercialmente tienen relleno basado en sílice, el agente de acoplamiento más utilizado es el silano.

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

Asimismo, el silano mejora las propiedades físicas y mecánicas de la resina compuesta, pues establece una transferencia de tensiones de la fase que se deforma fácilmente (matriz resinosa), para la fase más rígida (partículas de relleno). Además, estos agentes de acoplamiento previenen la penetración de agua en la interfase BisGMA / Partículas de relleno, promoviendo una estabilidad hidrolítica en el interior de la resina⁸.

http://www.uaeh.edu.mx/nuestro_alumnado/icsa/articulos/biomedicas/carlos_cuevas/2009.

C. CLASIFICACIÓN

Se han propuesto diferentes clasificaciones para los composites pero la descrita por Lutz y Phillips (1983), basada en el tamaño y la distribución de las partículas de relleno y en base a este sistema la clasificaremos en:

- **RESINAS CONVENCIONALES O DE MACRORELLENO**

Son así denominadas debido al tamaño de las partículas, que varían de 15 a 100 μm . Las partículas de carga más frecuentemente utilizadas son cuarzo inorgánico o cristal de estroncio o bario, que a pesar de variar de tamaño de 5 a 12 μm , pueden presentarse esporádicamente con tamaños de hasta 100 μm . El cuarzo que era muy utilizado en los primeros composites, fue lentamente sustituido pues, aunque de excelente estética y durabilidad, carece de radiopacidad, siendo menor que la dentina, además de ser muy duro, desgastando la dentición natural antagonista.

La radiopacidad es una exigencia actual y puede ser alcanzada con vidrios radiopacos como el vidrio de estroncio y el vidrio de bario. La carga de relleno generalmente era de 70 a 80% en peso o de 60 a 65 % en volumen.

Las partículas de relleno expuestas eran grandes y estaban rodeadas de cantidades apreciables de la matriz de resina. Presentaban rugosidad en la superficie como resultado de la abrasión selectiva de

la matriz alrededor de las partículas de relleno. El pulido dejaba rugosidades en la superficie, dado el diferente patrón de desgaste que tenían la matriz y el relleno, generando además que gruesas partículas de relleno quedaran expuestas haciendo la superficie extremadamente rugosa. Estas restauraciones tendían a pigmentarse, en parte por la susceptibilidad de la textura rugosa de la superficie a retener sustancias que generaban manchas.

- **RESINAS DE MICRORELLENO**

Surgieron en consecuencia de las desventajas de las resinas compuestas de macrorelleno, se desarrolló un tipo de material que tiene partículas de sílice coloidal como relleno inorgánico. El tamaño promedio de las partículas de relleno oscila entre 0,02 y 0,04 μm de 200 a 300 veces más pequeñas que el promedio de partículas de cuarzo de los compuestos convencionales. El contenido final del relleno inorgánico es alrededor del 50% en peso y alrededor de 30% en volumen. Por ello sus propiedades mecánicas y físicas son inferiores a la de los composites convencionales porque casi un 70% en volumen del material de restauración corresponde a resina matriz, y a mayor cantidad de resina comparada con la cantidad de relleno da lugar a mayor sorción de agua, a menor resistencia mecánica, a mayor coeficiente de expansión térmica y a disminución del módulo de elasticidad.

- **RESINAS COMPUESTAS RELLENAS DE PARTICULAS PEQUEÑAS**

Se desarrollaron en un intento por mejorar las características de las resinas compuestas de macrorelleno y emular a las de microrelleno. El tamaño promedio de los rellenos es de 1 a 8 μm , pero la distribución del tamaño es muy amplia, lo que facilita una elevada carga de relleno, los composites con pequeñas partículas generalmente contienen más relleno inorgánico que los composites convencionales, el contenido final del relleno inorgánico es alrededor 80% en peso y 60% a 65% en volumen. Algunos composites rellenos de partículas pequeñas usan partículas de cuarzo como relleno, pero muchos incorporan cristales que contienen metales pesados. La resina de la matriz de estos materiales es semejante a la de los composites convencionales y de microrelleno.

El tamaño de las partículas de relleno de estas resinas hace posible que se obtengan superficies lisa y puedan ser aplicadas en dientes anteriores, pero no son tan buenas como las resinas de microrelleno o las resinas compuestas híbridas, por lo que dejaron de utilizarse.

- **RESINAS COMPUESTA HIBRIDAS**

Se desarrollaron en un esfuerzo por obtener la superficie pulida, lisa de las resinas de microrelleno y la resistencia mecánica de las resinas compuestas de macrorelleno. Los rellenos híbridos consisten en

sílice coloidal y partículas pequeñas de cristales que contienen metales pesados, constituyendo un contenido de relleno de aproximadamente 75 a 80 % en peso.

Las partículas de relleno tienen un tamaño que oscila entre 0.04 y 5 μ m. en una distribución típica 75% de las partículas tienen un tamaño superior a 1,0 μ m. El sílice coloidal representa 10 a 20% en peso del contenido total de relleno. Las partículas de relleno menores, así como la mayor cantidad de microrelleno, hace que aumente la superficie de contacto, por lo que el contenido total de relleno no es tan alto como el de los composites de partículas pequeñas. Las propiedades físicas y mecánicas de estos sistemas generalmente se encuentran entre las de composite convencionales y compuestos rellenos de partículas pequeñas.

- **RESINAS COMPUESTAS MICROHIBRIDAS**

Estas resinas compuestas son una mejora de las resinas compuestas híbridas ya que combinan las características físicas de una resina compuesta híbrida y las características estéticas de las resinas compuestas de microrelleno.

El relleno inorgánico de estas resinas está compuesto por partículas cuyo tamaño de grano oscila, entre 0,04 y 3 μ m. El tamaño promedio de las partículas de relleno oscila entre 0,4 y 0,9 μ m dependiendo de

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

- **RESINAS COMPUESTAS DE NANORRELLENO**

Las partículas de relleno que se emplean en los composites de nanorelleno poseen entre 20 y 75 nm; formas esféricas y una dispersión de tamaño muy baja, y se obtienen a través de un proceso de sílice coloidal. La carga de relleno es aproximadamente de 75 a 85% en peso y 60% en volumen. La matriz orgánica de los composites de nanorelleno está constituida por dimetacrilatos como Bis GMA, UDMA y TEGMA. El sistema fotoiniciador está constituido por canforoquinona. Las partículas de relleno están constituidas de vidrio de estroncio silanizado, vidrio de bario silanizado y ácido silícico amorfo hidrofobizado.

El tamaño de las partículas de relleno no es nuevo dentro de la tecnología de los materiales dentales aunque si es novedoso el tratamiento superficial con silanos que las integran a la matriz orgánica del composite y que evitan que se aglomeren. Ese fue justamente el problema con estas diminutas partículas, que tienden a aglomerarse (formar partículas más grande) y al hacerlo no se

comportan como nanopartículas y no pueden ser aprovechadas sus ventajas. Al ser partículas tan pequeñas y numerosas, constituyen superficies muy extensas y poseen elevada energía superficial.

Por ser tan reducidas en tamaño, no reflejan la luz. Se sabe que un cuerpo reflejara la luz (tendrá color y opacidad) cuando tenga un tamaño mínimo similar a la mitad de la longitud de onda menor del espectro de la luz visible (que es 400nm), o sea que ese cuerpo deberá tener más de 200nm para reflejar la luz.

Las partículas son de tamaños menores por lo que las ondas de luz no rebotan entre ellas. Se comportan como transparentes, la luz las atraviesa sin reflejarse en ellas. Por esta razón es que se las puede incorporar en la composición de los composites sin modificar la opacidad/translucidez de los mismos. Otro aspecto a considerar es que las nanopartículas generara un líquido viscoso y transparente.

Cuanto más nanopartículas se incorporen más líquido será ese material. Por estas características de ser transparentes y comportarse como líquidos los invalidan como material de relleno único. Deben acompañarse de partículas más grandes, de tamaño promedio de 0,7 micrones. Estas partículas actuaran como soporte para las nanométricas y otorgan viscosidad al material, regulan la consistencia, dan el color, la opacidad y dan la radiopacidad.

Los objetivos que se persiguen al incorporar la nanopartículas son mejorar las propiedades mecánicas y estéticas, como resistencia a la abrasión, mejorar la lisura superficial y permitir mejor pulido, al incorporar más componente cerámico disminuye la cantidad de resina en la fórmula del composite y con ello disminuye la contracción de polimerización volumétrica (CPV).

- **RESINAS COMPUESTAS NANOHIBRIDAS**

Este tipo de resinas compuestas ha generado mucha confusión al tratar de clasificarlas y describir sus características clínicas.

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

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

Así que, estos tipos de resinas ciertamente poseen partículas nanométricas en su composición inorgánica que oscila entre 20 a 60nm, pero a diferencia de las de nanorelleno no poseen un nanoclúster que esté formado por nanopartículas a manera de un racimo, en reemplazo de este tienen un microrelleno promedio de 0.7 micrones. Estas partículas actuarán como soporte para las

nanométricas y otorgan viscosidad al material, regulan la consistencia, dan el color y la radiopacidad.

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

D. PROPIEDADES DE LAS RESINAS COMPUESTAS

- **CONTRACCION DE POLIMERIZACIÓN**

Al polimerizar la matriz de resina, sus polímeros organizados necesitan menos espacio de lo que necesitaban los monómeros desorganizados que la constituían antes de ser polimerizados. Por ello el composite disminuye en volumen⁹.

La contracción es directamente proporcional a la cantidad de matriz orgánica. Se ha podido demostrar que, a pesar del grabado ácido del esmalte y el empleo de adhesivos, las tensiones generadas por esta contracción pueden superar la fuerza de adhesión de los composites a la estructura dental, lo que puede dar lugar a las filtraciones marginales.

⁹ Influencia de la fotopolimerización sobre la contracción de polimerización-

Se han propuesto dos métodos para suprimir o limitar los efectos de la contracción de polimerización. Uno de ellos consiste en aplicar y polimerizar el composite por capas (técnica incremental), reduciendo de este modo la contracción efectiva. El segundo consiste en preparar una incrustación de composite y seguidamente cementar dicha incrustación en el diente con una fina capa de cemento de composite de baja viscosidad.

- **CONDUCTIVIDAD TERMICA**

Los valores de conductividad térmica son bajos para los composites en general, ya que la matriz orgánica es un buen aislante térmico.

Tiene valores de conductividad térmico mucho menor que las restauraciones metálicas y muy parecidos a los del esmalte y la dentina. Por consiguiente, los composites proporcionan un buen aislante térmico para la pulpa y dentina.

- **EXPANSIÓN TERMICA**

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

Al aumentar la cantidad de matriz orgánica aumenta igualmente el coeficiente de expansión térmica, ya que el polímero tiene un coeficiente mayor que el relleno.

Debido a ello, entre los diferentes tipos de resinas compuestas, aquellas de microrelleno tienen los máximos valores de expansión térmica y por consiguiente las restauraciones con este tipo de composites experimentarán una mayor variación dimensional con las fluctuaciones de la temperatura oral. Sin embargo, un composite híbrido con un 30% de volumen en microrelleno experimenta la mitad de la expansión térmica que un composite que tiene exclusivamente microrelleno.

Las resinas compuestas tienen un coeficiente de expansión térmica unas tres veces mayor que la estructura dental, lo cual es significativo, ya que las restauraciones pueden estar sometidas a temperaturas que van desde los 0°C hasta los 60°C¹⁰.

- **SORCIÓN ACUOSA**

La entrada de agua en la masa del composite compensa en cierta medida la contracción, haciendo que el material se expanda (expansión higroscópica), pero este tipo de compensación de la contracción no es deseable porque el agua se comporta como un

¹⁰ http://www.uaeh.edu.mx/nuestro_alumnado/icsa/articulos/biomedicas/carlos_cuevas/2009.pdf

material plástico, induce a la corrosión e hidroliza la unión matriz-relleno.

La absorción acuosa y por tanto, la expansión higroscópica también disminuyen a medida que aumenta el porcentaje de partículas inorgánicas.

- **RADIOPACIDAD**

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

- **MODULO ELASTICO**

El modulo elástico o rigidez de los composites depende fundamentalmente de la cantidad de relleno y aumenta exponencialmente con la fracción volumétrica del mismo. La rigidez tiene una gran importancia en aquellas aplicaciones que soportan fuerza de mordida muy intensas y en las que es fundamental una gran resistencia al desgaste. En cambio, los composite con un módulo elástico elevado pueden ser incapaces de adaptarse a algunos cambios que producen las fuerzas de flexión sobre la forma de los

dientes. Esta situación podría dar lugar a que la restauración sea desprendida del esmalte o la dentina¹¹.

