



UNIVERSIDAD PERUANA
CAYETANO HEREDIA
ESCUELA DE POSGRADO

**COMPARACIÓN DE LA MICRODUREZA
SUPERFICIAL *IN VITRO* DE UNA RESINA
COMPUESTA FOTOACTIVADA A
DIFERENTES TEMPERATURAS Y
TIEMPOS DE CLIMATIZACIÓN**

**TESIS PARA OPTAR EL GRADO DE
MAESTRO EN ESTOMATOLOGÍA**

CÉSAR GUSTAVO QUINTANILLA QUISPE

LIMA – PERÚ

2016

ASESORA

Mg. Leyla Delgado Cotrina

Departamento Académico de Clínica Estomatológica

DEDICATORIA

A mi familia, por su amor, trabajo y sacrificio, que me alentaron en estos años de estudio y verme llegar a donde estoy.

AGRADECIMIENTOS

- En primer lugar a Dios, por permitirme lograr mis objetivos brindándome salud y lo necesario para no rendirme en el camino, gracias por su infinita bondad.
- A mis padres Irma y César, por enseñarme la capacidad de superarme a mí mismo y dejarme la herencia más noble, mi educación.
- A mi asesora, por compartir sus conocimientos, por su apoyo y paciencia, ha sido un privilegio compartir con Ud. estos años de estudio.
- A todas las personas y amigos que me apoyaron para culminar mis estudios, gracias por su amistad.

FORMATO PARA LA DECLARACIÓN DE AUTOR			
FECHA	10	Enero	2017
APELLIDOS Y NOMBRES DEL EGRESADO	CESAR GUSTAVO QUINTANILLA QUISPE		
PROGRAMA DE POSGRADO	MAESTRIA EN ESTOMATOLOGIA		
AÑO DE INICIO DE LOS ESTUDIOS	10	Mayo	2013
TITULO DEL TRABAJO DE INVESTIGACIÓN DE GRADO	COMPARACIÓN DE LA MICRODUREZA SUPERFICIAL <i>in vitro</i> DE UNA RESINA COMPUESTA FOTOACTIVADA A DIFERENTES TEMPERATURAS Y TIEMPOS DE CLIMATIZACIÓN		
MODALIDAD (marcar)	Tesis	X	Sustentación temática
Declaración del Autor			
La presente Tesis es un Trabajo de Investigación de Grado original y no es el resultado de un trabajo en colaboración con otros, excepto cuando así está citado explícitamente en el texto. No ha sido ni enviado ni sometido a evaluación para la obtención de otro grado o diploma que no sea el presente.			
Teléfono de contacto (fijo / móvil)	958925993		
E-mail	cxsar_qp@hotmail.com		

César Gustavo Quintanilla Quispe
DNI: 70421755

RESUMEN

Objetivos: Comparar la microdureza superficial de una resina compuesta fotoactivada a diferentes temperaturas y determinar el tiempo óptimo de espera luego de su refrigeración.

Materiales y métodos: Se confeccionaron especímenes de 5 mm de diámetro x 2 mm de alto con la resina compuesta Filtek™ Z350XT (3M ESPE) color A1 (n=5). Para la primera fase los especímenes fueron fotoactivados pre calentadas a las temperaturas de 0, 10, 20, 30 y 40 °C; en la segunda fase las resinas compuestas fueron refrigeradas, luego de esta etapa se retiraron y se esperó los tiempos de 0, 10, 20 y 30 minutos antes de la fotoactivación. Se utilizó la lámpara Bluephase® C8 (Ivoclar Vivadent) con una intensidad de 600 mW/cm² para la fotoactivación. Para obtener los datos de microdureza se utilizó un microdurómetro Vickers MMT (Buehler). Se realizó la prueba de ANOVA/Tukey para analizar los datos obtenidos.

Resultados: A mayor temperatura de las resinas, mayor microdureza superficial. Se encontró que a partir de 20 °C ambas resinas compuestas presentaron los mayores valores de microdureza superficial cuando se compararon con las temperaturas de 0, 10 °C ($p < 0.05$). No se encontró diferencias estadísticamente significativas entre las temperaturas de 20, 30 y 40 °C ($p > 0.05$). Los valores de microdureza superficial de la resina compuestas refrigerada a 0 minutos o 10 minutos fueron menores que a los 20 minutos y 30 minutos ($p < 0.05$). No se encontró diferencia estadísticamente significativa entre los tiempos 20 y 30 minutos ($p > 0.05$).

Conclusiones: La temperatura de las resinas compuestas debe ser mayor a 20 °C para su fotoactivación. Cuando las resinas compuestas son refrigeradas se debe de esperar al menos 20 minutos antes de su fotoactivación.

PALABRAS CLAVE: resin composite, monomer conversion, curing temperature

ABSTRACT

Objectives: To compare the microhardness of one composite photoactivated at different temperatures and establish the optimal time-out after cooling.

Materials and methods: Specimens of 5 mm diameter x 2 mm high with Filtek Z350XT composite resins (3M ESPE) Color A1 (n = 5) were fabricated. During first phase, specimens at temperatures of 0, 10, 20, 30 and 40 ° C were photo-activated. For the second phase composites resins were cooled and then removed after 0, 10, 20 and 30 minutes, then they were photoactivated with C8 bluephase® lamp (Ivoclar Vivadent) with an intensity of 600 mW / cm². Microhardness Vickers was microhardness MMT (Buehler). ANOVA / Tukey was performed to analyze the data.

Results: Higher temperatures composite at showed temperature increased surface microhardness photoactivation. Composites at 20 ° C and higher temperatures showed the highest microhardness values when compared with the temperatures of 0, 10 ° C (p < 0.05). No statistically significant differences between the temperatures of 20, 30 and 40 ° C (p > 0.05). Were found surface microhardness of composite resin cooled to 0 minutes or 10 minutes were less than 20 minutes and 30 minutes (p < 0.05). No statistically significant difference between times 20 and 30 minutes (p > 0.05).

Conclusions: Composite resins must be photoactivated at temperatures not lower than 20 ° C. Prior to photoactivation on cooled composite 20 minutes time is needed.

KEYWORDS: resin composite, monomer conversion, curing temperature

ÍNDICE DE TABLAS

	Págs.
Tabla 1. Valores medios y desviación estándar (DE) de la microdureza superficial de la resina compuesta Filtek® Z350 XT (3M ESPE) según temperatura de fotoactivación.	28
Tabla 2. Valores medios y desviación estándar (DE) de la microdureza superficial de la resina compuesta Filtek® Z350 XT (3M ESPE) según tiempos de climatización.	29
Tabla 3. Comparación de medias de microdureza superficial de las resinas compuestas Filtek® Z350 XT (3M ESPE) según temperatura de fotoactivación en la superficie.	30
Tabla 4. Comparación de medias de microdureza superficial de las resinas compuestas Filtek® Z350 XT (3M ESPE) según temperatura de fotoactivación en la base.	31
Tabla 5. Comparación de medias de microdureza superficial de las resinas compuestas Filtek® Z350 XT (3M ESPE) según tiempos de climatización en superficie.	32
Tabla 6. Comparación de medias de microdureza superficial de las resinas compuestas Filtek® Z350 XT (3M ESPE) según tiempos de climatización en la base.	33

ÍNDICE DE GRÁFICOS

	Págs.
Gráfico 1. Microdureza superficial de la resina compuestas Filtek™ Z350 XT (3M ESPE) según temperatura de fotoactivación.	34
Gráfico 2. Microdureza superficial de la resina compuestas Filtek™ Z350 XT(3M ESPE) según tiempo de climatización	35

LISTA DE ABREVIATURAS Y SÍMBOLOS

RC	-	Resina compuesta.
Bis-GMA	-	Bisfenol A glicidil dimetacrilato.
cm	-	Centímetro.
CQ	-	Alcanforquinona.
CT	-	Equipo de control de temperatura.
HV	-	Dureza Superficial Vickers. (“Vickers Hardness”)
kg	-	Kilogramo.
kg/f	-	Kilogramo fuerza.
LED	-	Light Emitting Diode, Diodos emisores de Luz.
mW	-	MiliWatts.
mm	-	Milímetros.
nm	-	Nanómetro.
s	-	Segundo.
min	-	Minuto.
mW/cm ²	-	miliWatts por centímetro cuadrado.
p	-	Valor de significancia.
TEGDMA	-	Trietilenoglicol dimetacrilato.
UDMA	-	Uretano dimetacrilato.
μm	-	Micrómetros.

