

UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
POSGRADO DE PROSTODONCIA

**INFLUENCIA DEL MÉTODO DE POLIMERIZACIÓN EN
LAS PROPIEDADES FÍSICAS DE LAS RESINAS
PARA RESTAURACIONES PROVISIONALES FIJAS**

Trabajo especial presentado ante
la ilustre Universidad Central de
Venezuela por el Odontólogo
Andrés Eduardo Blanco Yallonardo
para optar al título de Especialista
en Prostodoncia.

Caracas, Mayo de 2005

UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
POSGRADO DE PROSTODONCIA

**INFLUENCIA DEL MÉTODO DE POLIMERIZACIÓN EN
LAS PROPIEDADES FÍSICAS DE LAS RESINAS
PARA RESTAURACIONES PROVISIONALES FIJAS**

Autor: Od. Andrés Blanco Yallonardo
Tutor: Prof. José Manuel Dos Santos

Caracas, Mayo de 2005

Aprobado en nombre de la
Universidad Central de Venezuela
por el siguiente jurado examinador:

(Coordinador) Nombre y Apellido
C.I.

FIRMA

Nombre y Apellido
C.I.

FIRMA

Nombre y Apellido
C.I.

FIRMA

Observaciones:

Caracas, Mayo de 2005

DEDICATORIA

A mis abuelos que fueron ejemplo de amor y trabajo.

A mis padres y hermanos, fuentes de inspiración, constancia y dedicación.

AGRADECIMIENTOS

Son muchas las personas que de alguna u otra forma contribuyeron en la realización de este trabajo, pero debo agradecer muy especialmente:

A mi tutor el profesor José Manuel Dos Santos, Especialista en Prostodoncia, por brindarme su orientación, paciencia y dedicación en la realización de este trabajo.

Al Profesor, Alfonso Maldonado, MSD. en Odontología, por haber sido punto de apoyo durante mi formación como persona y especialista, y por su orientación en la realización de este trabajo.

A la Profesora Olga González Blanco, MSc. en Odontología Restauradora y Oclusión, por sus consejos en la estructuración y organización de este trabajo.

Al Profesor Carlos Acosta, Odontólogo, por suministrarme parte de las referencias para la realización de esta tesis.

A mis amigos los odontólogos, Maria Eugenia González, Yakelín Moustarih, Alberto Lamberti, Giulio Carrillo, Karina Temes y Nancy Medina por su apoyo y colaboración en la realización de este trabajo.

LISTA DE CONTENIDOS

Página

DEDICATORIA.....	iv
AGRADECIMIENTOS.....	v
LISTA DE GRÁFICOS.....	ix
RESUMEN.....	x
I. INTRODUCCIÓN.....	1
II. REVISIÓN DE LA LITERATURA.....	3
1. GENERALIDADES DE LAS RESINAS DE USO ODONTOLÓGICO.....	3
2. PROCESO DE POLIMERIZACIÓN DE LAS RESINAS DE USO ODONTOLÓGICO.....	10
2.1 Definición del proceso de polimerización de las resinas de uso odontológico.....	10
2.2 Tipos de polimerización.....	14
2.2.1 Polimerización por adición.....	14
2.2.1.1 Polimerización por radicales libres.....	15
2.2.1.2 Polimerización por apertura de anillos.....	16
2.2.1.3 Polimerización iónica.....	17
2.2.2 Polimerización por condensación.....	17

2.3 Clasificación de las resinas de uso odontológico según el tipo de activación en el proceso de polimerización	20
2.3.1 Polimerización química.....	20
2.3.2 Polimerización física.....	22
2.3.3 Polimerización físico-química.....	24
3. PROPIEDADES FÍSICAS QUE SE VEN AFECTADAS POR EL PROCESO DE POLIMERIZACIÓN EN LAS RESINAS PARA RESTAURACIONES PROVISIONALES FIJAS.....	25
3.1 Estabilidad dimensional.....	25
3.2 Propiedades mecánicas.....	34
3.2.1 Módulo elástico.....	34
3.2.2 Deformación.....	37
3.2.3 Resistencia a la fractura.....	41
3.2.4 Dureza superficial.....	44
3.3 Sorción acuosa.....	49
3.4 Estabilidad del color.....	51
III. DISCUSIÓN	62
IV. CONCLUSIONES.....	66
V. REFERENCIAS.....	68

LISTA DE GRÁFICOS

Gráficos	Página
Gráfico 1. Ejemplo de un material a base de polimetil metacrilato.....	6
Gráfico 2. Fórmula estructural simplificada del polimetil metacrilato.....	7
Gráfico 3. Esquema de moléculas en estado de monómero y de polímero.....	11
Gráfico 4. Esquema de materiales poliméricos con estructura espacial lineal, ramificada y de cadenas cruzadas.....	12
Gráfico 5. Proceso de activación de las resinas de uso odontológico	22
Gráfico 6. Ejemplo de un material para provisionales a base de bis-acril.....	31
Gráfico 7. Ejemplo de resina acrílica fotoactivada.....	58

RESUMEN

Actualmente las resinas se utilizan como material para la confección de restauraciones provisionales. Entre ellas encontramos las resinas acrílicas y las resinas compuestas. Aunque sabemos que existen diferencias en sus propiedades físicas, las acrílicas se siguen utilizando básicamente por ser un material confiable, de fácil manipulación y cuyas propiedades se han mejorado. Adicionalmente, el proceso de polimerización juega un papel importante en las propiedades físicas de las resinas debido a que interviene de manera directa en el comportamiento de las prótesis provisionales. Las variables como el tipo de resina, los métodos de polimerización y las técnicas de fabricación empleadas, modifican sus propiedades físicas, lo que influye directamente en la longevidad de la restauración provisional, más aún cuando está sometido a cargas funcionales y al medio bucal.

I. INTRODUCCION

Las resinas acrílicas sin relleno se introdujeron en la profesión odontológica hacia 1945, con ellas se intento incrementar la vida media de las restauraciones estéticas, que hasta entonces se limitaban básicamente a los cementos de silicato.