- **RESISTENCIA A LA COMPRESION Y TRACCION**

La resistencia suele aumentar de forma lineal con el porcentaje volumétrico de relleno. Con un mismo porcentaje de relleno inorgánico, al disminuir el tamaño de las partículas aumenta la resistencia. No obstante las partículas de los composites de microrelleno incrementan la viscosidad de los materiales razón por la cual solo se pueden utilizar cantidades limitadas de relleno, por lo que su resistencia a la compresión es menor¹².

- **RESISTENCIA AL DESGASTE**

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

Esto no tiene un efecto perjudicial inmediato, pero lleva a la pérdida de la forma anatómica de las restauraciones, al mismo tiempo que disminuye su duración.

Esta propiedad depende principalmente de las características físicas del relleno, así como de la localización de la restauración en la

¹¹ STUDERVANT J., HEYMAN H., ROBERSON T. Ob. C. Pág. 261

¹² CRAIG R., O, BRIEN W., PORWERS J., Ob. C. Pág. 56

arcada dental y las relaciones de contacto oclusales. Cuanto mayor sea el porcentaje de relleno, menor el tamaño y mayor la dureza de sus partículas, la resina será más resistente a la abrasión. Esto se debe a que el módulo elástico de la resina matriz es menor que el de las partículas de relleno, por lo tanto estas son más resistentes al desgaste y comprimen a las moléculas de la matriz en los momentos de presión. Éste fenómeno causa el desprendimiento de las partículas de relleno, exponiendo la matriz y provocando su desgaste.

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

- **ESTABILIDAD DE COLOR**

Es una cualidad imprescindible para un buen resultado estético de los materiales de obturación. Se pueden ver afectada por causas intrínsecas, debidas fundamentalmente a los componentes que intervienen en la polimerización, como los aceleradores y iniciadores. Su consumo incompleto durante la polimerización puede dar lugar a reacciones de oxidación y cambiar su color con el paso del tiempo.

También pueden alterar el color inicial causas extrínsecas como mal pulido o el reblandecimiento de la matriz por degradación química, o por absorción acuosa¹³.

E. PRINCIPIOS DE CONCORDANCIA CROMATICA ESTETICA

Las mejoras introducidas en el proceso de fabricación de las resinas compuestas sugeridas en la década de 1960 hacia la comprensión del comportamiento clínico de las mismas transformaron la resina compuesta en un material estético y confiable, todavía más si a ella asociamos colorantes para conseguir restauraciones más agradables cercanas a las forma y color de los dientes naturales, siendo que para obtener este éxito tenemos que asociar el poder de la observación y talento natural a la disciplina tecnológica en el conocimiento científico. De una forma sumariada, podemos decir que la fascinación por la odontología restauradora estética está centrada básicamente en el control de color y en la forma anatómica del elemento dental.

a. COLOR

Grecia antigua formulo un concepto clásico sobre estética: el arte de la precepción. Ver es un arte por sí solo. La visión no puede existir sin la luz, por lo tanto, la forma y el color de los dientes solo pueden ser percibidos si el diente refleja o emite los rayos de luz que alcanzan

¹³ GARCIA BARBERO, Javier. “Patología y Terapéutica Dental”. Pág. 432.

nuestros ojos, produciendo señales que pasan por el cerebro, dando inicio a lo que llamamos proceso de percepción visual.

La luz es la forma de energía electromagnética visible al ojo humano, difundiéndose en forma de olas electromagnéticas variando entre 380 a 760nm. En esta banda de largadura el ojo humano distingue el violeta, verde azul amarillo, naranja y rojo, distribuidos en largadura de las olas cortas (400nm - colores azulados), largaduras de olas medianas (540nm-colores verdosos) y largaduras de olas largas (540 a 760nm-colores rojizos), siendo que solamente los rayos en la escala entre 380 y 760nm promueven reacciones fotoquímicas a través de sus acciones sobre células especificadas en la retina del ojo. Tales reacciones son responsables por la percepción visual de formas y colores dentro del cerebro¹⁴.

A. CONCEPTO TRIDIMENSIONAL

En 1946 Munsell organiza y sistematiza el color de acuerdo a sus tres dimensiones: matiz, valor y croma.

- **MATIZ O TONO**

Es la primera dimensión y la más simple de entender. Se trata de la cualidad del color que permite identificar una familia de colores de otra. Es tal como conocemos al color (rojo, azul, verde, amarillo,

¹⁴ ALVES CARDOSO, Rielson J., NOGUERA GONÇALVES, Elenicé A. “Estética Odontológica. Nueva Generación”. Pág. 50.

violeta) y corresponde a la longitud de onda física en la que se encuentra. Se reconoce como la primera dimensión del color. Se puede definir como el nombre del color y es la percepción recibida por el receptor debido a la interacción de las diferentes cantidades de longitudes de ondas específicas con los objetos, resaltando que los matices no reconocen longitudes de onda específicas, por lo que no hay en consecuencia distinción clara de dónde termina un matiz y comienza otro

Actualmente, la mayoría de los sistemas resinosos utiliza la clasificación de VITA para identificación de las tonalidades en: A (marrón-rojizo) donde se encasillan un 80% de los pacientes, B (naranja-amarillo), C (gris-verdoso) y D (gris-rosado) correspondiendo a un porcentaje bajo (5%) usado más para caracterizaciones.

- **VALOR**

Permite distinguir un color claro de otro oscuro, es la luminosidad del color medida desde un punto blanco hasta uno negro. El valor también puede relacionarse con la luminosidad o claridad. Puede considerarse tal vez como el atributo más importante del color. Si es correcto, el observador no podría percibir las pequeñas dispersiones del matiz o croma. El ojo humano está mucho más desarrollado para percibir el valor que el matiz o el croma. Dentro de la retina hay alrededor de 100 millones de bastones, que son los

receptores responsables por la percepción de la cantidad de luz, y unos 7 millones de conos, responsables por la percepción del matiz y el croma. Una restauración odontológica con matiz e intensidad correctos pero con un bajo valor, hará que el diente luzca más apagado; por el contrario, si el valor es alto, lucirá notoriamente más blanco y plano. Hablar de alto valor (blancos) o bajo valor (tendencia al gris) es pertinente cuando trabajamos con pinturas (masas de resinas, cerámicas, tintes, efectos, pigmentos). Debe recordarse que la escala cromática va del blanco al negro y si se hace un análisis conforme a la temperatura, los blancos pueden asociarse con las sensaciones cálidas (la luz es calor) y el negro con las frías (la falta de luz se relaciona con la falta de calor)

Dentro del concepto de color de las resinas compuestas, el valor también puede ser definido por la capacidad del material de absorber o reflejar la luz. En términos prácticos, un material puede ser más opaco y tener así mayor capacidad de bloqueo de luz. Cuando resinas opacas son utilizadas en gran cantidad pueden resultar en una percepción óptica más blanquecina de las mismas. Por otro lado, un error en la cantidad de inserción de resinas más translúcidas, permitirá un mayor pasaje de luz resultando en restauraciones más grisáceas. Estos errores son los más comunes en la clínica diaria, principalmente porque el valor no se encuentra discriminado en las jeringas de las resinas compuestas, haciendo obligatorio el conocimiento del comportamiento dinámico de cada

marca y tipo de resina compuesta. Como regla general los dientes jóvenes por el menor grado de calcificación y la mayor cantidad de textura superficial del esmalte se muestran más blancos u opacos, por lo tanto con mayor luminosidad (alto valor). Los dientes adultos se presentan con menor valor (más translucidos) debido al mayor contenido de calcio de los tejidos y menor espesor del esmalte provocado por el desgaste del mismo.

- **CROMA**

El croma tiene que ver con el grado de saturación, la intensidad del matiz o la cantidad de pigmentos que este posee¹⁵. En las resinas el croma viene codificado por una numeración gradual, indicando la saturación de la resina de forma creciente. Clínicamente, la elección del croma puede ser realizado por comparación directa a través de las escalas de colores o indirecta con equipamientos especializados, dependiendo de la experiencia del profesional. La porción cervical media del elemento dentario es el primer lugar tomado como referencia para selección del croma siendo que los tercios medio y incisal tienen casi siempre uno o dos grados menores de saturación. Cuando se observa el segmento anterior, el canino es generalmente el de mayor grado de saturación. Intensidades menores están relacionadas a pacientes más jóvenes y

¹⁵ PARK JH, LEE YK, LIM BS. "Influence of illuminants on the color distribution of shade guides".
Pág. 402

dientes blanqueados, y con mayor intensidad a pacientes más viejos o dientes más saturados.

Tenemos que considerar también otras propiedades de estructura de los dientes, cerámicas y resinas que son importantes en la influencia de la observación del valor, las cuales son:

- **TRANSLUCIDEZ**

La translucidez es una cuarta dimensión que según Rosentiel debe ser adicionada para tornar el sistema de Munsell más efectivo para los odontólogos, la translucidez es tan importante como el valor y juega un papel importante en el fenómeno de la transmisión de la luz. El valor estético de una restauración dental cerámica es parcialmente influenciado por la translucidez y el color. La translucidez es diferente para cada material, porque la luz pasa a través de cada material con diferentes grados de transmisión y refracción, produciendo diferente apariencia clínica en relación al material¹⁶.

La translucidez es la estructura o material que permite el pasaje de la luz, lo que significa que ella posee muy poca dispersión de la luz y cuanto menor es la dispersión, mayor será la translucidez del material. Para ejemplificar tal fenómeno se puede mencionar que

¹⁶ Wall JG, Cipra DL. "Esthetics in fixed and removable prosthodontics shade selection in metal-ceramics". Pág.72

en la clínica un chorro de aire de 10 segundos es capaz de disminuir la translucidez del esmalte en el 82%, o sea, la translucidez disminuye con la deshidratación, siendo que cuando menor es la espesura del esmalte, mayor será su translucidez.

El esmalte está compuesto por cristales de hidroxiapatita, sustancia orgánica y agua. La translucidez es una característica del esmalte debido a que la estructura cristalina de sus prismas permite el paso de la luz, el grado de translucidez del esmalte es diferente en cada diente.

- **OPAESCENCIA**

Todos los materiales translucidos, particularmente en el esmalte y las cerámicas, poseen los llamados opalescentes. Los opalescentes son partículas finas o extrafinas responsables de la dispersión de la luz dentro de la estructura del diente o cerámica. La dispersión varía dependiendo del tamaño y de la cantidad de las partículas, consecuentemente, de su índice de refracción. La opalescencia es un fenómeno óptico propio del esmalte¹⁷.

El esmalte dentario es una estructura definida como translúcida y sin color base, presentando una suave tonalidad característica en toda su extensión conocida como opalescencia. Esta propiedad

¹⁷ ALVES CARDOSO, Rielson J., NOGUERA GONÇALVES, Elenicé A. “Estética Odontológica. Nueva Generación”. Pág. 52.

óptica imprime en el esmalte la capacidad aparente de poseer diferentes coloraciones en función de la dirección de los rayos luminosos. Este aspecto ambiguo de la luz en la estructura del esmalte puede ser explicado por medio de la constitución del mismo; los cristales de hidroxiapatita presentan espesores que varían de 0,02 a 0,04 μ m son selectivos para las diferentes longitudes de onda que componen la luz visible. Con iluminación directa los cristales permiten el pasaje de las ondas largas, principalmente el rojo y el naranja, en cuanto las ondas cortas (verde, violeta y azul) son reflejadas dando al esmalte un efecto azul-grisáceo¹⁸. Más allá que esta característica es más evidente en el tercio incisal visto que existe poca o ninguna cantidad de dentina, la opalescencia se da en todo el esmalte dental. Varios sistemas de resinas compuestas están disponibles en el mercado odontológico presentando diversos grados de opalescencia. Principalmente en las restauraciones anteriores deben ser utilizadas resinas que presenten esta importante característica, ya que la opalescencia natural del esmalte crea efectos de profundidad y vitalidad en la estructura debido al aumento de la luminosidad

- **FLUORESCENCIA**

Otro parámetro bastante importante, relacionado con la luz y el color, es el concepto de fluorescencia que es la habilidad de un

¹⁸ LEE YK, POWERS JM. "Influence of opalescence and fluorescence properties on the light transmittance of resin composite as a function of wavelength". Pág. 283.

material de irradiar luz dentro del espectro visible cuando absorbe energía de una fuente luminosa fuera del espectro visible del ojo humano. Se sabe que tanto la dentina cuanto el esmalte son estructuras fluorescentes, siendo que en la dentina esa característica es más acentuada debido a la mayor cantidad de pigmentación orgánica fotosensible a los rayos luminosos. Los dientes naturales cuando son sometidos a una fuente de rayos ultravioletas (UV) exhiben fluorescencia que va de un blanco intenso hasta un azul claro, potenciando la vitalidad de los mismos y haciendo que los dientes parezcan más blancos y claros en la presencia de estas luces.