ÍNDICE DE CONTENIDOS

	Págs.
I. INTRODUCCIÓN	1
II. PLANTEAMIENTO DE LA INVESTIGACIÓN	3
II.1 Planteamiento del problema	3
II.2 Justificación	4
III. MARCO TEÓRICO	6
IV. OBJETIVOS	16
IV.1. Objetivo general	16
IV.2. Objetivos específicos	16
V. HIPÓTESIS	17
VI. MATERIALES Y MÉTODOS	18
VI.1. Diseño del estudio	18
VI.2 Grupo experimental	18
VI.3. Variables	19
VI.4 Técnica y/o Procedimiento	20
VI.5 Plan de análisis	24
VI.6 Consideraciones éticas	25
VII. RESULTADOS	26
VIII. DISCUSIÓN	36
IX. CONCLUSIONES	43
X. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	44
ANEXOS	

I. INTRODUCCIÓN

La resina compuesta (RC) es el material odontológico restaurador más usado en la práctica clínica, ampliamente estudiado y con buenas propiedades físicas, mecánicas y estéticas, y es por esta última cualidad que le brinda la gran demanda estética en la actualidad.^{1, 2, 3,4}

Este material restaurador, que es usado en múltiples aplicaciones clínicas, pasa por diferentes ambientes y diferentes tiempos de uso desde su almacenamiento hasta la aplicación clínica.^{3, 5} La polimerización de las resinas compuestas es un paso de gran importancia ya que está directamente relacionado a su biocompatibilidad con los tejidos, con el crecimiento bacteriano y con las adecuadas propiedades mecánicas y físicas de las restauraciones.^{6, 7,8}

En la parte clínica son varios los factores que pueden afectar las propiedades de las resinas compuestas como parte de una serie de pasos protocolares para la aplicación restauradora como: la intensidad de luz, longitud de onda, el tiempo de fotoactivación, entre otros.^{9, 10,} Algunas investigaciones han reportado la influencia de la temperatura de la resina compuesta durante la polimerización o si el proceso de refrigeración afecta sus propiedades.^{11,12}

Es así, que debemos tener en consideración a qué temperatura se almacenan las resinas compuestas, saber si la variación de la temperatura y el tiempo de climatización pueden afectar directamente las propiedades físicas y mecánicas de las resinas compuestas. Y teniendo en cuenta la gran diversidad de climas en el territorio peruano y por la constante búsqueda de los profesionales y pacientes de obtener restauraciones con resinas compuestas ideales, el objetivo de este estudio fue determinar un tiempo de climatización adecuada

para el uso de las resinas compuestas después de retirado del almacenamiento bajo refrigeración.

II. PLANTEAMIENTO DE LA INVESTIGACIÓN

II.1. Planteamiento del problema

El almacenamiento de la resina compuesta se realiza a menudo bajo refrigeración y posteriormente existen varios pasos a seguir antes de la fotoactivación y lograr un máximo valor en sus propiedades mecánicas.¹⁰

A lo largo del territorio peruano existen diferentes temperaturas dependiendo de la estación y su ubicación geográfica. Por lo cual, en regiones de temperaturas bajas, el material se mantiene a temperatura ambiente y en regiones cálidas los materiales se refrigeran para su almacenamiento, que es principalmente para conservar el material y prolongar el tiempo de vida del producto.^{10, 13}

Por otro lado, en la literatura se menciona que a temperaturas altas las resinas compuestas cambian de viscosidad, haciéndose menos manipulable por volverse pegajosa,¹⁴ y a temperaturas bajas las resinas compuestas se tornan sólidas dificultando la manipulación y adaptación marginal a las restauraciones, es por tal motivo que se tendría que esperar un tiempo adecuado de climatización para que la resina compuesta sea usada.

En las diferentes investigaciones no se contemplan los pasos pre clínicos, como el caso del almacenamiento que muchas veces se realiza bajo refrigeración, no existen investigaciones que evalúen el tiempo de climatización de las resinas compuestas,

siendo este punto importante para el manejo del material a una determinada temperatura. Aunque en la práctica clínica, el profesional intuye un tiempo estimado de retiro del material de la refrigeración para uso clínico y no como protocolo clínico para obtener niveles altos de conversión de las resinas.

Por lo tanto ¿Mantener la resina compuesta a una temperatura ambiente baja o a temperaturas de refrigeración y fotoactivarlas inmediatamente, tendrían alguna variación en la microdureza superficial, o se tendría que esperar un tiempo de climatización de la resina compuesta y fotoactivarla?

II.2. Justificación

La refrigeración de las resinas compuestas se realiza muchas veces durante el almacenamiento del material para mejorar la manipulación del mismo y para aumentar el tiempo de vida o evitar la degradación del producto.^{10,11,13} Por otro lado, la temperatura ambiental de diferentes ciudades varía de acuerdo a su ubicación geográfica y esto podría afectar la microdureza de las resinas compuestas. Conocer la influencia de la temperatura de la resina durante la polimerización es necesario para tomar las medidas necesarias para conseguir altos valores de microdureza y no mermar sus propiedades.

Asimismo tener en cuenta el tiempo adecuado de climatización de las resinas compuestas ayudaría a preparar el material antes de su uso clínico, ya que en la literatura esta variable pre clínica aún no está siendo estudiada a fondo.

Los resultados de este estudio tienen relevancia en la parte teórica ya que permite tener mayor conocimiento de la polimerización de las resinas compuestas reflejadas en los valores de microdureza superficial, y una adecuada manipulación.

En relación a la relevancia clínica permite conocer el tiempo ideal de refrigeración de las resinas compuestas y el tiempo que debemos esperar para trabajar con el material después de retirada de la refrigeración.

Y con respecto a la relevancia social, el conocimiento generado permite que los pacientes reciban restauraciones adecuadas que posibilita disminuir las secuelas asociadas a una deficiente polimerización.

III. MARCO TEÓRICO

Las resinas compuestas como material restaurador han experimentado un cambio gradual en su composición desde su introducción en la década de 1960.^{1, 3}

Las resinas compuestas se desarrollaron a partir de las resinas acrílicas; sin embargo, estos materiales no satisfacían las expectativas clínicas y es así que nace la necesidad de mejorar este material con el fin de aumentar su resistencia mecánica y disminuir los cambios dimensionales atribuidos al metacrilato de metilo. Raphael Bowen en los años 60 sintetizó un nuevo monómero al que denominó Bis-GMA, al cual se le agregaron partículas de relleno inorgánico, las que fueron tratadas superficialmente con un vinil silano, con el fin de permitir una buena unión entre ambas partes. Este monómero es el más usado en Odontología actual y se caracteriza por ser una cadena larga y rígida con dobles enlaces de carbono reactivos en ambas extremidades.^{15, 16}

Estas resinas comerciales hoy en día, presentan diferentes compuestos debido a estos cambios en su composición, los últimos métodos de cálculo de conversión de monómero a polímeros se realizan analizándolos por medio de espectroscopía infrarroja, la cual cuantifica el porcentaje de grupos metacrilatos reaccionados, pero existen otras pruebas de laboratorio que también evalúan el grado de polimerización a través de sus propiedades físico mecánicas, como la microdureza superficial Vickers y Knoop, que miden la deformación plástica de la superficie después de aplicarle una fuerza.^{7,10} Esta prueba de laboratorio es fiable para evaluar la

microdureza superficial del material a evaluar y también es de bajo costo y disponible en nuestro medio.

Para conocer a profundidad y entender cómo influye la temperatura en las propiedades físico mecánicas de las resinas, es necesario entender el proceso de polimerización de manera natural de las resinas compuestas, ya que todos estos compuestos resinosos endurecen mediante el proceso de polimerización; es decir, la unión entre sí de monómeros para formar polímeros.

El proceso de polimerización de RC activadas por una fuente de luz visible es un proceso químico complejo, que inicia mediante la emisión de fotones provenientes de una fuente de luz sobre la resina compuesta. La alcanforquinona (CQ) es el componente fotoiniciador más utilizado, la cual absorbe estos fotones en un espectro de luz entre 400-600 nm; pasando de un estado pasivo a un estado de excitación.

De la misma manera, en las resinas compuestas existe un co-iniciador que es una amina terciaria que funciona como agente reductor; así cuando la CQ colisiona con la amina habrá transferencia de electrones (H^+) por parte de la amina terciaria. Como consecuencia se forman dos radicales libres: el radical cetilo y el radical amino. Solo el radical amino da inicio a la reacción. El radical cetilo, derivado de la CQ es inactivo y generalmente se une a otro radical semejante o a una cadena en propagación, ocasionando la terminación de la formación de esta.^{17,18}

El radical libre es una molécula extremadamente reactiva, con un electrón libre en su capa de valencia, que busca formar un enlace covalente para mayor estabilidad. Este radical libre reaccionará con los dobles enlaces de carbono de los monómeros (C=C), provocando la ruptura de estos. A continuación se generan más radicales libres que forman enlaces sencillos de carbono-carbono (C-C) entre los monómeros, lo que produce largas cadenas de polímeros.¹⁹

A medida que continúa el proceso de polimerización las cadenas van creciendo e interactuando entre sí, causando un aumento significativo en la viscosidad. La capacidad de los radicales libres para encontrar dobles enlaces disminuye progresivamente, esto debido a que con una estructura rígida, la molécula de Bis – GMA no puede girar y exponer sus dobles enlaces para que ocurra otra reacción; por lo que muchos dobles enlaces quedan atrapados en las regiones de microgel formados entre las celdas de la red polimérica.⁹ Por lo tanto, solo un porcentaje de monómeros pasa a formar cadenas de polímeros, de esta manera algunos monómeros se quedan sin reaccionar; lo cual clínicamente puede comprometer algunas propiedades mecánicas, físicas y químicas; pudiendo ocasionar una menor resistencia al desgaste, mayor solubilidad en el medio oral, microfiltración, caries secundaria e irritación pulpar; además estos monómeros residuales pueden ocasionar toxicidad por incompatibilidad con los tejidos.^{8,20, 37}

Lovell et al. sostienen que la reacción de polimerización es autolimitante, principalmente por el aumento en la viscosidad del sistema y la disminución de la

movilidad de las moléculas impuestas por la rápida formación de una red polimérica con alta densidad de uniones cruzadas o reticuladas.²¹

La polimerización a través de la fotoactivación exhibe una conversión incompleta de los dobles enlaces de la matriz orgánica (de 70 a 85%), dejando una proporción significativa de grupos metacrilatos sin reaccionar²² la reacción en cadena dependerá de otros componentes como el sistema iniciador, el tipo de relleno u otros procedimientos clínicos para aumentar el porcentaje de la fotopolimerización.
8,23

El precalentamiento de los sistemas de resina antes de la fotopolimerización tiene muchas ventajas potenciales como aumentar el grado de conversión y el aumento de la microdureza superficial.^{21, 24, 28} así como también mejorar la adaptación del material a las paredes internas de la preparación cavitaria del diente preparado y por tanto, potencialmente reducirá los micro espacios.^{20 29}

Con el aumento de la temperatura, los radicales libres presenta mayor movilidad y se expanden, como resultado se produce una disminución de la viscosidad de la pasta y reacciona en mayor medida, lo que resulta en una reacción de polimerización más completa y una mayor reticulación.