La investigación desarrollada en los años 60 por Bowen y colaboradores marcó un hito en el campo de las resinas de uso odontológico. La utilización de una molécula más compleja de metacrilato multifuncional, sintetizada a partir de una resina epóxica (etilenglicol o bisfenol A) y un metacrilato, dió origen al bis-GMA, que es la parte orgánica de las llamadas resinas compuestas.

El adjetivo de compuestas, se debe a que a la citada parte orgánica, se le adiciona un relleno inorgánico, generalmente en forma de sílice, que tratado en su superficie por un silano, logran formar una sola estructura, capaz de soportar tensiones de origen mecánico, térmico y químico que se generan en boca en condiciones normales, siendo además biológicamente compatibles.

El desarrollo experimentado por las resinas desde su aparición, ha permitido superar las desventajas asociadas a las resinas acrílicas en sus propiedades físicas, permitiendo surgir a las resinas compuestas como material de elección en la confección de restauraciones provisionales, sin embargo, su superioridad es relativa, debido entre otras variables, a la influencia del proceso de polimerización.

Sería conveniente analizar el grado en que estas propiedades se ven afectadas por el proceso de polimerización y como pueden influir en la longevidad de la restauración provisional en boca.

Por tanto el objetivo de este trabajo especial de grado es analizar la influencia del método de polimerización en las propiedades físicas de las resinas acrílicas y compuestas para restauraciones provisionales fijas.

II. REVISIÓN DE LA LITERATURA

1. GENERALIDADES DE LAS RESINAS DE USO ODONTOLÓGICO

El primer polímero utilizado en odontología fue el caucho vulcanizado para base de dentaduras. Desde entonces han aparecido polímeros como los acrílicos vinílicos, el poliestireno, los epóxidos, los policarbonatos, el acetato de polivinilo-polietileno, los polisulfuros, las siliconas, los polieteres, los ácidos poliacrílicos, los oligómeros a base de bisfenol A glicidimetacrilato (dimetacrilatos) y los dimetacrilatos de uretano.⁽¹⁾

La principal aplicación de los polímeros ha sido la construcción de aparatos protésicos como bases de dentaduras. No obstante, también se han utilizado para aplicaciones muy importantes como: dientes artificiales, restauraciones dentales, cementos, mantenedores de espacio, ligas de ortodoncia, patrones para incrustaciones, impresiones, troqueles, material de obturación endodóntico, férulas ortostáticas y protectores bucales.⁽¹⁾

Las resinas a menudo se conocen como plásticos. El término *plástico* se refiere a compuestos no metálicos, producidos de manera sintética (por lo general a partir de

compuestos orgánicos), que pueden moldearse en varias formas y después endurecer para su uso comercial. Abarca materiales que, aunque poseen propiedades mecánicas diversas, tienen algunas similitudes químicas, porque están compuestos de polímeros o moléculas complejas de elevado peso molecular.⁽²⁾

La popularidad de los plásticos se relaciona con su capacidad para ser moldeados en formas complejas mediante la aplicación de calor y presión. Según su comportamiento térmico se clasifican en polímeros *termoplásticos*, los cuales al ser calentados por encima de la temperatura de transición del vidrio se reblandecen y moldean, para luego enfriar y endurecer en esta forma. Este ciclo puede realizarse varias veces sin problema. Otros son los polímeros *termofraguables*, los cuales presentan resistencia a los cambios después de habersele aplicado calor, es por ello que, cuando son moldeados y se calientan, no se reblandecen. Los polímeros termofraguables en general son insolubles y no fusionables, en cambio, los termoplásticos presentan mejores propiedades a la flexión y al impacto.⁽²⁾

Un tercer grupo de polímeros son los *elastómeros*. Los elastómeros se han desarrollado naturalmente a partir de la obtención del caucho del árbol *Hevea brasiliensis*. Desde principios del siglo XX, los químicos han tratado de sintetizar estos materiales y de copiar las propiedades que finalmente simulan al hule natural, lo cual ha generado la producción de una amplia variedad de elastómeros sintéticos, algunos de los cuales se utilizan en nuestra profesión como materiales de impresión.⁽²⁾

Dentro de las resinas de uso odontológico, las más utilizadas son las acrílicas, las cuales aparecen en la profesión odontológica hacia los años 40, y su desarrollo fue un intento de sustituir al cemento de silicato, que presentaba como desventajas el ser altamente soluble, potencialmente irritante, poseer bajas propiedades mecánicas y fallas en la estabilidad del color.^(1,3,4)

Estas son derivados del etileno y contienen un grupo vinilo en su fórmula estructural. Existen dos series de resinas acrílicas de interés odontológico, una de ellas se deriva del ácido acrílico y la otra del ácido metacrílico y

ambos compuestos polimerizan por adición en forma normal.⁽²⁾

La mayor parte de los sistemas de resinas usados en odontología se basan en el metacrilato, particularmente el metil metacrilato, debido a que son económicos y su procesamiento es relativamente sencillo, es por ello que representan el principal grupo polimérico y tienen la capacidad de proporcionar las propiedades esenciales y las características necesarias para utilizarlos en la cavidad bucal.⁽²⁾



Gráfico 1. Ejemplo de un material a base de polimetil metacrilato

El polimetil metacrilato es un polímero lineal, estable químicamente, que se ablanda al calor y puede ser moldeado como material termoplástico. Como toda resina acrílica, muestra tendencia a absorber agua mediante el proceso de

Para reducir estas desventajas se desarrollaron moléculas acrílicas con una alta carga de relleno que disminuyeron las deficiencias causadas por la alta contracción de polimerización y el elevado CVDT, debido a que la incorporación de partículas inertes reduce el volumen del polímero.⁽³⁻⁵⁾

Durante los años 60, se produjeron los primeros intentos para elaborar un material compuesto, sin embargo, no tuvieron éxito debido a que las partículas de relleno que se utilizaron no generaban una unión química con la matriz de resina. Ello producía defectos microscópicos entre las partículas retenidas mecánicamente y la resina que la rodeaba. Con el uso de un silano que cubría las partículas de relleno se logró el enlace químico entre ambos, obteniéndose un material de restauración que era superior a las resinas acrílicas.⁽²⁾