Además, durante la noche, las personas pueden exponerse a ambientes iluminados por lámparas ultravioletas, también llamadas de luz negra, que emiten una longitud de onda dentro del mismo rango en que se da el fenómeno de fluorescencia. Debido a que no todas las resinas consiguen imitar esta propiedad varios fabricantes adicionaron agentes luminóforos del grupo de los Tierras Raras como europio, terbio y cerio en la composición de las resinas permitiendo reproducir satisfactoriamente la fluorescencia de los dientes naturales.

3.1.2. SISTEMA DE FOTOPOLIMERIZACION

A. HISTORIA

En el año de 1970 comienza la utilización de los sistemas de polimerización activados por luz. Fue Bounocuore en ese año el que publicó el primer trabajo en el que se utilizaba la luz como sistema de polimerización para la aplicación de unos selladores de fisuras. La energía luminosa procedía de una fuente de luz ultravioleta en la que una onda luminosa con un pico de longitud de onda situado en los 365 nanómetros, actuaba sobre un iniciador, el éter metílico de benzoina, disparando la reacción de polimerización.

La luz ultravioleta tenía muchos problemas para su utilización clínica: las fuentes de luz eran muy defectuosas y perdían pronto su eficacia y la profundidad de polimerización era muy pequeña; pero su desaparición fue debido a los riesgos que presentaba para los ojos de los pacientes y de los profesionales, produciendo con alguna frecuencia quemaduras corneales.

Para sustituirla aparecen los sistemas de luz halógena o luz visible, que en la actualidad es el sistema más común de activación de la polimerización.

B. LAMPARAS DE FOTOPOLIMERIZACION

Las lámparas de fotopolimerización son aparatos eléctricos en forma de pistola, generalmente sometidos por la mano del operador en cuyo cuerpo se encuentra la fuente de luz¹⁹. La principal misión de la lámpara de fotoactivación es el proceso de endurecimiento del composite o su aplicación sobre un agente blanqueador, consiste en la activación, mediante su energía lumínica, de los compuestos químicos fotoiniciadores existentes en la propia formulación del material, los cuales desencadenaran la reacción química de transformación del producto inicial en el producto final deseado. En la actualidad existen diferentes tecnologías para el fotoactivado de resinas compuestas.

- **LAMPARAS DE ARCO PLASMATICO**

Hace años atrás, han sido desarrollados métodos de fotoactivado como las llamadas lámpara de arco plasmático. Los fabricantes de esta tecnología costosa, sostienen que los tiempos de exposición disminuyen significativamente, manteniendo sus cualidades mecánicas de los materiales curados en comparación con las lámparas convencionales. Sin embargo, los trabajos de investigadores han demostrado que estos tiempos de exposición tan cortos tienen un efecto negativo sobre las propiedades mecánicas de los materiales polimerizados.

¹⁹ DF.WILLIAMS, J. CUNINGHAM, “Materiales en la Clínica Odontológica”. Pág. 166

A diferencias de lo que pasa con las lámparas halógenas, la luz de las lámparas de plasma no es producida por un filamento de tungsteno. En este caso, es producido por dos electrodos que están uno muy cerca del otro, cuando un voltaje es aplicado, la “luz de arco” aparece entre los dos electrodos. La radiación generada es de muy alta potencia (mayor que $1000\text{mW}/\text{cm}^2$) lo cual permite reducir los tiempos de polimerización. Si bien ello permite disminuir el tiempo de empleo clínico del dispositivo, podría conspirar contra el logro eficaz de adhesión por la excesiva velocidad generada en la reacción²⁰.

Debe tenerse en cuenta, además que el espectro o amplitud de onda generada por estas unidades es menor a la que se obtienen con las halógenas. Por consiguiente, un material determinado puede no polimerizar adecuadamente si la sustancia fotosensible que lleva incorporada no absorbe eficazmente esa radiación específica. Fabricantes de resinas compuestas y trabajos de investigación no recomiendan este tipo de unidades como razón mencionan el hecho de que algunas fórmulas polimerizan incorrectamente. También su alto costo desaconseja su adquisición²¹.

²⁰ HENOSTROZA HARO, Gilberto. “Adhesión en odontología restauradora”. Pág. 82

²¹ LANATA, Eduardo Julio. “operatoria Dental Estética y Adhesión”. Pág. 224.

- **LASER**

Un láser de argón permite generar una radiación en el rango azul y puede desencadenar reacciones de polimerización en materiales de uso odontológico. Si bien se pueden lograr potencias equivalentes a las de la lámpara de arco plasma, el espectro de longitudes de onda es reducido y puede no ser eficaz sobre algunos productos en particular.

Una posible ventaja de esta tecnología es que no genera calor y que la radiación generada es coherente²². Esto significa que no se dispersa a medida que se aleja de la fuente emisora, lo que permite que la potencia por unidad de superficie se mantenga aunque se produzca esa situación. Su desventaja es que el diámetro reducido de la guía de luz hace necesario efectuar varias aplicaciones en diferentes lugares para abarcar toda la superficie.

Es una tecnología de muy alto costo para ser utilizada en este género de restauraciones.

- **LAMPARAS DE LUZ HALOGENA**

En estos dispositivos para fotopolimerizado, la radiación es generada a partir del flujo de una corriente eléctrica el cual escurre a través de un filamento de tungsteno, incluido en una ampolla de vidrio de

²² HENOSTROZA HARO, Gilberto. “Adhesión en odontología restauradora”. Pág. 83

cuarzo que contiene un gas halógeno, cuya función es evitar que el filamento se quemé. En esas condiciones dentro de este bombillo o bulbo el filamento funciona como una resistencia y es fuertemente calentado debido a la corriente que transita y emite una radiación electromagnética en forma de luz visible; o sea, con longitud de onda entre 400 y 700 nanómetros. Simultáneamente ese paso de corriente eléctrica por un filamento genera calor. Estas condiciones hacen cuestionable el rendimiento luminoso de este tipo de dispositivos. Efectivamente, solo parte de la energía eléctrica empleada en el funcionamiento del dispositivo se utiliza para el trabajo de polimerización: la que corresponde a las radiaciones de alrededor de 470 nm. Las restantes radiaciones deben ser filtradas y el calor disipado.

Generalmente incorporado en una unidad con el bulbo, se encuentran espejos cóncavos para concentrar la radiación y dirigirla hacia el material que se desea polimerizar.

La potencia de la radiación generada puede variar en principio según el bulbo con halógeno incorporado. Diferentes equipos pueden utilizar bulbos de 50, 75, 100, 150 watts. Cuanto mayor es la potencia, más importancia adquiere la incorporación de un adecuado sistema de ventilación: algún tipo de ventilador, preferentemente

ubicado cercano al bulbo generador de luz, que evita el sobrecalentamiento.

Como la radiación obtenida incluye la totalidad de la longitud de onda blanca, las lámparas halógenas deben incorporar filtros que permitan obtener una luz azul eficiente para la fotoactivación de la canforoquinona de no ser así la radiación indeseable la de longitud de onda cercana al rojo podría generar efectos como recalentamiento de los tejidos biológicos que contienen agua²³.

Todos estos equipos deben tener filtros para el rango de color azul o sea que absorban todas las longitudes de onda del espectro de luz excepto la correspondiente a la luz azul. La radiación así obtenida, y en algún momento filtrada debe llegar al material que se desea polimerizar. Para ello es conducida a través de un sistema óptico que puede ser flexible (mangueras con fibra óptica) o rígido (varilla). En general resultan preferibles los rígidos, ya que algunas fibras conductoras de un sistema flexible pueden fracturarse durante el uso, especialmente si no se lo hace con cuidado. Se pierde así parte de la capacidad de conducción de la luz y la potencia con que llega a la zona donde debe actuar.

²³ HENOSTROZA HARO, Gilberto. “Adhesión en odontología restauradora”. Pág. 81.

Las varillas transmisoras son intercambiables y de distinto diámetro en su punta son convenientes para poder acceder a preparaciones con diferente tamaño de superficie expuesta. Las guías de luz de mayor diámetro en su punta, por ejemplo de 12 mm. Pueden utilizarse solamente en equipos con lámparas de alta potencia para que la polimerización esté garantizada tanto en el ancho como en la profundidad del material irradiado.

Habitualmente un temporizador de tiempo brinda la posibilidad de controlar el tiempo de exposición para adecuarse a lo requerido para cada situación o material. En general son preferidos aquellos equipos que emiten una señal audible para cada periodo seleccionado.

Algunas unidades tienen tiempos programados de 10, 20, 30 y 40 segundos y encendido con emisión continua. Es deseable una alta y constante intensidad de salida del haz de luz con encendido continuo.

COMPONENTES

a. FILTRO O SELECTOR DE FRECUENCIA

Los aparatos fotopolimerizables deben presentar filtros que permitan el pasaje de apenas la luz con frecuencia de onda aproximado a 460nm a 480nm, de una fuente de luz formada por la lámpara halógena.

b. CONDUCTOR DE LUZ

Cuarzo líquido o fibra óptica rígida o fibra óptica flexible. En la mayoría de casos está formada por fibra óptica. Este componente puede intercambiarse con otros de diferente diámetro, previniendo que a mayor diámetro la intensidad será menor, porque la potencia entregada por el bulbo es la misma pero aumenta la superficie por donde esta es emitida²⁴.

c. BULBO

Este elemento transforma la energía eléctrica en energía luminosa, que emite luz blanca. Es una lámpara de gas de halogenuro metálico, con gran rendimiento luminoso y la luz con el calor parecido a la luz diurna, estas lámparas son de vapor de mercurio a alta presión natural, contiene además halogenuros de las tierras raras de esta forma se consiguen rendimientos luminosos más elevados y mejores propiedades de reproducción cromática que con las lámparas de mercurio convencionales. La distribución espectral de estas lámparas presenta una gran continuidad cromática.

d. HALOGENURO

Es una sal formada por halógeno (flúor, cloro, bromo o yodo) y un metal en este caso de las tierras raras²⁵.

²⁴ LANATA, Eduardo Julio, "Operatoria Dental Estética y Adhesión". Pág. 223.

²⁵ TABOADA, J.A. "Manual de Luminotecnia". Pág. 194.

e. FILTRO

Los equipos de polimerización intrabucal basados en bulbos halógenos deben tener determinados componentes para filtrar las longitudes de onda no deseadas. Generalmente hay dos tipos de filtros, uno para impedir el paso de calor y otro que bloquea el pasaje de longitudes de onda que no corresponden a la luz azul.

f. FUNCIONAMIENTO

Su luz es producida por el flujo de una corriente eléctrica el cual escurre a través de un filamento de tungsteno extremadamente delgado. Este filamento funciona como una resistencia y es fuertemente calentado debido a la corriente que transita y emite una radiación electromagnética en forma de luz visible.

• LED (LUZ EMITIDA POR DIODOS)

La tecnología más reciente aplicada a los dispositivos de fotopolimerización es la de la lámpara con LEDs. Estos diodos son la combinación de dos semiconductores diferentes que emiten una radiación de una longitud de onda específica cuando actúa sobre ellos un pequeño voltaje.

Utilizan como fuente de iluminación los V-LED (visible-light emitting diodes). Se usan varios V-LED (7 a 21) de semiconductores

SiC o InGaN, ordenados en circuitos concéntricos que emiten una luz azul de 450-480nm con pico en los 470nm y potencia lumínica

Básicamente esta tecnología corresponde a una combinación de dos diferentes semiconductores n-doped y p-doped. Por sus siglas en ingles n-doped carga y lubricación negativa y p-doped carga y lubricación positiva. Los n-doped semiconductores tienen un exceso de electrones y los p-doped semiconductores tienen necesidad de electrones.

Cuando ambos semiconductores son combinados y un voltaje es ampliado, los electrones del material n-doped y los agujeros del p-doped son conectados.

Como resultado de la característica del diodo se genera una luz con una específica longitud de onda.

Los primeros dispositivos basados en LEDs para fotopolimerizar, reconocidos como de “primera generación” incorporaban varios diodos para obtener la radiación de cantidad y calidad apropiada. De esta manera, se obtenían valores de emisión en el orden de 300 a 400mW/cm² que no resultaba suficiente para lograr un nivel de polimerización equivalente al obtenido con los dispositivos halógenos.

En una “segunda generación” de lámparas LEDs, se trabaja con la alternativa de utilizar un flujo pulsante de energía. De esta manera el LED se activa y desactiva varias veces por segundo, con lo que se evita o disminuye el sobrecalentamiento.

En las lámparas de “tercera generación” se utilizan por lo menos dos diodos de alta potencia, a efecto de ampliar el rango de radiaciones generadas y posibilitar el empleo con diferentes productos comerciales.

Las posibilidades de este ámbito se amplían día a día, ejemplo de ello es la lámpara surgida a mediados del 2009 que incluye tres modalidades de potencia estándar ($1000\text{mW}/\text{cm}^2$), alta ($1400\text{mW}/\text{cm}^2$) y una sumamente alta ($4500\text{mW}/\text{cm}^2$) denominada “modo plasma”, en razón a que se evoca la elevada potencia propia de los dispositivos de arco plasma²⁶.