Por esta razón una ventaja de calentar el compuesto de resina antes de la colocación y su posterior polimerización, podrían aumentar el grado de conversión de las resinas compuestas.^{24,25,26}

El aumento de la polimerización puede conducir a propiedades mecánicas mejoradas y una mayor resistencia al desgaste.^{8, 13, 17, 27}

Bausch y Lange mencionan que las resinas compuestas fotoactivadas a elevadas temperaturas de hasta 60° C puede mejorar considerablemente las propiedades mecánicas, debido a una conversión en cadena de los monómeros a polímeros en partes profundas, lo que sugiere un calentamiento previo de las resinas compuestas para su uso clínico.¹⁰

Sin embargo, Miyazaki et al (2009)⁹ Santana et al. (2009)¹¹ Bagis y Rueggeberg (2000)¹³ manifiestan que el calentamiento de las resinas compuestas a altas temperaturas podría complicar la manipulación del material.

Las resinas compuestas presentan en su composición una fase orgánica de BisGMA y TEGDMA (dimetacrilato de tri-etilenglicol) y una parte inorgánica que le confieren sus propiedades mecánicas y físicas por sus partículas de relleno.^{14,15} Sin embargo, este polímero tiene algunos inconvenientes, tales como la contracción de volumen y la falta de conversión completa durante la fotoactivación.¹⁵

Lovell et al. analizaron los efectos de la intensidad de la luz, la temperatura y la composición sobre el comportamiento de polimerización de BisGMA / TEGDMA. Utilizando calorimetría diferencial de barrido, que supervisó las tasas de fotopolimerización para varias condiciones experimentales. La polimerización BisGMA / TEGDMA se comportó de manera similar a otros sistemas

dimetacrilatos. Se encontró que la tasa máxima de polimerización fue directamente proporcional con la intensidad de la luz, al igual que la temperatura afectó la conversión máxima de polimerización.²¹

Uctasli y Valittu compararon la resistencia de módulo de flexión de dos compuestos de resina comerciales nanohíbrido (VOCO, Cuxhaven, Alemania) y microhíbrido (Filtek Z250, 3M ESPE, EE.UU), a temperatura ambiente de 40 °C, 45 °C y 50 °C antes de la fotoactivación con protocolo estándar de alta intensidad. En los resultados no se encontró correlación significativa entre el precalentamiento y el módulo de flexión.²⁷

Es por ello que varios autores mencionan que el precalentamiento podría ayudar a mejorar otras ventajas clínicas como la adaptación a las paredes de la cavidad.¹⁹

Daronch et al. investigaron los efectos de las temperaturas en diferentes tiempos de exposición de fotoactivación y superficie en monómeros de compuesto resinosos comerciales (Esthet•X, shade A2, lot #030221, Dentsply/Caulk, Milford, DE, USA). Las temperaturas evaluadas fueron de 3°, 10°, 20°, 22°(control), 25°, 27°, 30°, 40°, 54°, 60°C y se expuso a una fotoactivación de 5, 10, 20(control), 40s a 1 mm. de la superficie. Los valores de conversión en cada condición se compararon con los del control (22°C/20 s). Se observó una mayor conversión del compuesto a mayor temperatura.^{8, 21} Una exposición a la luz de 20s (superficie), la conversión varió desde 35,4 hasta 66,3% (3 °C a 60 °C, respectivamente) y de 31.6 a 63.0% a 2mm de profundidad. Para todas las muestras en tiempos de fotoactivación a diferentes

temperaturas, la parte superior tuvo mayor conversión que la de 2 mm de profundidad. Para las muestras expuestas a 20 o 40s, la parte superior tuvo una conversión similar o mayor a todos los rangos de temperatura, a diferencia de las muestras de 2 mm de profundidad, que a una exposición de 20s fue menor la conversión que a una de 40s temperaturas de 3 °C, 10 °C, 27 °C, y 40 °C. La conversión del monómero en ambas zonas incremento de manera constante con la temperatura. El uso de solo una exposición de 5 s (¼ de duración recomendada) en compuestos pre-calentados a 54 ° o 60 ° C resultó con una mayor conversión (52-64%) que en una exposición 40 s (dos veces de la duración recomendada), utilizada en compuestos a temperatura ambiente (48%).⁸

Jafarzadeh-Kashi et al. evaluaron el comportamiento de la polimerización y características térmicas de dos nuevos compuestos a cinco temperaturas, con la finalidad de evaluar la polimerización del composite si el aumento de la temperatura indica una eficacia en los procedimientos clínicos. Se usaron dos resinas compuestas (Core Max II [CM] y Rey Odontología [KD]), se prepararon 5 grupos de 5 muestras cada uno de (2 × 5 × 5 mm). Se midió en una temperatura constante de 0° C, 15° c, 23° c, 37° c y 60° c. Los resultados mostraron que no hay reacciones de polimerización a 0° c.²⁵ No existe diferencias significativas entre los dos materiales a las temperaturas de 15° c, 23° c, 37° c y 60° c. Concluyeron que las resinas compuestas almacenados a bajas temperaturas pueden afectar negativamente a su potencial de polimerización.³¹

Santana et al. realizaron un estudio donde verificaron la influencia de la temperatura en la microdureza Knoop (KHN) de las resinas compuestas, y si existe diferencia entre las zonas fotoactivadas antes y después de la aplicación de calor. Usaron un total de 84 muestras rectangulares ($10 \times 2 \times 2$ mm) que fueron fotoactivadas a ($600 \text{ mW} / \text{cm}^2 - 40 \text{ s}$), usaron 7 especímenes por resina compuesta (FillMagic, Glacier, Natural Look, Prisma APH, TE-Economic) que fueron precalentados a 170°C por 10 min, las muestras se almacenaron en cajas oscuras a 37°C durante 72 h. Los valores KHN se obtuvieron para tres sitios en cada muestra a distancias de 0.2, 1.0, y 2.0 mm de la superficie irradiada.²⁶ Se obtuvo como resultado que la mejora en los valores KHN dependía de los compuestos estudiados. Los valores KHN de TE- Economic, Natural Look, y Prisma han mejorado de manera significativa por el tratamiento térmico, mientras que FillMagic y Glacier se mantuvo sin cambios. Después del calentamiento, la distancia desde el área irradiada y los sitios que estaban más cerca de la superficie irradiada mostraron un KHN mayor. Concluyeron que la elección del material compuesto es importante cuando se quiere precalentar el material. Los sitios que están más cerca de la fuente de irradiación presentan una mayor dureza, incluso después del tratamiento térmico.

32

También cabe mencionar que Daronch et al. realizaron un estudio con el objetivo de determinar si el precalentamiento de las resinas compuestas afectaba la pulpa dental produciendo alguna injuria, por lo que midió in vivo la temperatura de la superficie de dientes preparados durante un procedimiento de restauración utilizando resina compuesta ya sea a temperatura ambiente ($23,6^\circ \text{C}$) o

precalentado a $54,7^{\circ}\text{C}$. Las restauraciones fueron de Clase I ($n=3$) en un paciente con múltiples restauraciones posteriores, la temperatura se midió en el techo pulpar y 2 mm más arriba, después de la preparación del diente (Prep), después del grabado ácido (grab), después de la colocación y fotoactivación del adhesivo (adh) y durante la colocación del composite a temperatura ambiente (TA) o precalentadas a 60°C . No hubo diferencia entre la temperatura del techo pulpar de la Prep ($27,8^{\circ} \pm 1,3^{\circ}\text{C}$) y grab ($27,8^{\circ} \pm 1,3^{\circ}\text{C}$) que fueron significativamente menor que adh ($30,5^{\circ} \pm 1,3^{\circ}\text{C}$). La colocación inmediata del compuesto precalentado resultó significativamente mayor en el techo pulpar ($36,2^{\circ} \pm 1,9^{\circ}\text{C}$) que los valores de TA ($30,4^{\circ} \pm 2,2^{\circ}\text{C}$ y $29,6^{\circ} \pm 0,9^{\circ}\text{C}$). La colocación de la resina precalentada aumentó la temperatura del diente de 6° a 8°C .³³

Por lo que el precalentamiento de las resinas compuestas a elevadas temperaturas no representa un daño significativo a la pulpa dental.³³

Aunque tiene muchos beneficios potenciales el aumento moderado de la temperatura del material,^{20,21} el precalentamiento todavía ofrece ventajas en términos de facilidad de manipulación y colocación.^{23,27}

Con respecto al tiempo de climatización y el proceso de refrigeración Osternack et al. determinaron el efecto de la refrigeración en la dureza de dos compuestos de resina Charisma® (C) y Durafill® (D) en las superficies superior e inferior. Las resinas compuestas se polimerizaron en tres condiciones diferentes: a temperatura ambiente (A) ($23 \pm 1^{\circ}\text{C}$); temperatura de refrigeración ($4 \pm 1^{\circ}\text{C}$), inmediatamente

fotoactivadas después del retiro de la refrigeración (0); finalmente refrigerada a 4 ± 1 °C y fotoactivadas después de 15 min. a temperatura ambiente (15). Las mediciones se realizaron con un multímetro digital después de la polimerización (I) y después de 7 días de almacenamiento en agua a 23 ± 1 °C (7d) en 120 muestras. Los resultados muestran que existe una mayor microdureza en la superficie superior, los grupos C07d y D07d aumentaron sus valores de microdureza en la base con el paso del tiempo, el grupo CAI presentaron mayores valores de dureza en comparación con C0I y C15I, lo que nos indica que después de la espera de 15 min. de retirada la resina de la refrigeración y fotoactivada (15), no se encontró diferencia estadística con el tiempo 0 min (0) ²⁹

IV. OBJETIVOS

IV.1. Objetivo general

Comparación de la microdureza superficial de una resina compuesta fotoactivada a diferentes temperaturas y tiempos de climatización.