Son las denominadas resinas compuestas, a las cuales encontramos en la literatura como resinas multifuncionales de metacrilato y acrílico, cuyo esqueleto molecular puede tener cualquier forma, con tal de que los grupos metacrilatos se encuentren al final de una cadena lineal o ramificada.⁽²⁾

Las resinas compuestas están conformadas por moléculas de elevado peso molecular, formadas por una matriz de resina y partículas inorgánicas de relleno. Una de las primeras que se utilizaron en odontología fue la resina creada por Bowen (bis-GMA), que puede ser descrita como un éster aromático de un dimetacrilato, sintetizada a partir de una resina epóxica y un metil metacrilato. Debido a que el bis-GMA puro tiene una estructura central rígida (dos anillos) y dos grupos OH, su comportamiento es extremadamente viscoso, por lo que, para reducir la viscosidad se agrega un dimetacrilato como el trietilenglicol dimetacrilato o TEGDMA.⁽²⁾

Además de los dimetacrilatos mencionados anteriormente, otras resinas multifuncionales se han introducido en odontología en los últimos años. Por ejemplo los agentes de enlace para dentina que utilizan un monómero llamado monofosfato de dipentaeritiol pentaacrilato (PENTA-P).⁽²⁾

Al comparar las propiedades físicas de las resinas compuestas con los materiales acrílicos sin relleno, la resistencia a la compresión se mejora de cuatro a cinco

veces. El módulo de elasticidad es de cuatro a seis veces más alto, la resistencia a la tracción se duplica y se incrementa la dureza. Así mismo, se reduce la sorción acuosa, la contracción de polimerización y el CVDT, debido a la alta proporción relleno-resina. A pesar de que sus propiedades mejoran las resinas compuestas sufren básicamente de las mismas fallas que se producen en sus similares acrílicas.⁽²⁾

Aunque existen diferencias entre ellas, el método de polimerización tiene una influencia determinante sobre las propiedades físicas en ambos tipos de materiales y por ende en su desempeño clínico.^(2,6,7)

2. PROCESO DE POLIMERIZACIÓN DE LAS RESINAS DE USO ODONTOLÓGICO

2.1 Definición del proceso de polimerización de las resinas de uso odontológico

Según Phillips⁽⁴⁾, la composición de una sustancia polimérica se describe en términos de sus unidades estructurales, como lo indica la etimología de la palabra polímero, es decir, muchas partes. La polimerización se produce a través de una serie de reacciones químicas por las cuales se forma una macromolécula o polímero a partir

de varias moléculas simples conocidas como monómeros. En otras palabras, gran cantidad de moléculas de bajo peso molecular, reaccionan y forman una molécula grande de elevado peso molecular.

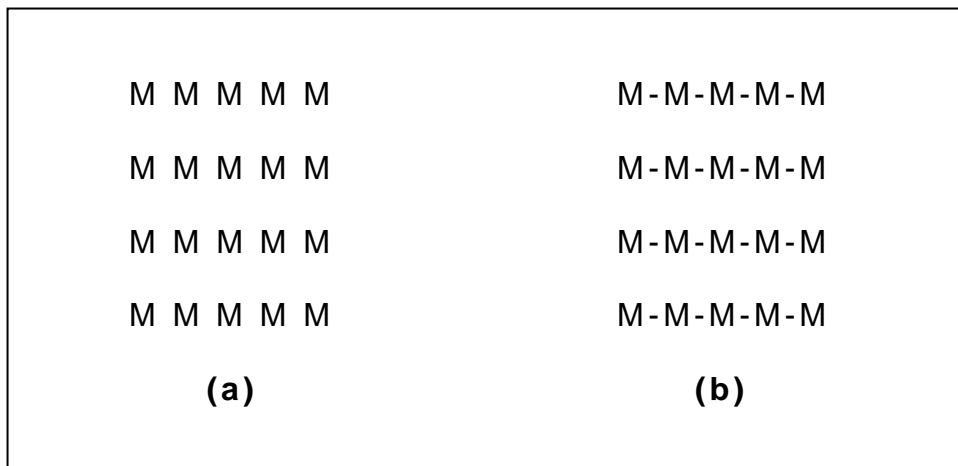


Gráfico 3. Esquema de moléculas en estado de monómeros (a) y de polímero (b). *Tomado de Macchi, 2000*

El polímero consta básicamente de una unidad estructural simple repetida en particular, y que en esencia se relaciona con la estructura del monómero. Las unidades se conectan una con otra en la molécula del polímero por enlaces covalentes ^(1,3,4,5) (Gráfico 3).

En algunos casos, el peso de la molécula del polímero llega a 50 millones de daltons. Cualquier compuesto químico

cuyo peso molecular exceda de 5000 daltons, se le considera una macromolécula. Se pueden lograr moléculas de polímero a partir de una combinación de diferentes tipos de monómeros. Se les denomina copolímeros si tienen dos o más unidades químicas diferentes y terpolímeros, si contienen tres unidades diferentes. ^(1,3,4,5)

Macchi⁽⁵⁾ establece que el proceso de polimerización puede describirse como la formación o crecimiento de cadenas a partir de la unión de monómeros para formar un polímero. En cuanto a la estructura espacial de los polímeros los podemos encontrar de manera lineal, ramificada y de cadenas cruzadas (Gráfico 4).