Las lámparas de diodos también pueden suministrarse con entrega paulatina de radiación: baja potencia en los primeros segundos de encendido y aumento posterior.

²⁶ HENOSTROZA HARO, Gilberto. “Adhesión en odontología restauradora”. Pág. 84.

C. FACTORES QUE AFECTAN LA FOTOPOLIMERIZACION

Las propiedades favorables de las resinas compuestas fotopolimerizables dependen de que la matriz polimerice completamente. Una inadecuada polimerización puede ocasionar cambios de color, menor retención o fractura, desgaste excesivo o flexibilidad, pérdida de biocompatibilidad o sensibilidad post-operatoria, etc.

- **Rango de luz visible (longitud de onda)**

El espectro de luz en el cual polimerizan los composites está comprendido entre los 350 a 550 nanómetros, con un promedio de 475 nm (teniendo como objetivo activar la canforoquinona)

Debe estar entre los 400nm y 500nm debido a que la luz, por debajo de estos parámetros, es dañina a la vista y por encima de ellos se produce calor para el diente.

- **La intensidad de la luz**

La luz emitida por la lámpara (luz halógena) a medida que pasa el tiempo, pierde intensidad y en consecuencia, es necesario mayor tiempo de exposición.

La intensidad mínima de fotopolimerización es de 300 mW/cm², existen cuatro razones por las cuales pueden disminuir la intensidad de la luz.

a. Bombilla:

La intensidad de la luz disminuirá con el paso del tiempo. Cuanto más prolongado sea el uso de la bombilla mayor será su desgaste

El rendimiento puede descender principalmente por tres motivos:

- Ennegrecimiento de la cubierta del foco o bombilla.
- Blanqueamiento de la cubierta del foco o bombilla.
- Degradación del reflector.

b. Filtros ópticos

El propósito del filtro óptico es bloquear la energía luminosa, calórica, ultravioleta y cualquier otra energía innecesaria durante el proceso de polimerización y permitiendo el paso de luz en la banda de 400 a 520 nanómetros. Con el tiempo los filtros pueden agrietarse o despegarse. Esto puede detectarse fácilmente, acercándolo a una fuente de luz, a fin de observar estos defectos.

c. Puntas o guías de polimerizado

Las guías de luz toman la luz de la fuente y la llevan al punto de aplicación en la cavidad oral. Los aparatos más antiguos usaban fibras flexibles que con el tiempo se rompían por separado.

La pérdida de luz depende de la cantidad de fibras fracturadas, en ese caso deben reemplazarse las guías de polimerizado. Las guías de polimerizado rígidas se degradan porque se fracturan al golpearse con una superficie dura. Las guías de polimerizado menores de 10mm, tiene actualmente aplicaciones limitadas. Los restos de materiales restauradores deben quitarse de las guías durante el proceso de limpieza y antes de la esterilización, para evitar reducir el polimerizado y disminuir la transmisión de la luz por fibra óptica sucia²⁷.

d. Caídas del voltaje pueden afectar la producción de la luz azul por lo que se debe utilizar un regulador de voltaje.

- **Angulación**

El ángulo de incidencia del haz de luz debe ser perpendicular a la superficie de la resina evitando inclinaciones, angulaciones, desvíos, etc.

- **Diámetro de la punta**

Debe ser el adecuado al tamaño de la restauración que se vaya a polimerizar, pues solamente se polimeriza correctamente el mismo diámetro de material que el del terminal utilizado. Las zonas

²⁷ HORACIO H. Ob. Cit. Pág. 81

adyacentes, aunque polimeriza la superficie, no lo hacen correctamente en profundidad²⁸.

D. PROFUNDIDAD DE POLIMERIZACION

La única reacción de fraguado que se puede producir en un composite fotoactivado es la que se pone en marcha al exponer la resina a una luz de longitud de onda adecuada. El material no experimentara ninguna otra reacción química. En el momento de aplicar el composite se habrán convertido un 40%-60% de los enlaces disponibles²⁹. A partir de ese momento, en la mayoría de los composites el proceso progresa como mucho otro 10% durante los dos días siguientes.

Si no se fotopolimeriza un composite hasta el fondo de la restauración, las repercusiones clínicas para la viabilidad y la longevidad de la restauración serán importantes. Si la resina no polimeriza por completo correrá especial peligro la adhesión a la estructura dental subyacente, sobre todo a nivel de los bordes que existan entre la dentina y la restauración; aunque el material se una bien a la dentina, se podrá producir un fallo en el seno de la resina.

En la profundidad de polimerización influyen distintos factores:

- La profundidad de polimerización aumenta con el tiempo de exposición. La polimerización durante 40 segundos alcanza mayor profundidad que durante 20 segundos.

²⁸ GARCIA BARBERO, Javier. "Patología y Terapéutica Dental". Pág. 496

²⁹ MOUNT, GRAHAM J. "Conservación y restauración de la estructura dental". Pág. 100.

- Cuanto más relleno contenga la resina y mayor sea el tamaño de las partículas, mayor será la profundidad de polimerización.
- Las resinas de microrelleno polimerizan hasta una profundidad de 2-3mm, mientras las híbridas pueden polimerizar hasta una profundidad de 4-5 mm
- Los materiales de color más claro polimerizan hasta mayor profundidad.
- Las lámparas fotopolimerizables proporcionan una emisión lumínica que varía con tiempo y con las fluctuaciones de la corriente eléctrica. Conviene comprobar con frecuencia la eficacia de cada unidad.
- Se debe colocar la punta de la fuente de luz lo más cerca posible de la restauración, y nunca más de 4mm de distancia.

3.2. ANÁLISIS DE ANTECEDENTES INVESTIGATIVOS

- **“INFLUENCIA EN EL FOTOPOLIMERIZADO DE UNA LAMPARA LED EN LA PROFUNDIDAD DE POLIMERIZACION, EN RESINAS DE LAS MARCAS KERR, 3M Y FGM, AREQUIPA 2013”.**

Gutiérrez Zea Víctor Alonso.

El objetivo de este estudio fue determinar cuál de las resinas más utilizadas en nuestro medio obtienen mayor profundidad de fotopolimerizado, expuestas a una misma fuente de luz. Para esto se utilizaron 48 muestras de resina de tres diferentes marcas KERR 3M, FGM, tomándolas como un grupo diferente a cada una de las marcas, con grupos formados por 16 muestras igualmente divididas en dos subgrupos esmalte y dentina formados por 8 muestras cada subgrupo, las 48 muestras fueron expuestas a una fuente de luz de una lámpara LED F. Woodpecker durante 40 segundos, las muestras fueron medidas con un calibrador y se anotaron en la ficha de registro de longitudes de penetración del fotopolimerizado, organizando los datos según la marca de la resina

Los resultados fueron analizados mediante la prueba estadística de ANOVA y Test de Tukey. Se encontraron diferencias significativas entre las tres marcas.

El grupo de resina KERR para esmalte tuvo un valor promedio 6.48mm de profundidad de fotopolimerizado el grupo de resina 3M para esmalte tuvo un valor promedio de 7.64mm de profundidad de fotopolimerizado y el

grupo de resina FGM para esmalte tuvo un valor promedio de 5.73mm de profundidad de fotopolimerizado.

El grupo de resina KERR para dentina tuvo un promedio de 5.07 de profundidad de fotopolimerizado, el grupo de resina 3M para dentina tuvo un valor promedio de 4.18 de profundidad de fotopolimerizado y el grupo de resina FGM para dentina tuvo un valor promedio de 4.68mm de profundidad de fotopolimerizado.

Se concluyó que la marca 3M de tipo esmalte tiene mayor profundidad de fotopolimerizado entre las resinas para esmalte.

La marca KERR de tipo dentina tiene mayor profundidad de fotopolimerizado entre las resinas para dentina.

- **“ESTUDIO IN VITRO DE LA PROFUNDIDAD DE POLIMERIZACIÓN DE UNA RESINA MICROHÍBRIDA FOTOCURADA CON LUZ HALOGENA Y CON LUZ DE DIODO, AREQUIPA 2005”.**

Villavicencio Caparó, Emilio.

Este estudio tuvo por objeto determinar cuál de los dos sistemas de fotocurado más utilizados en nuestro medio obtienen mejores resultados en cuanto a la profundidad de fotopolimerización a distintos tiempos de exposición. Para esto se utilizaron 30 muestras de resina híbrida Z-250 (A₂), distribuidas en dos grupos iguales, 15 muestras fotocuradas con el sistema de Luz Emitida por Diodos y 15 fotocuradas con el sistema de Luz halógena. Los resultados fueron analizados mediante la prueba estadística:

T-Student, Test de TUKEY y Anova .se encontraron diferencias significativas entre ambos sistemas, el Sistema de Luz de Diodo tuvo como valor promedio la profundidad de fotopolimerización de 5.1565mm mientras que el sistema de Luz Halógena tuvo como promedio de profundidad de fotopolimerización 6.115 mm

Se concluyó que el Sistema de fotocurado de luz Halógena tiene mayor profundidad de fotopolimerización que el Sistema de Luz de Diodos

- **Bennet y D. Watts** en el 2003 realizaron una investigación con unidades de polimerizado Led y halógena con el objetivo de observar si existía diferencia a la profundidad de polimerización usando diferentes colores de resinas compuestas. Las resinas usadas en esta experiencia fueron Tetric Ceram y Tetric Ceram HB y los colores usados fueron de A1-A3.5. Las resinas fueron expuestas durante 20 segundos usando unidades de polimerizado LED y de luz Halógena. Las unidades empleadas fueron: Elipar Freelight (3M-ESPE) (LED), Ultralume-2 LED (Optident) y la unidad de polimerizado halógena fue Optilux-500 (Kerr). La profundidad de polimerizado fue realizada con un penetrómetro digital. Los resultados estadísticos demostraron que se encontraron diferencias, siendo mejor la profundidad de polimerización en las unidades LED y Halógena en resinas de color claro. Los resultados fueron independientes de la unidad de polimerizado usada. De acuerdo a esta experiencia existe una disminución de la profundidad de polimerización entre el 12-28% en el uso de resinas

compuestas de color más oscuro, independientemente de la unidad de polimerizado usada.

- **N. Dialani y cols.**, en el año 2002 realizaron una investigación que tuvo como propósito determinar la profundidad de curado de resinas híbridas utilizando una unidad de polimerizado LED versus. una Lámpara de Luz Halógena. La unidad LED de curado usada fue NOVA (CuringTechnology Inc.) y una Lámpara de Luz Halógena (Coltolux-4, ColteneWhaledent), la resina usada fue Herculite HRV, Kerr la cual fue colocada en un molde de acrílico de color negro de 6mm de diámetro x 6 mm de profundidad. Los especímenes fueron expuestos a 20, 40 y 60 seg. con las unidades respectivas a evaluar. Los especímenes fueron removidos y pulidos con papel abrasivo. La dureza superficial fue medida a una distancia de 1 mm a lo largo del espécimen. Cada unidad de curado, resina compuesta y tiempo de exposición fue replicado por 5 veces. La profundidad de curado se determinó haciendo uso de una prueba de análisis de varianza y de Tukey para evaluar la relación por pares. Los resultados determinaron que a mismos tiempos de curado con la unidad LED ($236mW/cm^2$ de intensidad) produjeron una dureza mayor que la unidad de Luz Halógena ($570 mW/cm^2$ de intensidad). Insuficiente profundidad de curado (menos de 2 mm) fue obtenida con ambas unidades de curado cuando se usó 20 seg. Con la unidad LED a los 40 y 60 seg. la profundidad de curado fue de 3 mm Para la unidad de luz halógena la profundidad de curado de 2mm fue hallada a los

40 y 60 seg. Ningún cambio significativo en la profundidad de curado fue advertido a los 40 y 60 seg. usando ambas unidades de curado.