IV.2. Objetivos específicos

1. Comparar la microdureza superficial de una resina compuesta fotoactivada a 0°, 10°, 20°, 30°, 40° C.
2. Comparar la microdureza superficial de una resina compuesta fotoactivada según el tiempo de climatización de 0, 10, 20, 30 min

V. HIPÓTESIS

A mayor temperatura de las RC y mayor tiempo de climatización se obtendrán mayores valores de microdureza superficial.

VI. MATERIALES Y MÉTODOS

VI.1. Diseño del estudio

Experimental in vitro, comparativo, transversal, prospectivo.

VI.2. Grupo experimental.

Grupo: Resina Filtek™ Z350 XT (3M ESPE St. Paul, MN, USA) color A1

El grupo experimental estuvo conformado por especímenes de 5 mm de diámetro x 2 mm de alto los cuales fueron confeccionados según las condiciones experimentales, ver anexo 1.

El tamaño muestral fue determinado a través de una prueba piloto, basado en el 10% de las muestras del estudio realizado por Daronch (2005) ⁸ donde se trabajó con 3 muestras por cada subgrupo en la prueba piloto.

Dentro de la prueba piloto se realizó una capacitación previa y una calibración para el uso del microdurómetro donde se obtuvo un coeficiente de correlación interclase de 0.89 (buena), ver anexo 2.

VI.3. Variables

Variable dependiente:

Microdureza superficial: Es el grado de resistencia de un material a la deformación plástica después de someterse a una fuerza. Es de tipo cuantitativa continua, indicado por la Microdureza en grados Vickers (HV).

Variable independiente:

Resina compuesta: Material restaurador odontológico utilizado para restaurar estructura dental perdida. Tipo cualitativa, nominal, categoría según la marca usada fue Filtek™ Z350 XT (3M ESPE, St. Paul, MN, USA)

Covariables:

Temperatura Ambiente: Es el grado de calor o frío presente en un ambiente medido por un termómetro, tipo cuantitativa Continua, indicador grado Celsius, dimensiones 0°, 10°, 20°, 30°, 40° Celsius.

Tiempo de Climatización: Es tiempo en el cual el material alcanza la temperatura del ambiente, tipo cuantitativa continua, indicador por min, dimensiones 0, 10, 20, 30 min.

El cuadro de operacionalización de variables se muestra en el anexo 3.

VI.4. Técnica y/o Procedimiento

Se realizó dos experimentos que están relacionados con la temperatura de las RC y otro con el tiempo de climatización.

En ambos casos se utilizaron especímenes de resina compuesta de 5 x 5 x 2 mm. Para la confección de los especímenes se fabricaron matrices metálicas de bronce de 2 mm de grosor con un orificio central de 5 mm de diámetro.

Para realizar los especímenes de resina se empleó la siguiente secuencia: Se colocó una fina capa de vaselina líquida en la superficie interna de las matrices con un hisopo para facilitar la posterior remoción de los especímenes; sobre una cartulina negra se colocó una platina de vidrio y sobre esta última una cinta celuloide; la matriz se posicionó sobre la cinta celuloide de tal forma que el orificio de la matriz este completamente sobre la cinta celuloide; en el orificio de la matriz se colocó un solo incremento de resina compuesta con una espátula de resina PFIG 4/5 (Hu-Friedy), luego se cubrió con otra cinta celuloide y platina de vidrio. Sobre la platina de vidrio se aplicó una presión de 1kg durante 30 s con la finalidad de eliminar excesos y obtener una superficie lisa al ras de la matriz de bronce (Figura 1).

El tiempo de confección de cada muestra se controló con un cronómetro digital para evitar diferencias en relación del tiempo de exposición a la luz natural, el promedio de tiempo de trabajo fue de 90 s.

Se fotoactivó los especímenes con una lámpara de LED Bluephase C8 (Ivoclar Vivadent) 600 mW/cm². La intensidad de luz fue previamente calibrada con un radiómetro Optilux antes de cada confección del espécimen. Los especímenes se fotoactivaron durante 20 s (Anexo 3).

Inicialmente se prepararon los especímenes para cada temperatura analizada: 0°, 10°, 20°, 30°, 40°C°. Se extrajo una porción de resina Filtek Z350 XT (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) de la jeringa que estuvo expuesta a las diferentes temperaturas programadas en el equipo de control de temperatura (ECT) confeccionada exclusivamente para este fin en la Universidad Nacional de Ingeniería (UNI) facultad de Física, esperamos 15 min para que el material obtenga y mantenga la temperatura, posteriormente con una espátula de resina PFIG 4/5 (Hu-Friedy) se confeccionaron los especímenes de resina compuesta, controlando el tiempo de confección aproximadamente 90 s. (Figura 2)

El control de la temperatura fue medido y controlado de manera electrónica dentro del ECT confeccionado para este fin.

Para evaluar la influencia del tiempo de climatización se trabajó a una temperatura ambiente promedio de 20°C en las instalaciones de la clínica dental de postgrado en la sede San Isidro de la Facultad de Estomatología de la UPCH.

Una vez retirada la resina que está en almacenamiento a 0°C, se fotoactivaron los especímenes inmediatamente a tiempo 0 min, luego a 10, 20 y 30 min. (Figura 3)

Luego de realizar la fotoactivación de todos los especímenes se envolvieron en papel aluminio y almacenadas en frascos oscuros para evitar la exposición a la luz natural, posteriormente se sometieron a pruebas de microdureza superficial después de 24 horas de almacenamiento para completar la polimerización en fase oscura,^{8,10,18,25} se usó el Microdurómetro modelo MMT (Buehler), utilizando una carga de 0.1 kgf durante 30 s⁸ en el laboratorio de Sputtering de la Facultad de Ciencias de la Universidad Nacional de Ingeniería. Se registraron 4 indentaciones en la base y 4 indentaciones en la superficie. Se confeccionó una ficha para el registro de los datos. (Anexo 5)

El microdurómetro viene incorporado con un microscopio óptico, necesario para medir la longitud de la indentación realizada. (Figura 4)

La Microdureza Vickers (HV) se determinó mediante la siguiente fórmula:

$$MV = \frac{2F \operatorname{sen} \theta / 2}{d^2}$$

Donde:

MV: Microdureza Vickers

F: Carga (N)

d: Valor promedio de las diagonales de la indentación (mm)

θ : Ángulo formado por las caras opuestas en el vértice del diamante indentador.

VI.5. Plan de análisis

Se realizó un análisis descriptivo (media y desviación estándar) para analizar los datos de microdureza superficial.

Para determinar la normalidad de los datos se utilizó la Prueba estadística Shapiro Will con la cual se encontró una distribución normal de los datos ($p>0.05$) de la superficie y de la base.

Se realizó el análisis estadístico ANOVA para contrastar las medias de los valores de microdureza superficial de las resinas compuestas según temperatura en la fotoactivación y tiempo de climatización con el cual se encontró diferencia significativa entre al menos 2 grupos ($p<0.05$).

Para determinar entre qué grupo se encuentran las diferencias se utilizó un análisis post hot de Tukey.

VI.6. Consideraciones éticas

Por ser un estudio experimental in vitro se presentó al Comité Institucional de Ética de la UPCH un documento en categoría de exonerado de revisión.

Se realizó una carta de presentación y solicitud para el uso de las instalaciones y del laboratorio de la Facultad de Ciencias de la Universidad Nacional de Ingeniería.

Se realizó una carta de presentación y solicitud para el uso de las instalaciones y equipos de la escuela de postgrado de la Universidad Peruana Cayetano Heredia.

VII. RESULTADOS

El presente estudio se basó en la comparación la microdureza superficial de la resina compuesta Filtek™ Z350XT (3M ESPE) fotoactivada a temperaturas de 0 °C, 10 °C, 20 °C, 30 °C y 40 °C y a diferentes tiempos de climatización de 0, 10, 20 y 30 min. Cada uno de los nueve subgrupos experimentales estuvo conformado por cinco muestras, que fueron evaluadas por el mismo evaluador.

Los valores de microdureza están representados por la unidad de medida HV. Los valores de microdureza superficial en la superficie y la base para la resina compuesta Filtek Z350 XT (3M ESPE) de acuerdo a la temperatura en la fotoactivación se muestran en la Tabla 1 donde se observa que conforme aumenta la temperatura en la que se fotoactiva la resina compuesta se observan mayores valores de microdureza superficial. (Gráfico 1)

Los valores de microdureza superficial en la superficie y la base para la resina compuesta Filtek Z350 XT (3M ESPE) de acuerdo al tiempo de climatización se muestran en la Tabla 2. Cuando las resinas compuestas evaluadas presentan mayor tiempo de climatización los valores de microdureza superficial son mayores. (Gráfico 2)

Los valores de microdureza superficial fueron analizados para determinar la normalidad de los datos a través de la Prueba estadística Shapiro Will en la cual se encontró una distribución normal de los datos ($p > 0.05$) de la superficie y de la base.