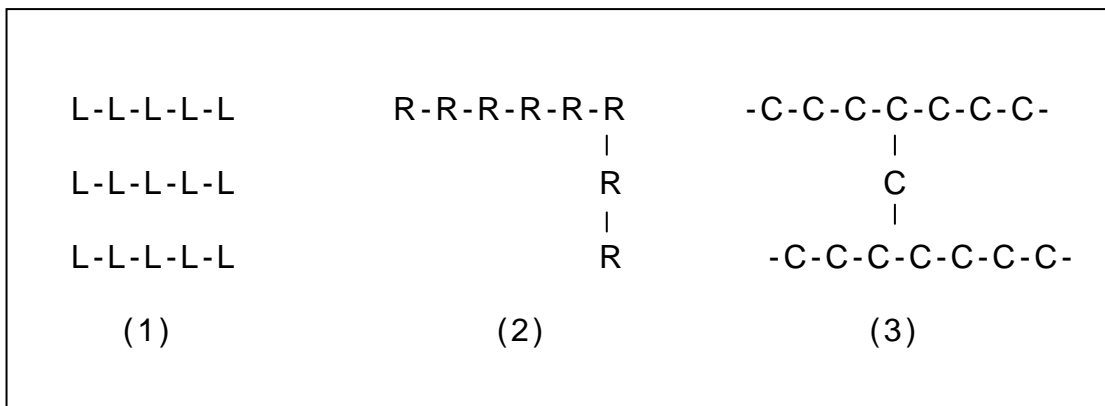


Gráfico 4. Esquema de materiales poliméricos con estructura espacial lineal (1), ramificada (2) y de cadenas cruzadas (3). Tomado de Macchi, 2000

Cuando se logra transformar un monómero en polímero, es posible detectar dos fenómenos colaterales que es preciso tener en cuenta. El primero representa un cambio de ordenamiento de mayor energía a uno de menor energía, al producirse la polimerización esa energía no puede perderse sino que se transforma y se libera en forma de energía térmica. En otras palabras, la reacción de polimerización es exotérmica lo que pudiera generar reacciones adversas al órgano dentino-pulpar.⁽⁵⁾

El otro fenómeno está relacionado con la distancia que separa a la molécula de monómero, al formar una cadena de polímeros, que reaccionan para unirse acercándose a una distancia mucho menor. Esto hace que la masa del polímero ocupe un volumen menor que el de la misma masa de los monómeros que le dieron origen, produciendo una contracción, la cual será mayor, cuanto mayor sea el número de moléculas por unidad de volumen que se unan para formar un polímero. Deberá entonces tenerse presente que, al lograr un sólido por polimerización se obtendrá un volumen menor al del monómero del cual se originó.⁽⁵⁾

2.2 Tipos de polimerización

2.2.1 Polimerización por adición

Las resinas de mayor uso en los procedimientos dentales son producto de la polimerización por adición. De hecho, este proceso es tan frecuente, que muchas veces al utilizar el término de polimerización solo, se da por entendido que se trata de polimerización por adición. A diferencia del proceso por condensación no hay cambio en la composición. Las macromoléculas se forman a partir de unidades más pequeñas o monómeros sin cambios de composición, pues tienen las mismas fórmulas empíricas. Es decir, se repite en el polímero muchas veces la estructura del monómero. Este proceso se lleva a cabo sin la formación de productos colaterales.⁽⁴⁾

En contraposición con la polimerización por condensación, aquí es posible formar con facilidad moléculas gigantes, casi de tamaño ilimitado. Comienzan por un centro activo e incorporan un monómero a la vez generando una cadena que en teoría puede seguir su crecimiento de manera indefinida hasta que lo permita el aporte de unidades que lo constituyen. El proceso es simple pero no fácil de controlar.⁽⁴⁾

2.2.1.1 Polimerización por radicales libres

Es un tipo de polimerización por adición, que suele producirse en moléculas insaturadas que contienen dobles enlaces, sin generar ningún subproducto. La reacción se desarrolla en tres fases denominadas iniciación, propagación y terminación. Dicha reacción puede ser acelerada por el calor, la luz y pequeñas cantidades de peróxidos, así como por el trietilborano y otros productos químicos.⁽¹⁾

Durante la fase de iniciación se produce la formación del radical libre, con una rápida adición de otras moléculas de monómero y la transferencia del electrón libre al extremo de la cadena en un crecimiento que caracteriza a la fase de propagación, esta reacción continúa hasta que termina el radical libre en crecimiento. Las reacciones de polimerización de radicales libres pueden ser inhibidas por la presencia de cualquier material que reaccione con un radical libre, que reduzca la velocidad de iniciación o aumente la velocidad de terminación, con lo que se disminuye el grado de polimerización o el peso molecular del polímero final.⁽¹⁾

2.2.1.2 Polimerización por apertura de anillos

Otro tipo de polimerización por adición es por apertura de anillos. El ejemplo más común de este tipo de polimerización es la molécula de tipo epóxica. En este caso la formación del polímero se hace a partir de una molécula con dos radicales epóxicos que reaccionan con una diamina. La reacción permite lograr un polímero, de manera similar a como se logra en la polimerización por condensación, pero sin formar ningún subproducto. Un ejemplo de este polímero es la resina epóxica que con frecuencia se utiliza como adhesivo en aplicaciones caseras e industriales.⁽⁵⁾

Las reacciones epóxicas y de etilen-iminos son dos polimerizaciones por apertura de anillos que tienen gran importancia en odontología. La primera se utiliza en materiales diseñados para obtener troqueles a partir de impresiones de un material viscoelástico, y la segunda se aplica en la reacción de endurecimiento de los materiales de impresión a base de poliéter.⁽¹⁾

En la primera, los reactivos para el sistema epóxico son un oligómero epóxido difuncional y una amina difuncional, la cual abre el anillo, para producir el entrecruzamiento de

cadena que genera un polímero rígido. En este tipo de polimerización el agua interfiere en la reacción de endurecimiento, ya que reacciona con el epóxico; es por ello que las impresiones de agar y de alginato no son compatibles con este material para troqueles. En la segunda, el oligómero del poliéter presenta un anillo triple que contiene nitrógeno, el cual abre el anillo producto de la reacción del catalizador de benceno sulfonato alquílico generando la polimerización de un poliéter de cadenas cruzadas.⁽¹⁾

2.2.1.3 Polimerización iónica

Un último ejemplo de la polimerización por adición es la que se produce entre una silicona de grupos vinílicos terminales y un siloxano que contenga silano. En este caso, el siloxano con el grupo vinílico terminal ataca al hidrogeno del dimetilsiloxano que contiene silano, reaccionando con este, para formar una silicona de cadenas cruzadas.⁽¹⁾