- **Pfeifer y cols en el 2002** realizaron una investigación que tuvo como meta evaluar la eficiencia de las unidades de curado LED versus las unidades de curado de luz halógena, para cumplir con esta meta se diseñó un estudio in Vitro haciendo uso de la dureza superficial Vickers de restauraciones con resinas de diferentes colores, para ello se diseñaron en 40 molares cavidades de 3mm de diámetro, 3.5 de profundidad y se colocó resinas compuestas Tetric Ceram de colores A1 y D3 los márgenes fueron a nivel de esmalte para posteriormente ser seccionados. Diez especímenes se trabajaron en cada grupo, se utilizó la técnica de aplicación de la resina en bloque (un solo incremento del material en toda la cavidad). Se utilizó la unidad de curado halógena Elipar TriLight (3M ESPE) y la LED Elipar FreeLight (3M ESPE). Los especímenes fueron almacenados en agua deionizada en un ambiente de ausencia completa de luz por 24 horas a 37°C, posteriormente se cortaron con un disco de diamante a baja velocidad y la dureza Vickers fue realizada a 3mm de profundidad del borde libre de la restauración. La prueba usada fue la U de Mann-Whitney ($p = 0.05$). Los resultados demostraron que el uso de la lámpara Elipar FreeLight resultó con un incremento significativamente mayor VHN (71.3) que la unidad de curado Elipar Tri Light (63.4) haciendo uso del color A1. Con la resina compuesta de color más oscuro (D3) no se encontraron diferencias (59.7 y 61.5, respectivamente). La Dureza superficial de las restauraciones de color más

claro A1 (71.3) comparada con los de color más oscuro D3 (59.7) fue significativamente mayor usando la unidad de curado LED Elipar Free Light, No se encontraron diferencias significativas entre la dureza de las restauraciones con diferente color usando la Elipar Tri Light (63.4 and 61.5, respectivamente). Este estudio demostró que la eficiencia de polimerización de las unidades de curado LED sobre las resinas compuestas usando diferentes colores fue igual o mejor que las unidades de curado convencional de luz halógena.



4. HIPÓTESIS

Dado que los pigmentos que se incorporan a las resinas compuestas para adecuarse a los distintos colores de los dientes son impedimentos para el paso de la luz.

Es probable que en resinas de colores más claros la profundidad de polimerización sea mayor.





CAPITULO II

PLANTEAMIENTO OPERACIONAL

CAPÍTULO II

PLANTEAMIENTO OPERACIONAL

1. TÉCNICAS, INSTRUMENTOS Y MATERIALES DE VERIFICACIÓN

1.1. Técnicas: En la presente investigación se aplicó la técnica de observación laboratorial.

Variables	Técnica	Instrumento
<u>Variable Estimulo</u> Lámpara de luz halógena	Observación	Ficha de Observación
<u>Variable Respuesta</u> Profundidad de polimerización	Laboratorial	Observación

1.2. Instrumentos:

a. Instrumento documental

Ficha de observación

b. Instrumental y Materiales de Verificación

- Resina A₁, A₂, A₃ y A_{3,5} (FGM Opallis nanopartículas)
- Lámpara de luz halógena (3M Visilux 2 Halogen Curing Light)

- Tornillo Micrométrico de Palmer
- Tubos cilíndricos
- Espátula para resina
- Bisturí
- Platina de vidrio
- Regla milimetrada
- Cámara digital
- Computadora
- Utería de escritorio

2. CAMPO DE VERIFICACIÓN

2.1. Ubicación espacial: El presente estudio se realizó en las instalaciones de la clínica odontológica Odontomanías, Cercado de Arequipa - Perú.

2.2. Ubicación temporal: El estudio se realizó en forma coyuntural en el semestre impar 2014.

2.3. Unidades de estudio:

Se optó por la alternativa de grupos, los cuales asumieron los roles de grupo experimental.

a. Identificación de los Grupos

Grupo Experimental 1: Conformado por probetas de resina de nanorelleno A₁ de 5mm de altura y 4mm de diámetro, sometidas a fotopolimerización con lámpara de luz halógena con una potencia lumínica de 500mW/cm² por un periodo de aplicación de 40 segundos y a una distancia de 2mm (Probetas elaboradas de resina FGM Opallis Nanopartículas).

Grupo Experimental 2: Conformado por probetas de resina de nanorelleno A₂ 5mm de altura y 4mm de diámetro, sometidas a fotopolimerización con lámpara de luz halógena con una potencia lumínica de 500mW/cm² por un periodo de aplicación de 40 segundos y a una distancia de 2mm (Probetas elaboradas de resina FGM Opallis Nanopartículas).

Grupo Experimental 3: Conformado por probetas de resina de nanorelleno A₃ de 5mm de altura y 4mm de diámetro, sometidas a fotopolimerización con lámpara de luz halógena con una potencia lumínica de 500mW/cm² por un periodo de aplicación de 40 segundos y a una distancia de 2mm (probetas elaboradas de resina FGM Opallis Nanopartículas)

Grupo Experimental 4: Conformado por probetas de resina de nanorelleno A_{3,5} de 5mm de altura y 4mm de diámetro, sometidas a fotopolimerización con lámpara de luz halógena con una potencia lumínica de 500mW/cm² por un periodo de aplicación de 40 segundos y a una distancia de 2mm (Probetas elaboradas de resina FGM Opallis Nanopartículas)

b. Criterios para evaluar los grupos

- **Criterios de inclusión**

- ❖ Probetas de 4mm de diámetro
- ❖ Probetas de 5mm de altura
- ❖ Probetas fotopolimerizadas por un periodo de 40 segundos a una potencia lumínica de $500\text{mW}/\text{cm}^2$
- ❖ Probetas fotopolimerizadas a una distancia de 2mm
- ❖ Probetas con superficie lisa

- **Criterios de exclusión**

- ❖ Probetas con más de 4 mm de diámetro
- ❖ Probetas con menos de 4mm de diámetro
- ❖ Probetas con más de 5 mm de altura
- ❖ Probetas con más de 5 mm de altura
- ❖ Probetas fotopolimerizadas por un periodo mayor o menor a 20 segundos
- ❖ Probetas fotopolimerizadas a una distancia mayor a 2 mm
- ❖ Probetas que presenten burbujas en la estructura fotopolimerizada.
- ❖ Probetas con una superficie porosa

c. Asignación de unidades de estudio

No aleatorio

d. Tamaño de los grupos

DATOS

- Tamaño estandarizado del efecto: (E/S = 0.10 -1.00)

E/S=0.90

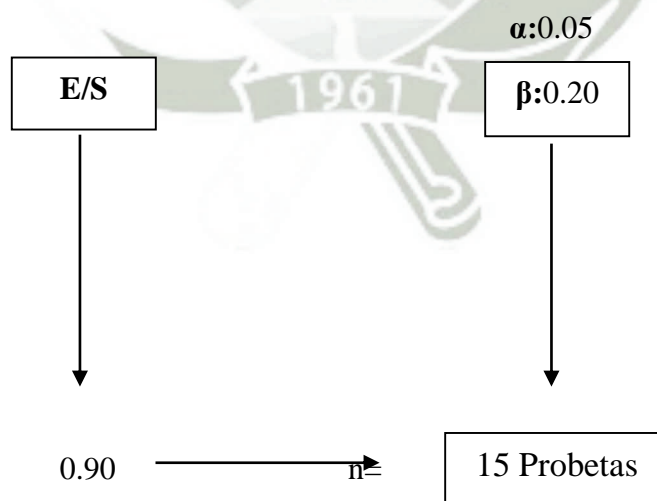
- α (probabilidad de rechazar H_0 verdadera=tipo I): (0.01 – 0.10)

$\alpha= 0.05$

- β (Probabilidad de rechazar H_0 falsa=tipo II): (0.05 – 0.20)

$\beta=0.20$

PROCEDIMIENTO: Cruce de valores en la tabla



Grupo 1: 15 probetas de resina de nanorelleno A₁, fotopolimerizadas con lámpara de luz halógena a un periodo de aplicación de 40 segundos.

Grupo 2: 15 probetas de resina de nanorelleno A₂, fotopolimerizadas con lámpara de luz halógena a un periodo de aplicación de 40 segundos.

Grupo 3: 15 probetas de resina de nanorelleno A₃, fotopolimerizadas con lámpara de luz halógena a un periodo de aplicación de 40 segundos.

Grupo 4: 15 probetas de resina de nanorelleno A_{3,5}, fotopolimerizadas con lámpara de luz halógena a un periodo de aplicación de 40 segundos.

3. ESTRATEGIA DE RECOLECCIÓN DE DATOS

3.1. Organización

Antes de aplicar la ficha de observación se realizó las siguientes actividades:

Primeramente se estableció coordinaciones con la jefatura del consultorio odontológico Odontomanías para solicitar autorización para la utilización de sus servicios.

Solicitud formal al Decano de la Facultad de Odontología para la inscripción del

proyecto de tesis.

Formalización de las unidades de estudio

Una vez recogida la información se elaboró una matriz de operación y se copiara los resultados concluyendo con el análisis estadístico

3.2. Recursos

a. Humanos

Investigadora : Miriam Peggy Espinoza Manchego

Asesor : Dr. Héctor Gonzales Bernal

b. Físicos

- Biblioteca de La Universidad Católica Santa María
- Infraestructura del Consultorio Odontológico Odontomanías
- Internet

c. Económicos

- Autofinanciado por el investigador

d. Institucionales

- Universidad Católica Santa María

3.3. Validación de los instrumentos

Antes de administrarse definitivamente el instrumento, se realizó una prueba piloto que consistió en fotopolimerizar cuatro probetas de resina y de esta manera comprobar si se cumplió con lo estipulado en la ficha de observación comprobando su efectividad y validez para lo cual fue diseñado.

4. ESTRATEGIAS PARA MANEJO DE RESULTADOS

4.1. A nivel de sistematización

Se empleó un procesamiento manual y computarizado, siguiendo las siguientes fases.

a) Clasificación:

Una vez obtenida la información por medio de la aplicación de las fichas de observación son ordenadas en una matriz de sistematización de datos del programa Excel 2010.

b) Plan de Procesamiento

Los datos registrados en el Anexo 1 fueron codificados y tabulados para su análisis e interpretación.

c) Plan de Codificación:

Se procedió a la codificación de los datos que contenían indicadores en la escala nominal y ordinal para facilitar el ingreso de datos.

d) Plan de Recuento.

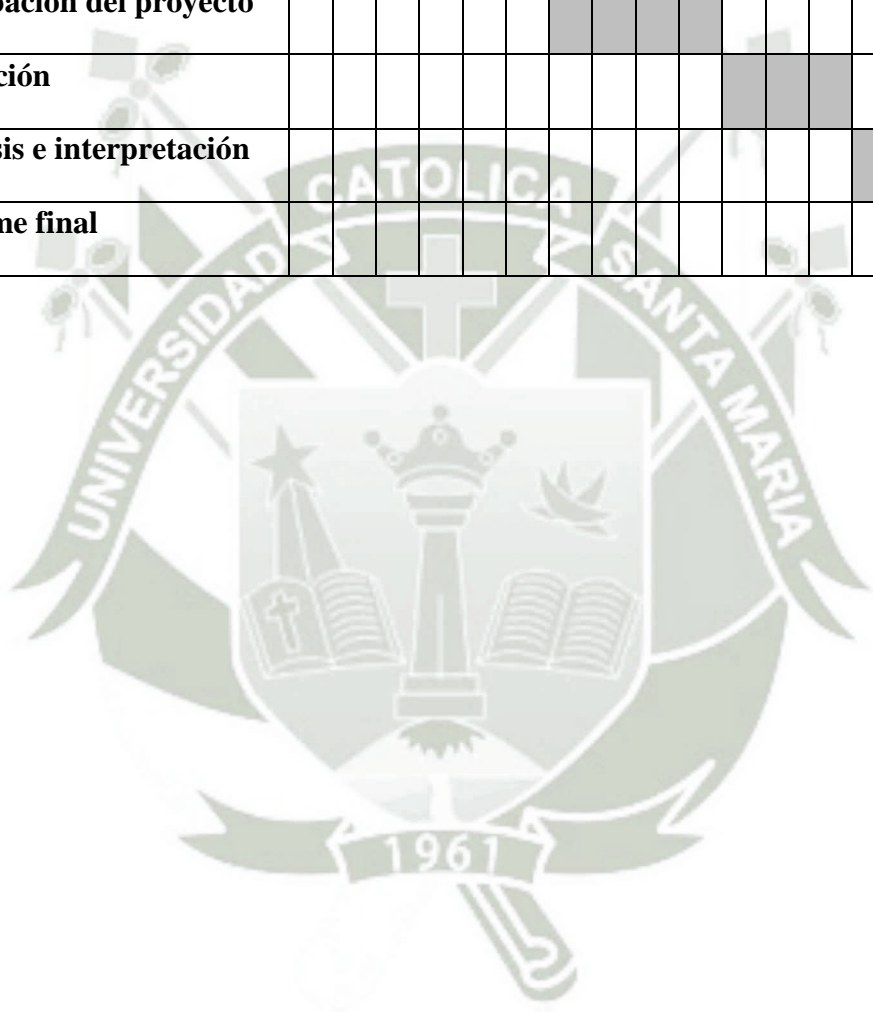
El recuento de los datos fue electrónico, en base a la matriz diseñada en la hoja de cálculo.

e) Plan de análisis

VARIABLE	ESCALA	MEDIDAS ESTADISTICAS		PRUEBAS DE HIPOTESIS
		T. Central	Dispersión	
Tipo de resina	Nominal	-	-	
Profundidad de Polimerización	Razón	Mediana Media Aritmética	Desviación Standard Coeficiente de Variabilidad Valor mínimo Valor máximo	Análisis de Varianza ANOVA Test de Tukey T. de Student