En la Tabla 3 se puede observar que la resina compuesta cuando esta se fotoactiva a 0 °C o 10 °C los valores de microdureza superficial en la superficie son menores significativamente que a las temperaturas 20 °C, 30 °C y 40 °C ($p < 0.05$). No existe diferencia estadísticamente significativa entre las temperaturas de fotoactivación a los 20 °C, 30 °C y 40 °C ($p > 0.05$).

En la Tabla 4 se puede observar que la resina compuesta cuando esta se fotoactiva a 0 °C o 10 °C los valores de microdureza superficial en la base son menores que a las temperaturas 20 °C, 30 °C y 40 °C ($p < 0.05$). No existe diferencia estadísticamente significativa entre las temperaturas a los 20 °C, 30 °C y 40 °C ($p > 0.05$).

En la Tabla 5 se puede observar que la resina compuesta cuando se retira la resina compuesta de la refrigeración y se espera de 0 o 10 min (tiempo de climatización) los valores de microdureza superficial son menores que a los tiempos de climatización 20 min y 30 min ($p < 0.05$). No existe diferencia estadísticamente significativa entre los tiempos de climatización 20 y 30 min ($p > 0.05$). La misma tendencia se observa en la base Tabla 6, que los tiempos de climatización de 0 min o 10 min los valores de microdureza superficial son menores que a los tiempos de climatización 20 min y 30 min ($p < 0.05$).

TABLA 1

Valores medios y desviación estándar (DE) de la microdureza superficial de la resina compuesta Filtek™ Z350 XT (3M ESPE) según diferentes temperaturas en la fotoactivación.

Filtek™ Z350 XT (3M ESPE)				
Temperatura	n°	SUPERFI CIE	MEDIA	DE
0°	5	S	83.62	2.65
		B	68.06	2.50
10°	5	S	85.18	1.87
		B	72.14	1.12
20°	5	S	92.34	2.81
		B	80.54	3.08
30°	5	S	94.16	1.56
		B	82.92	2.72
40°	5	S	94.60	2.05
		B	85.38	2.96

Valores expresados en HV = kg/mm²

TABLA 2

Valores medios y desviación estándar (DE) de la microdureza superficial de la resina compuesta Filtek™ Z350 XT (3M ESPE) según tiempo de climatización.

Filtek™ Z350 XT (3M ESPE)			
Tiempo	UPERFICIE	MEDIA	DE
0 min	S	83.76	2.54
	B	68.06	2.50
10 min	S	85.46	2.08
	B	69.40	1.39
20 min	S	91.38	2.69
	B	78.20	1.17
30 min	S	91.52	2.39
	B	80.80	1.86

Valores expresados en HV = kg/mm²

TABLA 3

Comparación de medias de microdureza superficial de las resinas compuestas Filtek™ Z350 XT(3M ESPE) según diferentes temperaturas en la fotoactivación en la superficie.

Temperatura	Filtek Z350 (3M ESPE)	
	MEDIA	p
0°	83.62	b
10°	85.18	b
20°	92.34	a
30°	94.16	a
40°	94.60	a

Valores expresados en HV = kg/mm²

Letras diferentes indican diferencias significativas entre los grupos evaluados (p<0.05)

TABLA 4

Comparación de medias de microdureza superficial de las resinas compuestas Filtek™ Z350 XT(3M ESPE) según diferentes temperaturas en la de fotoactivación en la base.

Temperatura	Filtek Z350 (3M ESPE)	
	MEDIA	p
0°	68.06	b
10°	72.14	b
20°	80.54	a
30°	82.92	a
40°	85.38	a

Valores expresados en HV = kg/mm²

Letras diferentes indican diferencias significativas entre los grupos evaluados (p<0.05)

TABLA 5

Comparación de medias de microdureza superficial de las resinas compuestas Filtek™ Z350 XT (3M ESPE) según tiempos de climatización en la superficie.

Tiempo de climatización	Filtek Z350 (3M ESPE)	
	MEDIA	p
0 min	83.76	b
10 min	85.46	b
20 min	91.38	a
30 min	91.52	a

Valores expresados en HV = kg/mm²

Letras diferentes indican diferencias significativas entre los grupos evaluados (p<0.05)

TABLA 6

Comparación de medias de microdureza superficial de las resinas compuestas Filtek™ Z350 XT (3M ESPE) según tiempos de climatización en la base.

Tiempo de climatización	Filtek Z350 (3M ESPE)	
	MEDIA	p
0 min	68.06	b
10 min	69.40	b
20 min	78.20	a
30 min	80.80	a

Valores expresados en HV = kg/mm²

Letras diferentes indican diferencias significativas entre los grupos evaluados (p<0.05)

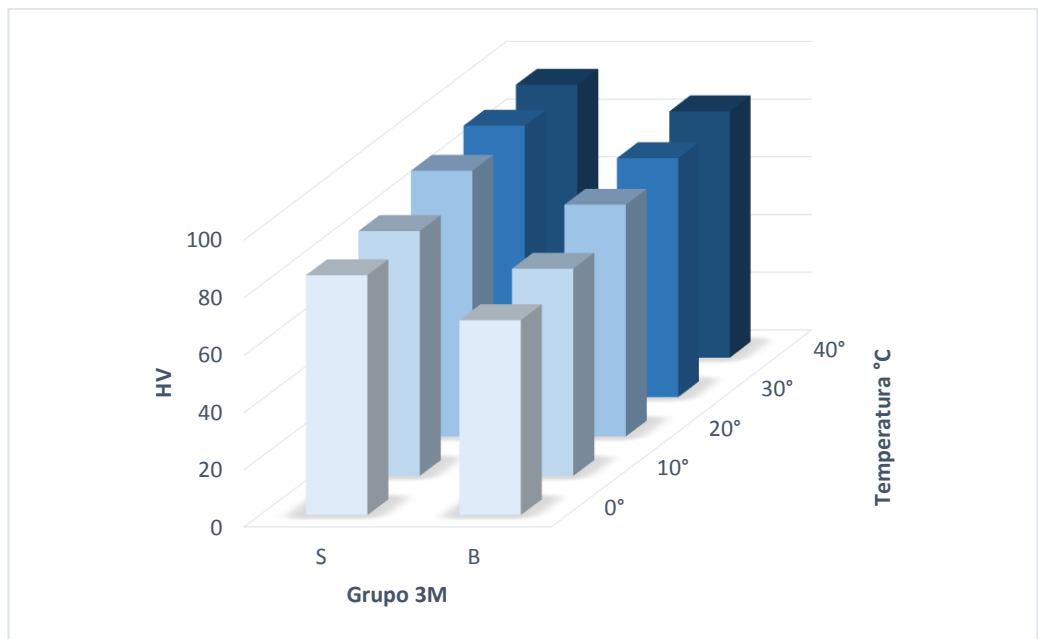


Gráfico 1. Microdureza superficial de la resina compuestas Filtek™ Z350 XT (3M ESPE) según temperatura de fotoactivación

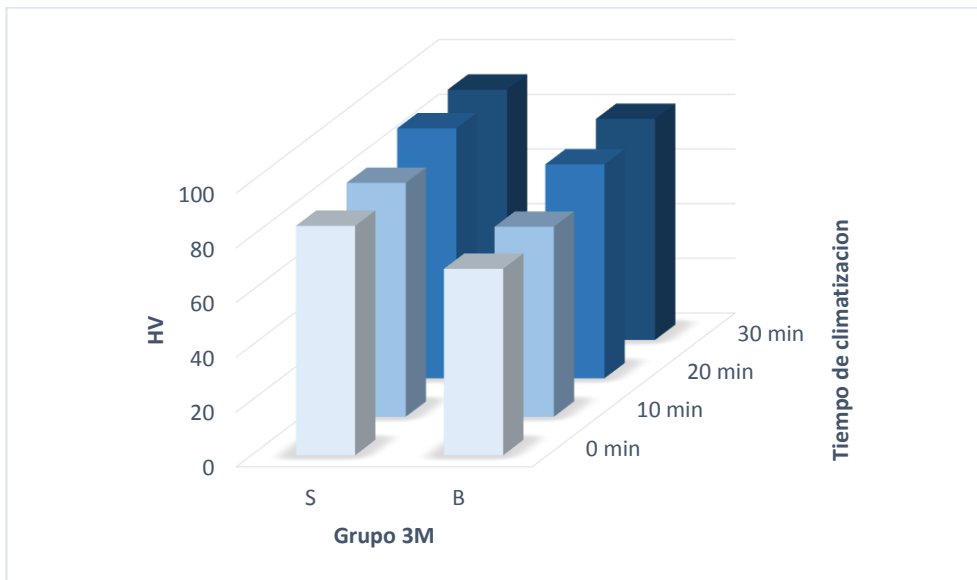


Gráfico 2. Microdureza superficial de la resina compuestas Filtek™ Z350 XT(3M ESPE) según tiempo de climatización

VIII. DISCUSIÓN

Las resinas compuestas fotopolimerizables son actualmente la primera opción para restaurar la estructura dental perdida, sin embargo, a pesar de sus excelentes propiedades estéticas, presenta varias limitaciones en cuanto a sus propiedades físicas y mecánicas; por esta razón, constantemente son evaluadas con el fin de poder influir y predecir un mejor rendimiento clínico del material dentro de la cavidad oral. ^{2, 6, 8}

El presente estudio in vitro evaluó y comparó la microdureza de la resina compuesta Filtek™ Z350XT (3M ESPE) a través del test de microdureza superficial Vickers, en relación a diferentes temperaturas en la activación y diferentes tiempos de climatización.