2.2.2 Polimerización por condensación

Las reacciones que producen polimerización por condensación se llevan a cabo por los mismos mecanismos de las reacciones químicas entre dos o más moléculas

simples. Sin embargo, de esta reacción deriva la formación de productos colaterales como agua, alcoholes, ácidos halógenos y amoniaco.^(4,5)

En la polimerización por condensación se obtiene una cadena lineal de unidades monómericas que se repiten, mediante la condensación intermolecular de los grupos reactivos, en los que se activan de manera simultánea, los monómeros bifuncionales o trifuncionales, a diferencia de la polimerización por adición, en donde la activación de los monómeros es uno por uno.⁽⁴⁾

La estructura de los monómeros es tal, que el proceso puede repetirse por sí mismo y dar lugar a macromoléculas. Este mecanismo también se emplea en los tejidos biológicos para producir proteínas, carbohidratos, ácido desoxiribonucleico y ácido ribonucleico, que se forman exclusivamente por reacciones de polimerización por condensación.^(4,5)

En el pasado se utilizaron varias resinas por condensación en la elaboración de bases para dentaduras. La resina principal fue la de fenol-formaldehído conocida

como baquelita, denominada así en honor a su inventor L.H.Baekeland, La primera reacción se produce entre el fenol y el formaldehído para formar algún tipo de alcohol, luego dicho alcohol reacciona para formar macromoléculas, sin embargo, las reacciones de esta resina son muy complicadas y se desconoce la naturaleza exacta de su estructura final.⁽⁴⁾

Otra reacción por condensación es la que se produce con los cauchos de polisulfuro, que se originan entre polímeros de polisulfuro de bajo peso molecular con grupos mercaptanos y dióxido de plomo. El polisulfuro como material para impresiones es ejemplo de una reacción de polimerización por condensación que se utiliza ampliamente en odontología.^(1,4)

Por lo tanto, las resinas por condensación son aquellas en las que la polimerización se acompaña de la eliminación repetida de moléculas pequeñas o en las que los grupos funcionales se repiten en la cadena del polímero. En la actualidad, las resinas por condensación no se emplean en restauraciones o aparatos dentales protésicos, sin embargo,

los adelantos en la química de polímeros pudieran alterar de forma rápida esta situación.⁽⁴⁾

2.3 Clasificación de las resinas de uso odontológico según el tipo de activación en el proceso de polimerización

2.3.1 Polimerización química

Los primeros compuestos fueron curados mediante un proceso de polimerización activado químicamente, lo que se conoce como curado en frío, también llamado curado químico o autocurado. En este proceso se induce la polimerización por medio de un peróxido orgánico iniciador y una amina orgánica activadora. Esta última es una molécula orgánica con un átomo de nitrógeno enlazado a tres grupos que contienen carbono. La reacción de la amina terciaria con el peróxido de benzoilo da lugar a la formación de moléculas de radicales libres generando la polimerización^(2,3,5,8) (Gráfico 5).

Generalmente la presentación es un polvo y un líquido, sin embargo, también los podemos encontrar en dos pastas pero su utilización es menos común. Se emplean principalmente en la confección de restauraciones

provisionales, cubetas para impresiones, retenedores ortodónticos y otros dispositivos dentales. ^(2,3,5,8)

El polvo y el líquido al mezclarse inician el proceso de polimerización generando un polímero. Durante este proceso se dificulta no evitar la incorporación de burbujas de aire que contienen oxígeno dentro de la mezcla, lo que produce la inhibición de la reacción de polimerización, viéndose afectadas sus propiedades físicas. Sin embargo, actualmente existen sistemas de automezcla que reducen considerablemente esta situación. ^(2,5)

Otra desventaja del curado químico es el control del tiempo de trabajo por parte del operador, después que el material ha sido mezclado. Por último, el cambio de color en función del tiempo, ya que la reacción de óxido-reducción que se produce entre la amina y el peróxido generan subproductos que se modifican con el tiempo, especialmente con la exposición a radiaciones ultravioleta. ^(2,5)