5. CRONOGRAMA DE TRABAJO

Actividades	Marzo				Abril				Mayo				Junio				Julio				
	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	
Elección del tema																					
Revisión bibliográfica																					
Aprobación del proyecto																					
Ejecución																					
Análisis e interpretación																					
Informe final																					





CAPÍTULO III: RESULTADOS

**EFFECTO IN VITRO DE LA LÁMPARA DE LUZ HALÓGENA EN LA PROFUNDIDAD DE LA
POLIMERIZACIÓN EN RESINAS DE NANORELLENO A₁, A₂, A₃ y A_{3.5}.**

Cuadro 1

Valores resumen de profundidad de polimerización según tipo de resina

	Resina A 1	Resina A 2	Resina A 3	Resina A 3.5
Promedio	4.09	3.94	3.84	3.74
Mediana	4.10	3.94	3.84	3.73
Moda	4.10	3.94	3.84	3.72
D. estándar	0.03	0.02	0.05	0.03
Mín	4.03	3.89	3.72	3.72
Máx	4.12	3.97	3.96	3.79
Coef. Variabilidad	0.69%	0.57%	1.42%	0.71%

Fuente: Matriz de Datos

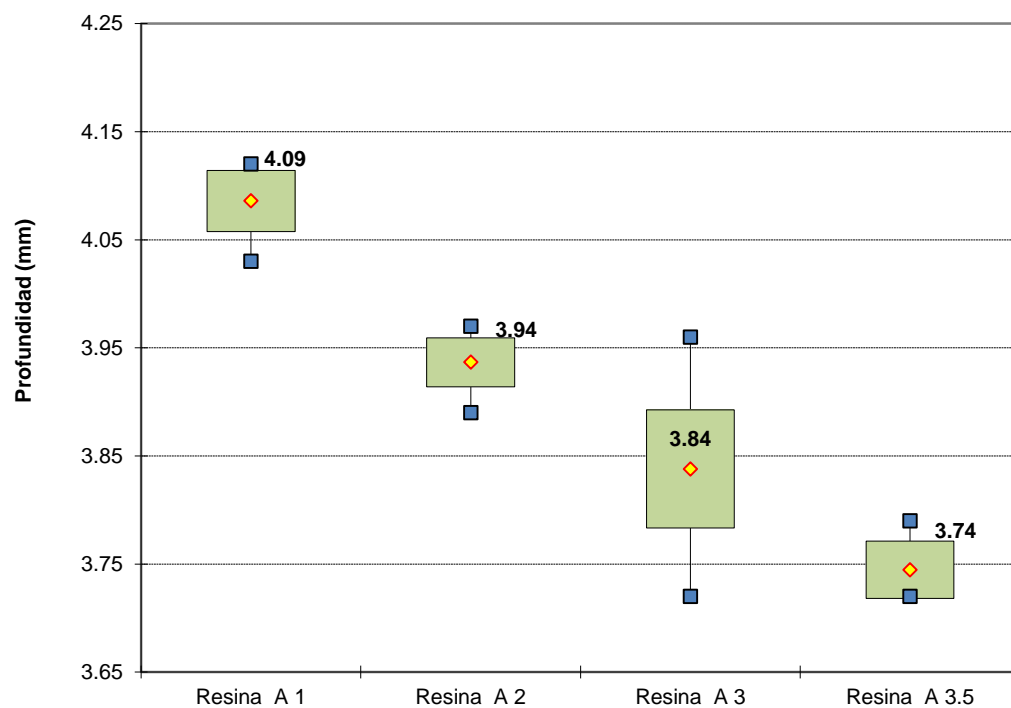
INTERPRETACIÓN:

En el presente cuadro se muestra los estadísticos para la profundidad de polimerización donde se observa que la resina A1 tiene el mayor promedio de profundidad de polimerización de 4.09mm, la resina A2 presenta la menor desviación estándar (0.02) y por consiguiente el menor coeficiente de variabilidad (0.57%) lo que indica que los valores son próximos los unos de los otros y por lo tanto una homogeneidad en la profundización de polimerización con respecto a la resina A3 tiene la mayor desviación estándar (0.05) y el mayor coeficiente de variabilidad de los cuatro grupos lo que significa que los datos están más dispersos y por lo tanto de la media, y por ultimo al analizar la resina A3.5 observamos que tiene el menor promedio (3.74mm) de los cuatro grupos lo que nos daría como resultado que es la resina que tiene la menor profundidad de polimerización.

**EFFECTO IN VITRO DE LA LÁMPARA DE LUZ HALÓGENA EN LA PROFUNDIDAD DE LA
POLIMERIZACIÓN EN RESINAS DE NANORELLENO A₁, A₂, A₃ y A_{3.5}.**

Gráfico 1

Valores de profundidad de polimerización según tipo de resina



Fuente: Matriz de Datos

**EFFECTO IN VITRO DE LA LÁMPARA DE LUZ HALÓGENA EN LA PROFUNDIDAD DE LA
POLIMERIZACIÓN EN RESINAS DE NANORELLENO A₁, A₂, A₃ y A_{3.5}.**

Cuadro 2

**Análisis de varianza para comparar los promedios de la profundidad de
polimerización de las resinas A₁, A₂, A₃ y A_{3.5}**

	Suma cuadr	G. libertad	Media cuadr	F	p
Resina (entre grupos)	0.9586	3	0.31953	256.69	P<0.05
Error (Dentro grupos)	0.0697	56	0.00124		
TOTAL	1.027	59			

Fuente: Matriz de Datos

INTERPRETACIÓN

En el cuadro 2 se muestran los resultados correspondientes al análisis de varianza, después de obtenidos los resultados se compararon en la Tabla de Distribución F para hallar el valor crítico y comprobar si había diferencia entre las medias de los grupos. Por lo que se concluyó según los resultados que la fotopolimerización con lámpara de luz halógena empleada en los cuatro grupos presentan diferencias significativas entre los promedios de los grupos de resinas.

**EFFECTO IN VITRO DE LA LÁMPARA DE LUZ HALÓGENA EN LA PROFUNDIDAD DE LA
POLIMERIZACIÓN EN RESINAS DE NANORELLENO A1, A2, A3 y A3,5.**

Cuadro 3

Test HSD (*Honest significant difference*) de Tukey entre los tipos de resina

Resina de nanorelleno	N°de Casos	Promedio	Significancia	
Resina A1	15	4.09	A	
Resina A2	15	3.94	B	
Resina A3	15	3.84	C	
Resina A3.5	15	3.74	D	
CONTRASTE				
	Resina A 1	Resina A 2	Resina A 3	Resina A 3.5
Resina A 1		0.15	0.25	0.34
Resina A 2			0.10	0.20
Resina A 3				0.10
Resina A 3.5				

Fuente: Matriz de Datos

INTERPRETACIÓN:

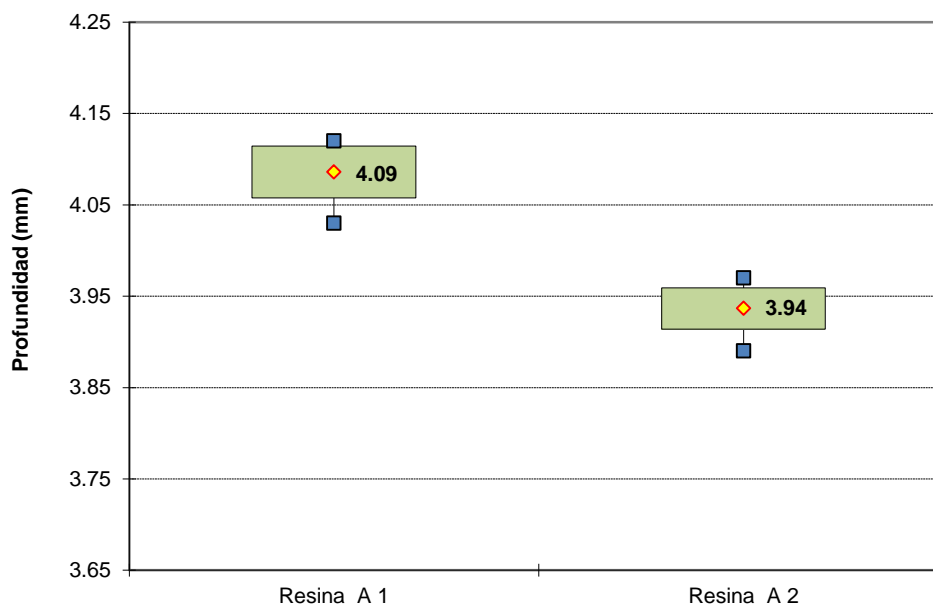
Con el fin de verificar que resina presentaba la mayor profundidad de polimerización, se aplicó el Test de Tukey, el mismo que indica contundentemente que con la resina A1 se obtiene la mayor profundidad de polimerización con un valor de 4.09 mm, se encontró diferencias en la comparación global entre los cuatro grupos, al realizar comparaciones pareadas se encontró que todos los grupos son diferentes entre sí. Esto se confirmó realizando una comparación con prueba t de Student entre los pares de grupos.

**EFFECTO IN VITRO DE LA LÁMPARA DE LUZ HALÓGENA EN LA PROFUNDIDAD DE LA
POLIMERIZACIÓN EN RESINAS DE NANORELLENO A₁, A₂, A₃ y A_{3,5}.**

Gráfico 2 A

Diferencias individuales entre los grupos de resina

A. Grupo A1 vs. Grupo A2



Fuente: Matriz de Datos

t Student: 15.46

G. Libertad = 28

p < 0.05

INTERPRETACIÓN:

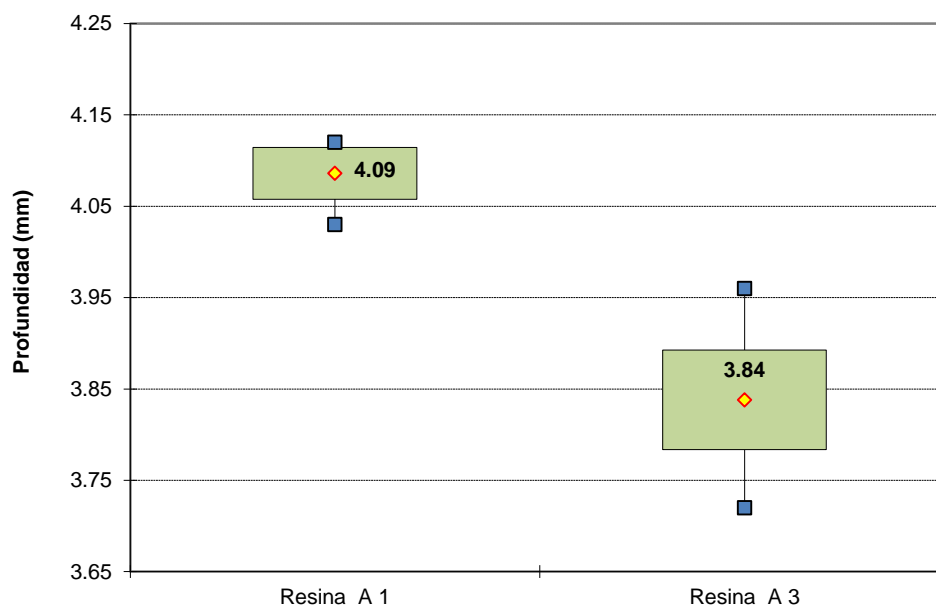
El resultado de la t Student calculada es de 15.46 y el valor crítico es de 1.70; por lo tanto la t calculada es mayor que la t crítica: dando como resultado que la fotopolimerización aplicada a los dos grupos de resinas son diferentes, lo que significa que existe diferencia estadísticamente significativa entre los grupos el A₁ y A₂.