Los resultados evidenciaron que los valores de microdureza en la superficie superior fueron mayores que la base independientemente de la temperatura de la RC y tiempos de climatización. Los mayores valores de microdureza se encuentran en la parte superior que concuerda con los resultados de diversas investigaciones, ^{34, 35, 20, 21, 27, 29} los que sustentan que a mayor profundidad menor grado de conversión o menor microdureza de la resina compuesta. Este fenómeno se explica debido a que la superficie superior se encuentra en contacto directo con la fuente de luz, donde la absorción de energía o cantidad de fotones es mayor; para que la luz llegue hasta la base debe atravesar todo el grosor de la resina compuesta por lo que

se produce atenuación en esa zona, por los fenómenos de absorción y dispersión de la luz.^{35, 36}

El grosor del incremento de una resina compuesta es un factor muy importante que impacta en la polimerización y por ende en las propiedades físico mecánicas. A mayor grosor del incremento de resina, menor número de fotones disponibles para interactuar con la CQ en las zonas profundas; como consecuencia el número de radicales libres disminuirá, limitando la cantidad de monómeros que posteriormente serán convertidos en polímeros, que podrían actuar como plastificantes y reducir las propiedades mecánicas de las restauraciones.^{8, 21, 23}

Otro factor que condiciona la eficacia de la reacción de polimerización que depende del material en sí, es el color. Los pigmentos que contienen las resinas compuestas para conseguir las diferentes tonalidades de los dientes pueden ser un impedimento para el paso de la luz.¹⁸ La CQ que es inherentemente amarilla, causa limitaciones en la fabricación de resinas compuestas de colores extra claros. En general se admite que los colores más oscuros experimentan un fraguado menos profundo que los tonos más claros por la cantidad de modificadores ópticos que no permiten la dispersión de la luz. El grado de polimerización depende de la traslucidez del composite no tanto del color del mismo.^{17 23} El color usado en este estudio fue el color A1 con una opacidad media, denotada como "Body"

En relación a la temperatura de la RC se observó que a mayor temperatura, mayores fueron los valores de microdureza evidenciando la influencia de la temperatura en el proceso de polimerización.^{6, 8, 16, 24, 27} La temperatura de la RC durante la polimerización influyó significativamente en los valores de microdureza para ambas superficies, siendo que a partir de los 20 °C proporciona los mayores valores de microdureza independientemente de la superficie analizada.

Los valores de microdureza superficial, que refleja el grado de conversión es producto del proceso de la polimerización, donde los monómeros se unen entre sí para formar cadenas largas de polímeros. La molécula de monómero Bis-GMA tiene un enlace doble de carbono insaturado, al interrumpirse esta unión el electrón libre provoca que la molécula sea muy reactiva, generando un enlace doble con la molécula vecina dejando otro electrón libre en la cadena recién formada; se da una reacción en cadena hasta que polimeriza la mayor parte del monómero. Para iniciar esta reacción se requieren de iniciadores químicos como la CQ, que produce radicales libres al ser expuesto a la luz visible, así disponen de un electrón altamente reactivo, reaccionando con el doble enlace de carbono del monómero, transfiriendo el electrón libre e iniciando la reacción antes descrita.¹⁷

En la literatura se menciona que la polimerización de las resinas compuestas presenta una conversión incompleta de los dobles enlaces de dimetil-metacrilato en un 70 a 85 % dejando una proporción significativa de grupos metacrilato sin reaccionar.^{8, 22} Depende del tipo de monómero, la composición de relleno, el

sistema iniciador de cada casa comercial y los procedimientos clínicos de fotopolimerización para obtener una casi completa polimerización.^{29, 8, 35, 21}

El aumento de la temperatura de la resina compuesta disminuye la viscosidad del sistema y aumenta la movilidad molecular de los grupos reactivos presentes en la matriz resinosa aumentando la frecuencia de colisiones entre estas, propiciando una mayor conversión de monómeros.^{24, 37} Asimismo, al ser menos viscoso, presenta una mayor expansión de todos los componentes de las resinas compuestas la cual hace posible el paso de los fotones que interactúan con los fotoiniciadores, y los radicales libres aprisionados consiguen auto acelerarse causando una tasa máxima de conversión.^{8, 39, 24, 37, 29}

Conociendo el proceso de polimerización, el grado de conversión está directamente relacionado a las propiedades físico mecánicas de la resina compuesta, a mayor conversión de polímeros mejores propiedades físico mecánicas se obtendrán.^{21, 41, 27, 26}

Una resina compuesta con mayor grado de conversión presenta mayor microdureza de la superficie y mejores propiedades físico mecánicas.^{8, 37} encontraron una mayor resistencia a la flexión, a la fractura.²⁴ una mayor resistencia a la tracción y menor desgaste.²⁶ Por otro lado, Friedman encontró que el calentamiento de las resinas compuestas antes de la restauración mejora la adaptación marginal, por el aumento de la viscosidad.¹⁶ Como ventaja clínica incrementar la temperatura durante la fotoactivación permite reducir el tiempo de exposición.^{8, 6, 41}

En la presente investigación se observó que al exponer las resinas compuestas a temperaturas mayores a 20°C presentaron mayores valores de microdureza superficial frente a temperaturas de 0 °C y 10 °C, similar a los estudios realizados por Daronch y Rueggeberg (2005)⁸ , Lovell (1999)²¹ , Osternack et al. (2009)²⁹, Rueggeberg (1988)⁴¹.

Por tanto, los compuestos resinosos presentan monómeros que necesitan una cierta movilidad para ser convertidos correctamente en polímeros, por otro lado, la refrigeración podría aumentar la viscosidad del material, disminuyendo de ese modo la movilidad de sus componentes.²⁶

El proceso de refrigeración es una práctica común de los odontólogos, y está dirigida a la mayoría de los materiales dentales, debido a que aumenta la vida útil del producto y mantiene la consistencia plástica de la resina para su uso y transporte.

Tratando de reproducir esta práctica clínica se evaluaron diferentes tiempos de climatización después de retirar las resinas compuestas de la refrigeración a 0 °C a una temperatura ambiente constante y controlada de 20°C. Se encontró que a medida que se aumenta el tiempo de climatización, aumentan los valores de microdureza superficial, es decir que, fotoactivar inmediatamente después de retirado de la refrigeración se consigue menores valores de microdureza superficial que es significativo en comparación a un tiempo mayor o igual a 20 min de retirado del almacenamiento bajo refrigeración.

Osternack et al.²⁹ evaluaron el impacto de la refrigeración en la microdureza superficial de las resinas compuestas, encontrando que la espera de 15 min después de retirada la resina de la refrigeración a 4 °C, no fue estadísticamente significativa con respecto al tiempo 0 min que fue la fotoactivación inmediatamente después de retirada de la refrigeración; por lo que concluyó que es indistinto fotoactivar la resina compuesta inmediatamente o 15 min después de retirada de la refrigeración.

29

De acuerdo a los resultados obtenidos en la presente investigación es recomendable esperar un tiempo prudente de al menos 20 min después de retirar las resinas del almacenamiento refrigerado para poder fotoactivar la RC para que alcance una temperatura ambiente ideal para poder ser fotoactivas (≥ 20 °C) y así obtener mayores valores de microdureza aceptables para una buena restauración.

Estos datos no solo son importantes para los clínicos que almacenan refrigerando las resinas compuestas, sobre todo en temporadas de verano, también es importante para los clínicos que trabajan en diferentes zonas geográficas donde la temperatura ambiental es menor a 20 °C que hace que el clínico busque un método de calentar las resinas compuestas, por lo cual hace evidente la necesidad de crear un dispositivo que facilite al clínico mantener una temperatura adecuada durante la polimerización, para no mermar las propiedades del material restaurador.

Por lo tanto, este concepto llevado a las diferentes regiones geográficas del Perú y el mundo, donde podemos encontrar climas que oscilan entre 45 °C en el norte y

5 °C en el centro y sur del Perú, por lo que se debe tener en cuenta al momento de la manipulación de la resina compuesta antes, durante y después de su uso clínico, en caso que el profesional se encuentre en una ciudad con temperatura ambiente menor a 20 °C se necesitará un precalentamiento de las resinas compuestas.

Por otro, lado cabe resaltar el *software* ON/OFF creado exclusivamente para fines de esta investigación, un programa que controla de manera automática la temperatura que se desea evaluar, tanto a temperatura de refrigeración como a altas temperaturas, dicho software puede ser instalado en distintos dispositivos electrónicos como computadoras portátiles o de escritorio, que conectada con un equipo de refrigeración previamente acondicionado puede mantener los materiales odontológicos a una temperatura adecuada de forma que estén listos para su uso clínico, y así poder optimizar los resultados.

Se necesitan más estudios que respalden lo encontrado en la presente investigación.

IX. CONCLUSIONES

- A mayor temperatura mayores valores de microdureza superficial. (a 40° C se obtuvieron los mayores valores de microdureza)
- A partir de 20 min de espera después de la refrigeración (tiempo de climatización) se obtienen mayores valores de microdureza.
- Los mayores valores de microdureza superficial se obtuvieron cuando la resina compuesta se polimerizó a temperaturas ≥ 20 °C.

X. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Anusavice K. Ciencia de los Materiales Dentales. 11^o edición. El sevier, Madrid, 2004.
2. Combe E, Burke F. Contemporary Resin-based Composites Materials for Direct Placement Restorations: Packables, Flowables and Others. Dent Update 2000; 27: 326-36.
3. Schmiidsedeir J. Atlas de Odontología Estética. Edición Española. Ed. Masson. Barcelona, 1999.
4. Stefanello B. Odontología Restauradora y estética, Actualidades Médico Odontológicas Latinoamérica, São Pulo. 2005.
5. Maffezzoli A, Della Pietra A, Rengo S, Nicolais L, Valletta G. Photopolymerization of dental composite matrices. Biomaterials 1994; 15:1221-28.
6. Rueggeberg F, Hashinger D, Fairhurst C. Calibration of FTIR conversion analysis of contemporary dental resin composites. Dent Mater 1990; 6:241-49
7. Trujillo M, Newman S, Stansbury J. Use of near-IR to monitor the influence of external heating on dental composite photopolymerization. Dent Mater 2004;20:766-77.
8. Daronch M, Rueggeberg F, De Goes F. Monomer Conversion of Pre-heated Composite. J Dent Res 2005; 84(7):663-67.
9. Miyazaki C, Medeiros I, Santana I, Matos J, Rodrigues Filho L. Heat treatment of a direct composite resin: influence on flexural strenght. Braz Oral Res 2009;23:241-7.
10. Bausch J, de Lange C, Davidson C. The influence of temperature on some physical properties of dental composites. J Oral Rehabil 1981; 8:309-17
11. Santana I, Lodovici E, Matos J, Medeiros I, Miyazaki C, Rodrigues Filho L. Effect of experimental heat treatment on mechanical properties of resin composites. Braz Dent J 2009;20:205-10.

12. Sideridou I, Achilias D, Kyrikou E. Thermal expansion characteristics of light-cured dental resins and resin composites. *Biomaterials* 2004;25:3087-97.
13. Bagis Y, Rueggeberg F. The effect of post-cure heating on residual, unreacted monomer in a commercial resin composite. *Dent Mater* 2000;16:244-7.
14. Viljanen E, Skrifvars M, Vallittu P. Dendritic copolymers and particulate filler composites for dental applications: degree of conversion and thermal properties. *Dent Mater* 2007;23:1420-7.
15. Freedman PD. Clinical benefits of pre-warmed composites. *Private Dent* 2003;8:111-14.
16. Friedman J. Thermally assisted polymerization of composite resins. *Contemp Esthetics Rest Practice* 2003;7:46.
17. Ferracane JL. Placing dental composites a stressful experience. *Oper Dent*. 2008; 33(3): 247-57.
18. Andrzejewska E. Photopolymerization kinetics of multifunctional monomers. *Prog Polym Sci*. 2001; 26(4):605-65.
19. Albers HF. Resin polymerization. *Adept Report*. 2000; 6(3):1-16.
20. Areco I, Giorgi M, Lima D, Baron G, Aguiar F. Surface hardness of dental composite photopolymerized with different light sources and polymerization time. *JRD*. 2014; 2(1): 30-36
21. Lovell L, Newman S, Bowman C. The effects of light intensity, temperature, and comonomer composition on the polymerization behavior of dimethacrylate dental resins. *J Dent Res* 1999; 78:1469-76.
22. Cook WD, Beech DR, Tyas MJ. Resin-based restorative materials - a review. *Aust Dent J* 1984;29:291-95.
23. Peutzfeldt A, Asmussen E. Investigations on polymer structure of dental resinous materials. *Trans Acad Dent Mater* 2004;18:81-104.
24. Lovell LG, Lu H, Elliott JE, Stansbury J W, Bowman CN. The effect of cure rate on the mechanical properties of dental resins. *Dent Mater*. 2001; 17(6):504-11.

25. Bagis YH, Rueggeberg FA. Effect of post cure temperature and heat duration on monomer conversion of photoactivated dental resin composite. *Dent Mater* 1997;13:228- 32.
26. Trujillo M, Newman SM, Stransbury J. Use of near-IR to monitor the influence of external heating on dental composite photopolymerization. *Dent Mater* 2004;20:766- 77.
27. Uctasli M, Arisu H, Lasilla L, Valittu P. Effect of Preheating on the Mechanical Properties of Resin Composites. *Eur J Dent* 2008; 2:263-8
28. Muñoz CA, Bond PR, Sy-Muñoz J, Tan D, Peterson J. Effect of preheating on depth of cure and surface hardness of light-polymerized resin composites. *Am J Dent* 2008;21:215- 22.
29. Osternack F, et al. Impact of Refrigeration on the Surface Hardness of Hybrid and Microfilled Composite Resins. *Braz Dent J.* 2009; 20(1): 42-7
30. Daronch M, Rueggeberg FA, Moss L, de Goes MF. Clinically relevant issues related to preheating composites. *J Esthet Restor Dent* 2006;18:340–50.
31. Jafarzadeh-Kashi T, et al. Polymerization behavior and thermal characteristics of two new composites at five temperatures: refrigeration to preheating. *J Adv Prosthodont* 2011;3:216-20.
32. Santana et al. Effects of heat treatment on the microhardness of direct composites at different depths of restoration. *Rev Odonto Cienc* 2012;27(1):36-40.
33. Daronch M. Monomer Conversion of Pre-heated Composite In Vivo. *J Dent Res* 2010; 80(6):600-07.
34. Silva E, Araujo P, Francisconi P. Avaliação marginal e dureza de resinas compostas. Influencia de métodos de fotoativação avaliação da adaptação com moldes de elastómeros. *Rev FOB.* 2002; 10(1): 7-16.
35. Delgado L. Avaliação da microdureza superficial de resinas compostas extraclaras fotopolimerizadas por luz halógena e LEDs. Descrição das características dos aparelhos fotopolimerizadores. [Tesis de maestría]. Ponta Grossa. Universidade Estadual de Ponta Grossa. 2004.

36. Musanje L, Darwell B. Curing-light attenuation in filled-resin restorative materials. *Dent Mater.* 2006; 22(2):804-17.
37. Nie J, Lindén LÅ, Rabek JF, Fouassier JP, Morlet-Savary F, Scigalski F, et al. A reappraisal of the photopolymerization kinetics of triethyleneglycol dimethacrylate initiated by camphorquinone- N,N-dimethyl-p-toluidine for dental purposes. *Acta Polymer* 1998;49:145-61.
38. Blalock J, Holmes R, Rueggeberg F. Effect of temperature on unpolymerized composite resin film thickness. *J Prosthet Dent* 2006;96:424–32.
39. Lecamp L, Youssef B, Bunel C, Lebaudy P. Photoinitiated polymerization of a dimethacrylate oligomer: 1. Influence of photoinitiator concentration, temperature and light intensity. *Polymer* 1997;38:6089-96.
40. Prasanna N, Pallavi Reddy Y, Kavitha S, Lakshmi Narayanan L. Degree of conversion and residual stress of preheated and roomtemperature composites. *Indian J Dent Res* 2007;18:173-6
41. Rueggeberg FA, Craig RG .Correlation of parameters used to estimate monomer conversion in a light-cured composite. *J Dent Res* 1988; 67:932-37
42. Cook W, Simon G, Burchill P, Lau M, Fitch T. Curing kinetics and thermal properties of vinyl ester resins. *J Appl Polym Sci* 1997;64:769-81.

ANEXO 1

Materiales usados en el estudio.

Compuesto de Resina	Tipo	Matriz Orgánica	Color
Filtek™ Z350 XT (3M ESPE St. Paul, MN, USA)	Resina compuesta microhíbrida	BIS-GMA, UDMA, BIS-EMA	A1

Grupos Experimentales

Resina Filtek Z350 (Grupo 3M)	TEMPERATURA (T°)
	G 3M T 0°
	G 3M T 10°
	G 3M T 20°
	G 3M T 30
	G 3M T 40°

TIEMPO DE CLIMATIZACION (t)
G 3M t 0´
G 3M t 10´
G 3M t 20´
G 3M t 30´

ANEXO 2

Coeficiente de correlación interclase

Intraclass Correlation Coefficient							
	Intraclass Correlation ^b	95% Confidence Interval		F Test with True Value 0			
		Lower Bound	Upper Bound	Value	df1	df2	Sig
Single Measures	,890 ^a	-.150	.626	1.692	9	18	.163
Average Measures	,840 ^c	-.645	.834	1.692	9	18	.163

Two-way mixed effects model where people effects are random and measures effects are fixed.

a. The estimator is the same, whether the interaction effect is present or not.

b. Type A intraclass correlation coefficients using an absolute agreement definition.

c. This estimate is computed assuming the interaction effect is absent, because it is not estimable otherwise.