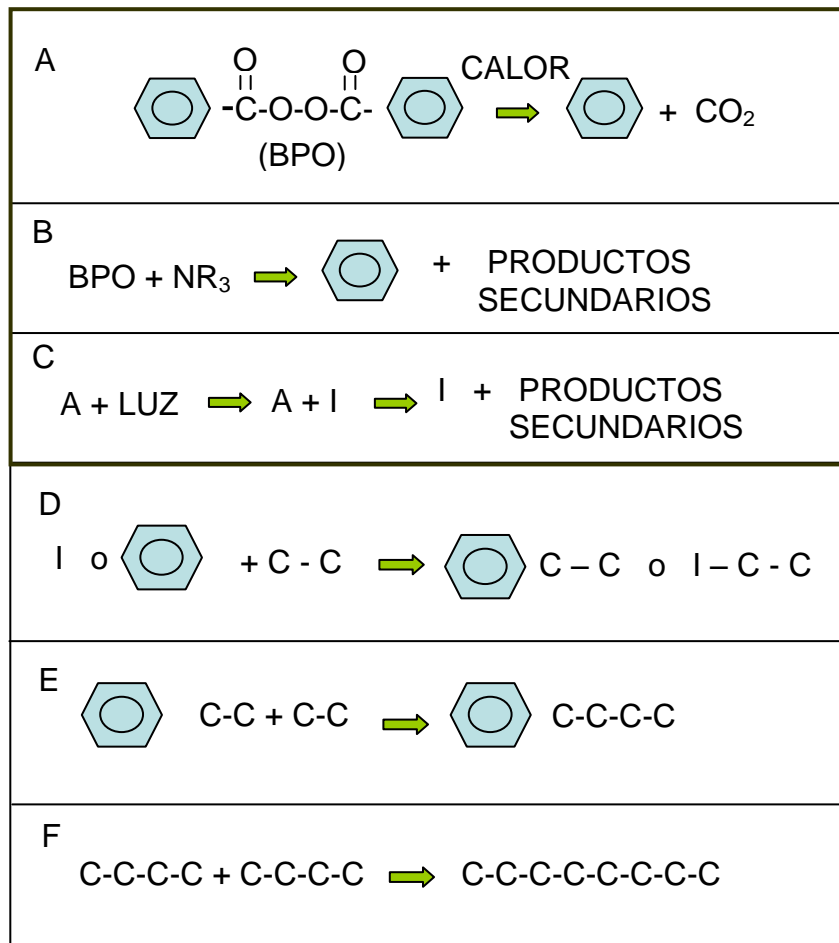


Gráfico 5. Proceso de activación de las resinas de uso odontológico. Las moléculas iniciadoras se activan por calor (A), por una reacción química (B) y con luz (C) para formar radicales libres. También se ilustra la iniciación del crecimiento de la cadena (D), la propagación del crecimiento de la cadena (E) y un ejemplo de terminación de cadena (F). *Tomado de Gladwin y Bagby, 2001*

2.3.2 Polimerización física

Dentro de la polimerización física podemos encontrar diferentes maneras de curado: por calor, por presión y por

luz. Esta última es la que más ampliamente se utiliza en odontología^(5,8) (Gráfico 5).

En la polimerización por calor las resinas utilizan el peróxido de benzoilo como molécula iniciadora, y el calor como activador. Cuando el peróxido de benzoilo es calentado a 60° C, se rompe liberando CO₂ y moléculas de radicales libres, lo que produce la polimerización.^(5,8)

Las resinas acrílicas curadas por calor son distribuidas por el fabricante como un sistema polvo/liquido. Esta mezcla forma una masa moldeable que no inicia su reacción de endurecimiento hasta que se le suministra calor. Un ejemplo de estas resinas acrílicas son las utilizadas como base de dentaduras totales y parciales.⁽⁸⁾

En la polimerización por luz, las resinas activadas utilizan diferentes químicos iniciadores y activadores. El activador absorbe la luz para luego reaccionar con el iniciador. Al igual que en las reacciones de curado químico y por calor la formación de moléculas se realiza a través de radicales libres.⁽⁸⁾

Los materiales activados por luz están disponibles en una sola pasta que no requiere mezcla, la cual se hace al vacío reduciendo los problemas de incorporación de oxígeno y de burbujas de aire, que producen tanto inhibición del proceso de polimerización como porosidades que disminuyen las propiedades mecánicas y físicas.^(5,8)

Dentro de sus ventajas encontramos la de disponer de un tiempo considerable de trabajo para el clínico y un corto tiempo de endurecimiento. Adicionalmente los iniciadores que son activados físicamente no generan cambios de color significativos y su estabilidad durante el almacenamiento es mayor. Además la posibilidad de decidir cuándo y como se va a activar la reacción, permite desarrollar técnicas de restauración que aseguran mayores posibilidades de éxito clínico.^(5,8)

2.3.3 Polimerización físico-química

Algunas resinas poseen la capacidad de polimerizar mediante una reacción tanto química como física (luz, calor y presión), en donde intervienen ambos procesos de polimerización y se les conoce como materiales de curado dual. En algunos materiales la reacción de polimerización

comienza por la activación de una luz, sin embargo, parte del material que no logra alcanzar los rayos de luz endurece por un mecanismo de curado químico; por el contrario otros empiezan por el curado químico y terminan de polimerizar mediante el uso de calor o presión.⁽⁸⁾

3. PROPIEDADES FÍSICAS QUE SE VEN AFECTADAS POR EL PROCESO DE POLIMERIZACIÓN EN LAS RESINAS PARA RESTAURACIONES PROVISIONALES

El odontólogo, generalmente escoge el producto basado en su fácil manipulación, en el costo y en los resultados estéticos, sin tomar en cuenta sus propiedades físicas y los requerimientos clínicos del tratamiento, los cuales deberían ser evaluados a la hora de seleccionar el material para la realización del provisional. Ciertamente las diferencias en las técnicas, en la composición química del material y en el mecanismo de activación, son importantes consideraciones para la selección del material.⁽⁹⁻¹²⁾

3.1 Estabilidad dimensional

Existe información que respalda la tesis acerca de los cambios dimensionales sufridos por las resinas durante el proceso de polimerización. Este fenómeno también llamado contracción de polimerización, esta relacionado con la

distancia que separa a la molécula de monómero, al formar una cadena de polímeros. Esto hace que la masa del polímero ocupe un volumen menor que el de la misma masa de los monómeros que le dieron origen.^(3,4,8,13)

La contracción de polimerización es indirectamente proporcional a la cantidad de relleno inorgánico. De igual manera, a mayor proporción relleno-resina, menor es el CVDT, por consiguiente las resinas que contienen menor carga de relleno experimentan una mayor variación dimensional con las fluctuaciones de la temperatura bucal. La contracción del material producto de su reacción de polimerización aunado a los cambios dimensionales generados por las variaciones de la temperatura, producen brechas a nivel de los límites de la preparación con la consecuente filtración marginal, produciendo posibles secuelas como: irritación pulpar, sensibilidad térmica y caries recurrente.^(3,4,8,13)

En tal sentido, con un óptimo grado de conversión y una mínima contracción de polimerización, se puede obtener una resina que mantenga la integridad de sus márgenes

reduciendo la interfase material/diente y aumentando de este modo la longevidad de la restauración provisional.^(14,15)

Walls *et al.*⁽¹⁶⁾ establecieron cuatro variables que influyen la contracción de polimerización en las resinas: a) tamaño de las moléculas de monómero, b) volumen del contenido de relleno, c) grado de polimerización, el cual es directamente proporcional al incremento de contracción y d) naturaleza de la resina y su mecanismo de polimerización.