**EFFECTO IN VITRO DE LA LÁMPARA DE LUZ HALÓGENA EN LA PROFUNDIDAD DE LA
POLIMERIZACIÓN EN RESINAS DE NANORELLENO A₁, A₂, A₃ y A_{3,5}.**

Gráfico 2 B

Diferencias individuales entre los grupos de resina

B. Grupo A1 vs. Grupo A3



Fuente: Matriz de Datos

t Student: 15.11

G. Libertad = 28

p < 0.05

INTERPRETACIÓN:

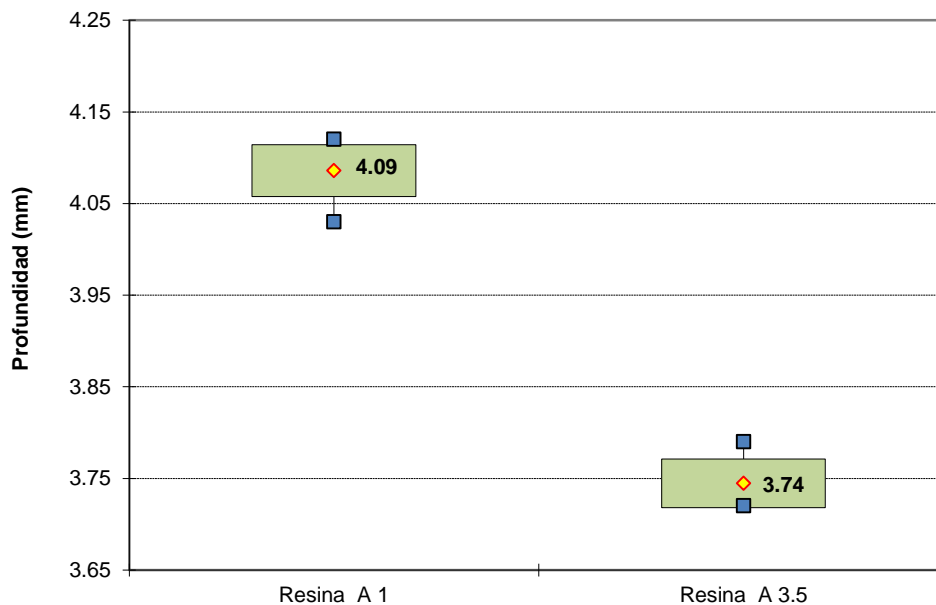
Al comparar los valores de los grupos de resina A₁ y A₃ encontramos que existe una diferencia de medias de 0.25mm y al aplicar la t Student su valor es de 15.11 y el valor crítico a 28 grados de libertad y a un nivel de significación del 0.05 es de 1.70; por lo tanto la t calculada es mayor que la crítica: Rechazándose la hipótesis nula y se acepta la hipótesis alternativa Lo que significa que existe diferencia estadísticamente significativa entre los grupos el A₁ y A₃.

**EFFECTO IN VITRO DE LA LÁMPARA DE LUZ HALÓGENA EN LA PROFUNDIDAD DE LA
POLIMERIZACIÓN EN RESINAS DE NANORELLENO A₁, A₂, A₃ y A_{3.5}.**

Gráfico 2 C

Diferencias individuales entre los grupos de resina

C. Grupo A₁ vs. Grupo A_{3.5}



Fuente: Matriz de Datos

t Student: 33.03

G. Libertad = 28

p < 0.05

INTERPRETACIÓN:

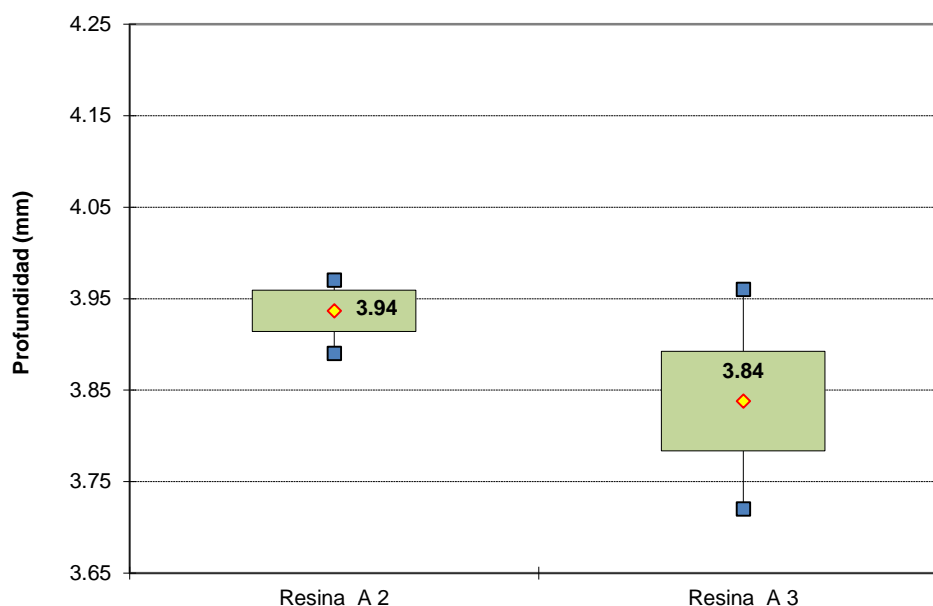
En este cuadro se encontró la mayor diferencia entre los grupos A₁ y A_{3.5} de 0.35 mm. La t Student calculada es de 33.03 y el valor crítico a 28 grados de libertad y a un nivel de significación del 0.05 es de 1.70; por lo tanto la t calculada es mayor que la crítica: Rechazándose la hipótesis nula y se acepta la hipótesis alternativa. Lo que significa que existe diferencia estadísticamente significativa (p < 0.05) entre los grupos el A₁ y A_{3.5}.

**EFFECTO IN VITRO DE LA LÁMPARA DE LUZ HALÓGENA EN LA PROFUNDIDAD DE LA
POLIMERIZACIÓN EN RESINAS DE NANORELLENO A₁, A₂, A₃ y A_{3,5}.**

Gráfico 2 D

Diferencias individuales entre los grupos de resina

D. Grupo A₂ vs. Grupo A₃



Fuente: Matriz de Datos

t Student: 6.25

G. Libertad = 28

p < 0.05

INTERPRETACIÓN:

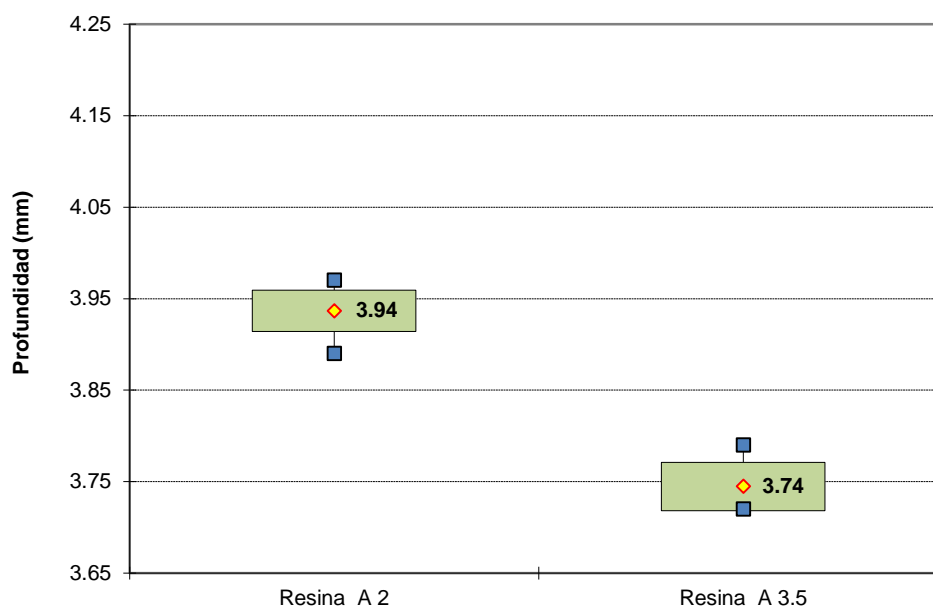
Al comparar el grupo A₂ y el grupo A₃ obtuvimos una diferencia de medias según el Test de Tukey de 0.10 mm En la tabla de la distribución t Student obtuvimos un valor crítico inferior comparado con el valor de la prueba t Student. Lo que significa que existe diferencia estadísticamente significativa entre los grupos el A₂ y A₃

**EFFECTO IN VITRO DE LA LÁMPARA DE LUZ HALÓGENA EN LA PROFUNDIDAD DE LA
POLIMERIZACIÓN EN RESINAS DE NANORELLENO A₁, A₂, A₃ y A_{3.5}.**

Gráfico 2 E

Diferencias individuales entre los grupos de resina

E. Grupo A₂ vs. Grupo A_{3.5}



Fuente: Matriz de Datos

t Student: 20.67

G. Libertad = 28

p < 0.05

INTERPRETACIÓN:

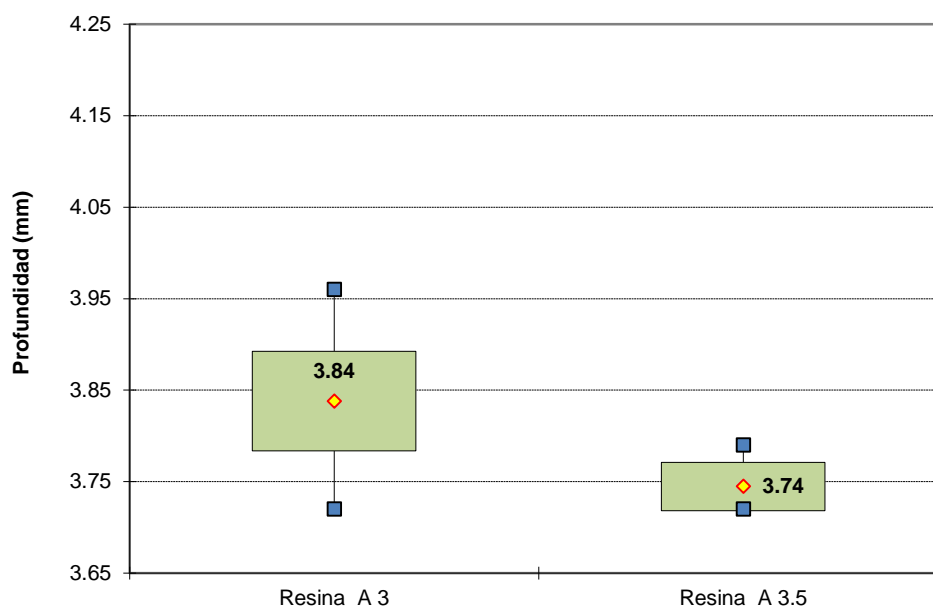
Al observar el gráfico podemos darnos cuenta que existe una diferencia de 0.20mm entre los grupos de resina A₂ y A_{3.5}. La t Student calculada es de 20.67 y el valor de la tabla (crítica) a 28 grados de libertad y a un nivel de significación del 0.05 es de 1.70; por lo tanto la t calculada es mayor que la crítica, lo que significa que existe diferencia estadísticamente significativa (p < 0.05) entre los grupos el A₂ y A_{3.5}.

**EFFECTO IN VITRO DE LA LÁMPARA DE LUZ HALÓGENA EN LA PROFUNDIDAD DE LA
POLIMERIZACIÓN EN RESINAS DE NANORELLENO A₁, A₂, A₃ y A_{3,5}.**

Gráfico 2 F

Diferencias individuales entre los grupos de resina

F. Grupo A₃ vs. Grupo A_{3,5}



Fuente: Matriz de Datos

t Student: 5.76

G. Libertad = 28

p < 0.05

INTERPRETACIÓN:

La t Student calculada es de 5.76 y el valor de la tabla (crítica) a 28 grados de libertad y a un nivel de significación del 0.05 es de 1.70; por lo tanto la t calculada es mayor que el valor crítico Rechazándose la hipótesis nula y se acepta la hipótesis alternativa Lo que significa que existe diferencia estadísticamente significativa entre los grupos el A₃ y A_{3,5}.

CONCLUSIONES

- Primero.** Se determinó que la profundidad promedio de la fotopolimerización obtenida con el sistema de luz halógena en 40 segundos fue de 4.09 mm para la resina de nanorelleno A1 siendo la resina que obtuvo la mayor profundidad de polimerización.
- Segundo.** El efecto de la lámpara de luz halógena en la profundidad de la polimerización de resinas de nanorelleno A₂, fue de 3.94 mm y una alta homogeneidad en la profundización de polimerización.
- Tercero.** El efecto de la lámpara de luz halógena en la profundidad de la polimerización de resinas de nanorelleno A₃, fue de 3.84 mm presentando la mayor desviación estándar (0.05) en sus resultados.
- Cuarto.** El efecto de la lámpara de luz halógena en la profundidad de la polimerización de resinas de nanorelleno A_{3,5}, fue de 3.74 mm concluyendo que es el grupo de resinas que tiene la menor profundidad de polimerización.
- Quinto.** Se concluye que los grupos de resinas de nanorelleno presentan diferencias en los resultados de profundidad de polimerización representando diferencias significativamente estadísticas en los diversos colores de resinas por lo que los diversos pigmentos que se incorporan a las resinas para adecuarse a los diversos colores de los dientes si influyen en la profundidad de polimerización.

DISCUSIÓN

El presente estudio buscó establecer el efecto in vitro de la lámpara de luz halógena en la profundidad de la polimerización en resinas de nanorelleno A₁, A₂, A₃ y A_{3.5}.