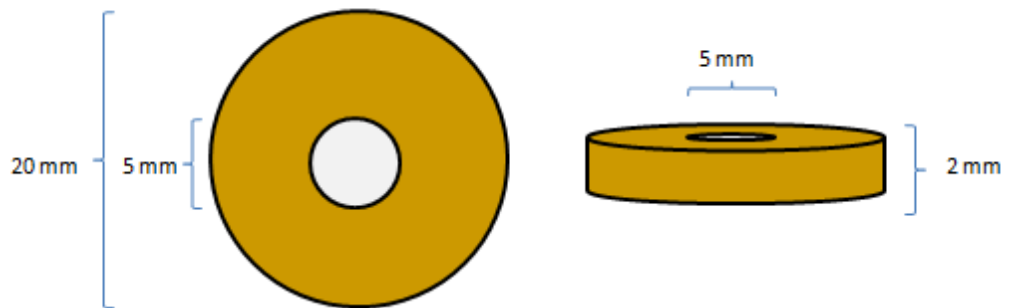
ANEXO 3

Cuadro de Operacionalización de Variables

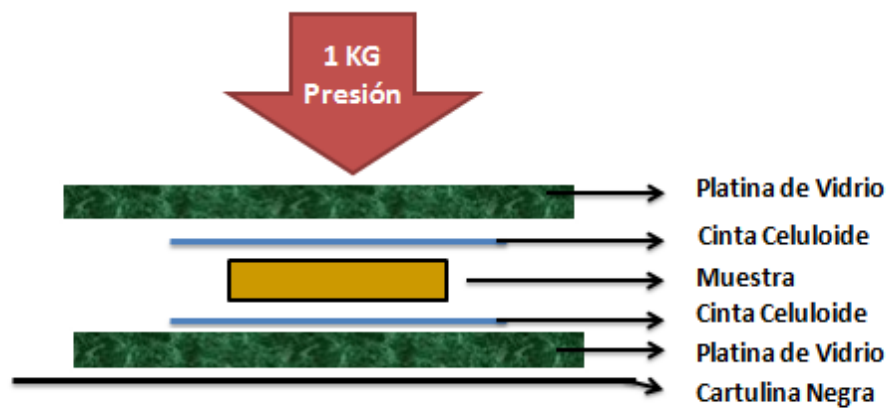
Variable	Definición Conceptual	Definición Operacional	Indicador	Tipo	Escala de medición	Categorías
Temperatura	Grado de calor o frío presente en un ambiente Medido por una termómetro	Temperatura programada por el equipo digital	Grados Centígrados C°	Cuantitativa Continua	Razón	0° 10° 20° 30° 40°
Tiempo de climatización	Tiempo en el cual el material alcanza la temperatura la temperatura del ambiente	Temperatura marcada por el equipo digital	Min	Cuantitativo Continua	Razón	0, 10, 20, 30
Microdureza	Resistencia de un material a la deformación plástica después de someterse a una fuerza.	Medición de la huella dejado por el indentador del Microduremetro	Microduremetro Vickers (MV)	Cuantitativo Continua	Razón	Superficie kgf/mm ² Base kgf/mm ²
Resina Compuesta	Material restaurador odontológico	Material restaurado de mayor demanda en el mercado peruano	-----	Cualitativo Nominal	-----	(3M ESPE) Filtek Z350 XT

ANEXO 4

Fig. 1 Confección de las muestras



Matrices de Bronce diseñadas para confeccionar las muestras



Confección de las Muestras

Fig. 2 Esquema de la primera prueba: Diferentes temperaturas Vs propiedades mecánicas

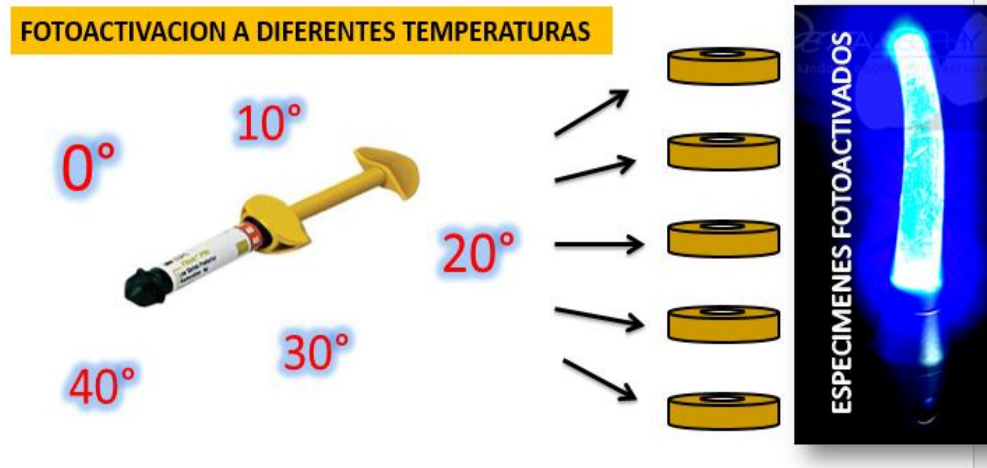


Fig. 3 Esquema de la segunda prueba: Diferentes tiempos de activación Vs propiedades mecánicas

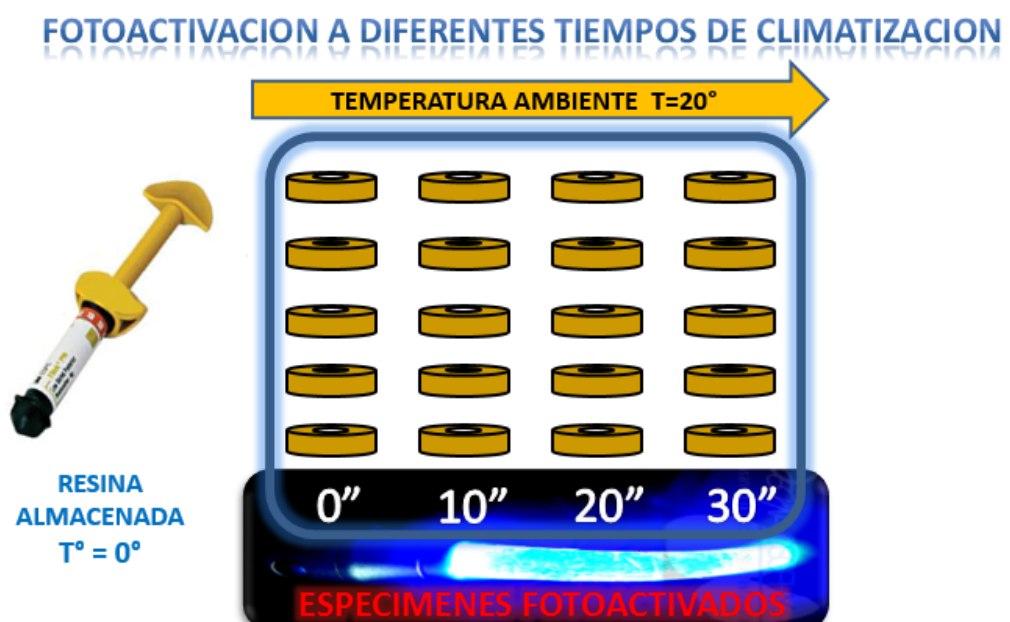
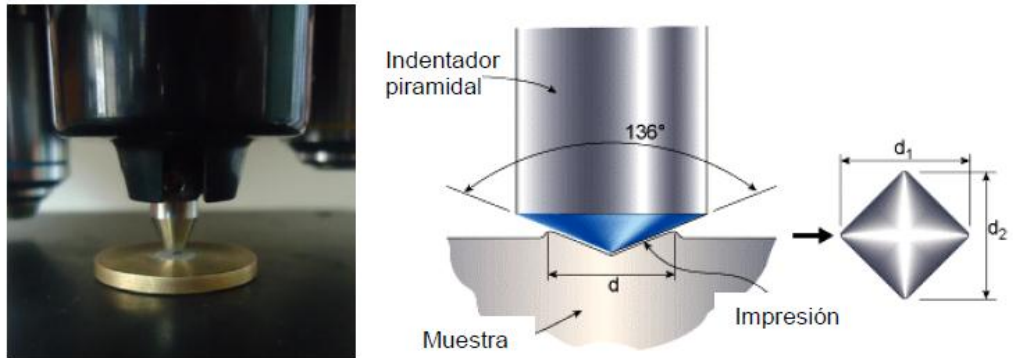


Fig. 4 Indentaciones en la prueba de microdureza



ANEXO 5

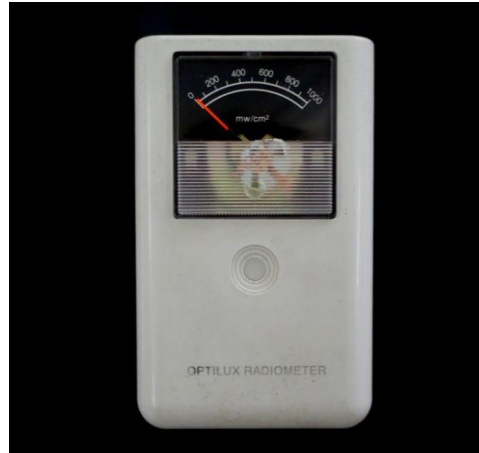


Fig 5. Radiómetro Optilux



Fig 6 Medición de la intensidad con el radiómetro Optilux

ANEXO 6

FICHA DE REGISTRO

Diferentes temperaturas

			T°					T°					
			1	2	3	4	X	1	2	3	4	X	
Filtek Z350 (3M ESPE)	1	S											
		B											
	2	S											
		B											
	3	S											
		B											
	4	S											
		B											
	5	S											
		B											

T°: Temperatura T° C : 0°, 10°, 20°, 30°, 40°
 S: Superior B: Base

FICHA DE REGISTRO

Tiempos de Climatización

T': Tiempo de climatización (min) T': 0', 10', 20', 30'
 S: Superficie B: Base

			T'					T'				
			1	2	3	4	X	1	2	3	4	X
Filtek Z350 (3M ESPE)	1	S										
		B										
	2	S										
		B										
	3	S										
		B										
	4	S										
		B										
	5	S										
		B										