La falta de integridad marginal se atribuye a varios factores entre ellos: el material, las técnicas utilizadas y el mecanismo de activación. Otros cambios se producen por alteraciones en el ambiente bucal, tales como las variaciones en el pH salival, en el gradiente de temperatura y en las cargas oclusales generadas por el paciente durante la función.⁽¹⁷⁾

Tjan, Castelnuovo y Shiotsu⁽¹⁸⁾, realizaron un estudio *in vitro* cuyo propósito era comparar las discrepancias marginales en sentido vertical de coronas completas utilizando 6 materiales para provisionales mediante la técnica directa. Entre los materiales se encontraban 3

resinas autocuradas: Protemp Garant® (ESPE Premier Sales Co. Norristown, Pa.), Splintline®(Lang Dental Mfg. Co. Inc. Wheeling, Ill), Jet®(Lang Dental, Co. Inc.) y 3 activadas por luz: Provipont®(Ivoclar North America Inc. Amherst, N. Y.), Unifast LC®(GC America Inc. Chicago, Ill), Triad VLC®(Dentsply, York Division, York, Pa). Concluyeron que las resinas activadas químicamente se comportan mejor que las activadas por luz, debido a que el método de activación era menos sensible y la técnica más sencilla de realizar que en las resinas fotopolimerizables.

Koumjian y Holmes⁽¹⁹⁾, realizaron un estudio donde se comparó la adaptación marginal utilizando siete materiales diferentes para la confección de restauraciones provisionales mediante la técnica indirecta. Evaluaron el efecto de la sorción acuosa y la contracción de polimerización. Las menores discrepancias marginales las obtuvieron: un metil metacrilato: Duralay® (Reliant Dental Manufacturing Co., Alsip Ill), un polimetil metacrilato: Cold Pac®(Molloid, Chicago, Ill) y un polietil metacrilato: Snap®(Parkell, Farmingdale, N.Y.), comparados con las otras resinas, las cuales fueron un bis-acril: Protemp®(ESPE Premiere, Norristown, Pa.), un metil metacrilato: True

Kit®(H.J Bosworth Co. Skokie, Ill), un poliviniletil metacrilato: Trim®(H.J Bosworth Co., Skokie, Ill) y una resina compuesta activada por luz: Triad®(Dentsply Internacional, York, Pa.).

Sin embargo, todos los materiales evaluados evidenciaron incrementos en la brecha marginal, como resultado de la continua contracción de polimerización de la resina durante el tiempo evaluado. Por último, se concluyó que la contracción de polimerización es compensada por la sorción acuosa en todos los materiales evaluados, a excepción del poliviniletil metacrilato y el bis-acril.⁽¹⁹⁾

En otro estudio *in vitro*, realizado por Tjan, Tjan y Grant⁽²⁰⁾, se comparó cuantitativamente la adaptación marginal de coronas provisionales realizadas mediante una técnica directa con diferentes materiales entre los que se encontraban un bis-acril Protemp®(ESPE Premiere, Norristown, Pa.), una epimina Scutan®(ESPE Premier Corp.), un etil metacrilato Provisional®(Cadco Dental Products Inc. Los Angeles, Calif.) y un viniletil metacrilato Trim®(H.J Bosworth Co., Skokie, Ill). Se concluyó que las restauraciones provisionales realizadas con los diferentes

materiales, demostraron resultados similares en cuanto a la discrepancia marginal, a excepción del material a base de epimina, que presentó los menores valores de adaptación marginal, debido a la mayor contracción de polimerización.

De igual manera Young, Smith y Morton⁽²¹⁾, realizaron un estudio comparativo *in vitro* donde se evaluó la calidad de las restauraciones provisionales fabricadas por estudiantes de odontología con diferentes materiales, entre los que se encontraban una resina acrílica tipo bis-acril: Integrity®(LD Caulk, Dentsply Int, Milford, Del.) y dos resinas acrílicas a base de un polimetil metacrilato: uno era C&B Resin® (L.D. Caulk, Dentsply Int, Milford, Del.) y el otro Snap® (Parkell, Farmingdale, N.Y.). Se concluyó que la adaptación marginal del bis-acril era estadísticamente superior debido a la carga de relleno inorgánico que poseía, lo cual disminuía la contracción de polimerización (Gráfico 6).

En relación a las resinas acrílicas se determinó que pueden ser influenciadas por la relación polvo-liquido durante su mezcla, lo que produjo una disminución en sus propiedades físicas.⁽²¹⁾



Gráfico 6. Ejemplo de un material para provisionales a base de bis-acril.

Lepe, Bales y Johnson⁽²²⁾ realizaron un estudio donde se evaluó la retención de restauraciones provisionales confeccionadas con dos diferentes materiales: uno era un bis-acril: Protemp Garant® (ESPE Premier Sales Co. Norristown, Pa.), y el otro un polimetil metacrilato: Temporary Bridge Resin®(LD Caulk, Milford, Del.).

La contracción volumétrica de polimerización del polimetil metacrilato es de aproximadamente un 6% en comparación con un 1 o 2% de los materiales a base de resina compuesta. Se especuló entonces, que los materiales a base de resina compuesta al tener una menor contracción

de polimerización deberían tener una mejor adaptación marginal y por ende una mayor retención que los materiales acrílicos. Sin embargo, en las coronas provisionales realizadas con el polimetil metacrilato se mejoró la retención alrededor de un 20%, comparadas con las confeccionadas con resina compuesta. Se concluyó que la contracción de polimerización que ocurre en el polimetil metacrilato mejora la fricción de la restauración influenciando de manera directa la calidad de la retención, aunque la adaptación sea pobre. En consecuencia la contracción de polimerización juega un papel importante en la retención de las restauraciones provisionales.⁽²²⁾

Ogawa *et al.*⁽²³⁾ realizaron un estudio *in vitro*, donde se evaluó el efecto de la temperatura del agua sobre la adaptación marginal en coronas provisionales, durante la polimerización. Encontraron que la temperatura afecta la adaptación marginal de las coronas provisionales durante la polimerización de la resina acrílica.