Las resinas de nanorelleno utilizadas en este estudio cumplieron con los requisitos de la especificación de profundidad de polimerización de la Norma ISO 4049, presentando una profundidad de polimerización superior de 2 mm luego de ser fotopolimerizadas por un periodo de 40 segundos. Según los objetivos planteados, en el estudio podemos concluir que los resultados obtenidos en la resina de nanorelleno A₁ alcanzó la mayor profundidad de polimerización con 4.09 mm de profundidad seguida de las resinas de nanorelleno A₂ con 3.94 mm, A₃ con 3.84 mm y la resina de nanorelleno A_{3.5} fue inferior 3.74 mm de profundidad de polimerización al compararla con los demás grupos de resina de nanorelleno. Estos valores se encuentran por encima del mínimo establecido en la Norma ISO 4049.

Al analizar los resultados podemos llegar a la conclusión que existen diferencias significativas en la profundidad de polimerización en resinas de nanorelleno de diferentes colores. Diversos estudios han demostrado que el color de las resinas compuestas puede influir en la polimerización. Para Bennet y D. Watts el color si influye en la profundidad de polimerización encontraron que había una disminución de la profundidad de polimerización entre el 12-28% con respecto al uso de resinas compuestas de color más oscuro. Delgado también encontró que las resinas oscuras presentan menores valores de profundidad de polimerización que el color A₁, argumentando que el color puede influir en la polimerización de tal modo que los

colores oscuros presentan menor profundidad de polimerización que los colores claros ya que contienen pigmentos oscuros que no permiten el pasaje de luz. Kawaguchi y Fukushima llegaron a la misma conclusión indicando que el color puede influir en la polimerización de tal modo que los colores oscuros presentan menor profundidad de polimerización que los colores claros.

Sin embargo para otros investigadores el color no influye en la profundidad de polimerizado como es el caso de Martins quien utilizó resinas con diferentes matices y determinó que el color no influye en los resultados de polimerización como otros factores.

Estos hallazgos podrían explicarse debido al tipo de pigmento incorporado en cada color de resina lo cual repercute en la polimerización de la misma. Según Hirata las resinas con mayor cantidad de pigmentos blancos son más opacas que las resinas con pigmentos grises los cuales tienen una mayor tendencia a la translucidez. Esto indica que si bien la intensidad y longitud de onda emitidas por la unidad de polimerización son importantes en determinar la profundidad de polimerización esta es también dependiente de la composición de la resina a polimerizar. Lamentablemente los fabricantes pocas veces ponen a disposición del profesional información como que pigmentos y modificadores ópticos son agregados a las resinas para asemejarse a los tejidos dentarios. Muchos esfuerzos se hacen para disminuir las complicaciones sin embargo, es necesario conocer como estos pueden influir en nuestra práctica clínica e interactuar con los materiales y equipos que disponemos.

RECOMENDACIONES

- Primera.-** Se recomienda, el uso de los composites de nanorelleno más claros de la gama para tratamientos restaurativos directos en zonas de difícil acceso para la luz pues se asegura un mejor porcentaje de éxito clínico en los tratamientos.
- Segundo.-** Se recomienda realizar estudios similares en resinas compuestas utilizando unidades de fotopolimerización de distinto tipo.
- Tercera.-** Se recomienda realizar un estudio sobre opacidad de la resina para demostrar si puede influir en la polimerización de las resinas compuestas y si afecta directamente la profundidad de polimerización.
- Cuarto.-** A los odontólogos se recomienda monitorizar periódicamente (cada 4 meses) sus lámparas halógenas con un radiómetro y realizar el respectivo mantenimiento a cada uno de sus componentes bulbo, filtros y guías de luz.

BIBLIOGRAFÍA

- 1) BARATIERI, Luiz N., “Estética Restauradora Adhesivas Directas en Dientes Anteriores Fracturados”, 2da Edición, Editorial Amolca, Sao Paulo 2004.
- 2) STEENBECKER, Oscar, “Principios y Bases de los Biomateriales en Operatoria Dental Estética Adhesiva”, Valparaíso.2006.
- 3) CHAIN, Marcelo, “Restauraciones Estéticas con resinas Compuestas en Dientes Posteriores”, Artes Medicas Latinoamericanas, Sao Paulo.2001.
- 4) GUZMAN Báez, HUMBERTO José, “Biomateriales Odontológicos de Uso Clínico”, 3ra Edición, Editorial Eco, Bogotá 2003.
- 5) ALVEZ C. Rielson J., NOGUERA G. Elenicé A., “Estética Odontológica. Nueva Generación”, Artes Medicas, Sao Paulo 2003.
- 6) LANATA, Eduardo J., “Operatoria dental. Estética y Adhesión”, Grupo Guía, Argentina 2003.
- 7) HENOSTROZA H., Gilberto, “Adhesión en Odontología Restauradora”, 2da edición, Madrid: Ripano, 2009.
- 8) GARCIA BARBERO, Javier, “Patología y Terapéutica Dental”, Editorial Síntesis, Madrid 2000.
- 9) BARRANCOS MONEY, JULIO. Operatoria Dental. Integración Clínica 4ta Edición. Medica Panorámica. Buenos Aires 2006.
- 10) CALLISTER W, A. Materials Science and Engineering. Mechanical Properties of Metals. Jhon Wiley and Sons NY. 3ra Edition 1994.
- 11) GRAIG R., O, BRIEN W., POWERS J. Materiales Dentales. 6ta Edición, Editorial Harcourt Brace 1996.

- 12) DE LA MACORRA JC. La Contracción de Polimerización de los Materiales Restauradores a base de Resinas Compuestas. Odontol Cons 1999.
- 13) GOLDSTEIN R.E. Sistemas Adhesivos de los Composites. En: Goldstein RE. Odontología estética Vol. I. Barcelona STM Editores; 2002.
- 14) LABELLA R., LAMBRECHTS P., VAN MEERBERCK B., VAN HERLE G. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composite and filled adhesives. Dent Mater 1999.
- 15) PHILLIPS R. La Ciencia de los Materiales Dentales. 7ma Edición, Editorial Latinoamericana. 1998.
- 16) PEREIRA SK. Resina composta fotopolimerizável. Avaliação da dureza superficial em função de: cor, tempo de exposição, intensidade de luz e profundidade do material. Araraquara. Brasil. 1999.
- 17) MARTINS F, DELBEN AC., SANTOS LR., SOARES, HL, Microdureza de resina em função da core luz halógena. Pesqui Odontol Brasil. 2002;
- 18) DELGADO C. Avaliação da microdureza superficial de resinas compostas extraclaras fotopolimerizadas por luz halógena e LEDs. Ponta Grossa. Brasil. 2004
- 19) HIRATA R., AMPESSAN EL., LIU J. Reconstrução de dentes anteriores com resinas compostas. Clin Estet Odonto. Brasil. 2001;
- 20) KAWAGUCHI M, FUKUSHIMA T, MIYAZAKI K. The relationship between cure depth and transmission coefficient of visible-light-activated resin composites. 1994.
- 21) STURDEVANT C.M. Operatoria dental. Editorial Harcourt Brace, 3ra edición, Madrid, 1996.

- 22) SARRETT D. Clinical Challenges and the relevance of materials testing for posterior composites restorations. Dental Materials 2005.
- 23) FERRACANE J, CONDON J, SUH B. Effect of filler on degree of conversion of resins. J Dent Res 1992.



INTERNET

- 1) Uso en odontología de resinas polimerizadas por apertura de anillos. http://www.uaeh.edu.mx/nuestro_alumnado/icsa/articulos/biomedicas/carlos_cuevas/2009.pdf.
- 2) Nanotecnología aplicada a la odontología restauradora <http://www.monografias.com/trabajos78/nanotecnologia-aplicada-odontologia-restauradora/nanotecnologia-aplicada-odontologia-restauradora2.shtml#resinascoa>.
- 3) Estudio de profundidad de polimerización de resinas compuestas utilizando dos tipos de lámparas de fotopolimerización. <http://www.dentsply.es/Noticias/clinica3108.htm>.
- 4) Evolución y tendencias actuales en resinas compuestas. http://www.actaodontologica.com/ediciones/2008/3/evolucion_tendencias_resinas_compuestas.asp.
- 5) Color y características ópticas para restauraciones estéticas de dientes anteriores. <http://www.actaodontologica.com/ediciones/2011/4/art17.asp>.
- 6) Color en odontología. <http://perionetblog.blogspot.Co/2008/11/color-en-odontologia-color-in-dentistry.html>.
- 7) Factores que influyen la selección del color en prótesis fija. <http://www.actaodontologica.com/ediciones/2009/4/art21.asp>.
- 8) Color y características ópticas para restauraciones estéticas de dientes anteriores. <http://www.actaodontologica.com/ediciones/2011/4/pdf/art17.pdf>.

- 9) Microdureza profunda en una resina compuesta fotopolimerizada por diferentes fuentes de luz. <http://revistas.ces.edu.co/index.php/odontologia/article/viewFile/1186/854>.
- 10) Resinas compuestas. <http://www.medicinaoral.com/medoralfree01/v11i2/medoralv11i2p215e.pdf>.
- 11) Evaluación de la microdureza superficial de una resina compuesta según fuente de luz, su opacidad y tiempo de exposición http://www.upch.edu.pe/faest/publica/2009/vol19_n2/vol19_n2_09_art4.pdf





ANEXO 2

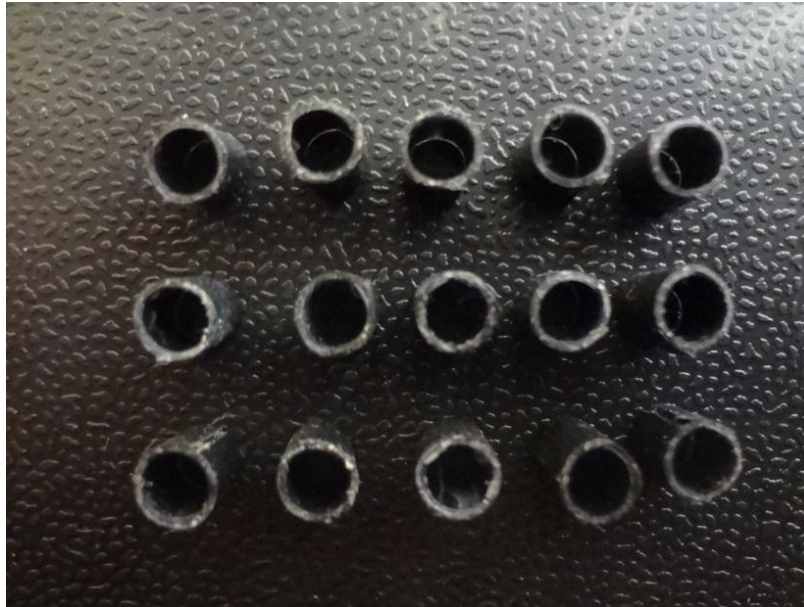
SECUENCIA FOTOGRÁFICA



Resinas de nanorelleno



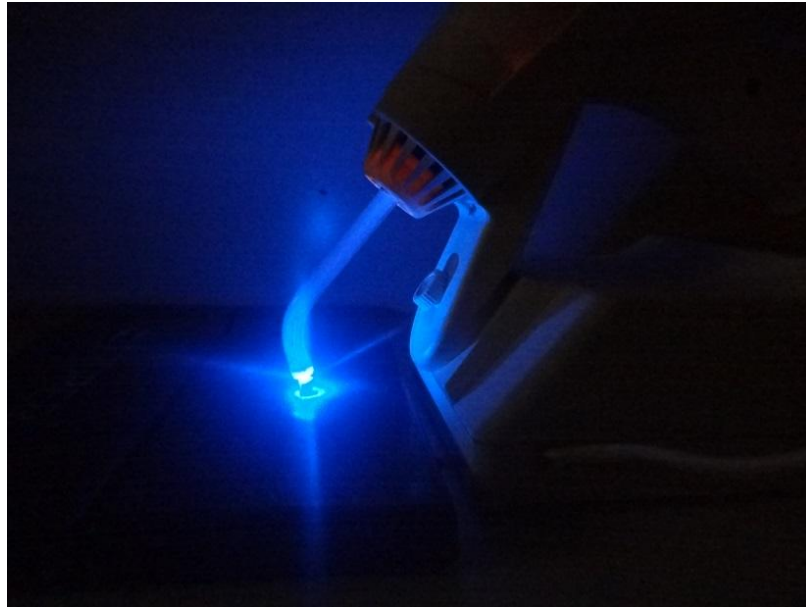
Lampara de Luz Halogena Visilux 2 3M



Tubos Cilindricos



Cilindros con resina de nanorelleno



Fotopolimerización de la resina



Medición de la Profundidad de Polimerización de la Resina A₁



Medición de la Profundidad de Polimerización de la Resina A₂



Medición de la Profundidad de Polimerización de la Resina A₃



Medición de la Profundidad de Polimerización de la Resina A3.5



Grupos Experimentales