De hecho, aquellas restauraciones polimerizadas en agua a una temperatura entre 20 y 30° C presentaron un mejor adaptado marginal. Sin embargo, al aumentar la

temperatura, las restauraciones provisionales exhibieron fallas de adaptación debido a dos factores: el primero se debió al calentamiento del monómero lo que produjo la evaporación del mismo, causando una menor relación polvo/liquido, lo que originó un cambio dimensional, y el segundo, a una reacción química entre monómeros activados por el calor generado, lo que conllevó a una polimerización acelerada de la resina. Se concluye que la temperatura del agua, para obtener una polimerización ideal debe ser de 30°C.⁽²³⁾

Por último, es necesario realizar futuras investigaciones relacionadas con el entendimiento de los factores que pueden influenciar la estabilidad dimensional en restauraciones provisionales como por ejemplo: el tipo de material, los métodos de activación y las técnicas de fabricación, las cargas oclusales, los cambios en el ph y en la temperatura. Sin embargo mientras se utilicen materiales más estables dimensionalmente podremos garantizar una mayor integridad marginal.⁽¹⁷⁾

3.2 Propiedades mecánicas

3.2.1 Módulo elástico

El módulo de elasticidad se define como una constante de proporcionalidad entre la tensión y la deformación. Es una propiedad mecánica que representa la rigidez del material y que puede ser usada para predecir el comportamiento de los materiales restauradores bajo función en el ambiente bucal, debido a que depende exclusivamente de las fuerzas interatómicas o intermoleculares del material. Por tanto, mientras más intensas sean estas fuerzas básicas de atracción, mayor será el módulo de elasticidad y la rigidez del material.⁽³⁻⁵⁾

La rigidez del material para la confección de la restauración provisional es de gran importancia en el manejo de las fuerzas oclusales, en la estabilización de los dientes pilares y en evitar el desgaste de la restauración a causa de la atrición, abrasión y erosión.^(3,4)

El módulo elástico o rigidez depende fundamentalmente de la cantidad de relleno y aumenta exponencialmente con la fracción volumétrica del mismo. Debido a su menor carga de relleno las resinas acrílicas convencionales presentan un

módulo de elasticidad de 4 a 6 menor que las resinas compuestas, que contienen más relleno. Adicionalmente, la sorción acuosa producida por el ambiente húmedo de la cavidad bucal y un menor grado de conversión durante la polimerización, favorecen la presencia de monómero residual, produciendo una disminución del módulo de elasticidad y la fractura del material resinoso.^(7,24)

Ireland *et al.*⁽⁷⁾ compararon el módulo de elasticidad de cuatro materiales para la confección de restauraciones provisionales. Uno de curado dual: Provipont®(Ivoclar North America Inc. Amherst, N. Y.), dos de autocurado: uno era Jet temporary crown and bridge resin® (Lang Dental Manufacturing Co., Chicago, Ill) y el otro Jet orthodontic resin® (L. D. Caulk, Milford, Del.) y uno fotocurado: Triad VLC®(Dentsply Int., Cork, Pa.). Después de almacenarlos en agua durante 24 horas, 30 días y 60 días, ambos materiales autocurados mostraron un módulo de elasticidad similar a lo largo del tiempo, sin embargo uno de ellos: Jet temporary crown and bridge resin® (Lang Dental Manufacturing Co., Chicago, Ill), registro el mayor valor al concluir la prueba.

Se evidenció que el material de curado dual exhibía el mayor módulo de elasticidad a las 24 horas y a los 30 días, decreciendo significativamente hasta concluir la prueba. Los autores establecieron que estas variaciones son el producto de las diferencias en las técnicas y en los mecanismos de polimerización empleados.⁽⁷⁾

Ogawa, Tanaka y Koyano⁽²⁵⁾ evaluaron el efecto de diversas condiciones ambientales (aire a 23°C y en agua desde 10°C hasta 80°C) sobre el proceso de polimerización en una resina autocurada Unifast II®(Gc Corp.), a fin de evidenciar si existían cambios en sus propiedades mecánicas. El experimento fue diseñado para simular la técnica directa de fabricación de provisionales. Estas variaciones de la temperatura durante el proceso de polimerización revelaron un significativo efecto sobre la resistencia transversal y el módulo de elasticidad de la resina.

Al parecer ambas propiedades incrementaron sus valores al aumentar la temperatura del agua, debido a una reacción química entre los monómeros que produjo un mayor grado de conversión del polímero, sin embargo, esta activación por

calor también induce un incremento en la contracción de la resina durante la polimerización. En consecuencia, condiciones en donde la temperatura del agua estuvo entre 60 y 80° C, generaron mayores valores en el módulo de elasticidad y en la resistencia transversal en comparación con la polimerización a 23° C en aire. Según estos autores las diferencias en los resultados entre estudios similares se pueden deber a características inherentes a la resina utilizada. ⁽²⁵⁾

3.2.2 Deformación

La deformación se define en términos generales como algo que pierde su forma original o natural. Sin embargo, más específicamente se le denomina deformación al cambio en la longitud por unidad de longitud inicial. ⁽²⁾

En un estudio realizado por Hung *et al.* ⁽²⁶⁾ se fabricaron restauraciones provisionales con una resina a base de un polimetil metacrilato: Jet®(Lang Dental Manufacturing Co., Chicago, III), para evaluar los cambios en el contorno axial y en la integridad marginal. Después de someter las muestras a pruebas de termociclado y de carga oclusal con diferentes tipos de líneas de terminación (hombro y chaflán), se

concluyó que en ambos existían cambios dimensionales en el margen de la restauración. Sin embargo, el grupo que presentaba la línea de terminación tipo hombro, obtuvo menores valores en relación a la brecha marginal, debido a que tenían la capacidad de soportar mayores cargas oclusales evitando así la fractura de la restauración en el margen. Los cambios que se produjeron en el perfil axial fueron similares para ambos grupos.

Adicionalmente se demostró que la prueba de termociclado y de carga oclusal para restauraciones provisionales, en un ambiente bucal artificial generaba un significativo aumento de la brecha marginal y cambios en el contorno axial de la restauración producto de la deformación.⁽²⁶⁾

Blum, Weiner y Berendsen⁽¹⁷⁾ realizaron un estudio donde examinaron la integridad marginal y los cambios axiales de restauraciones provisionales con un polimetil metacrilato: Jet®(Lang Dental Manufacturing Co., Chicago, Ill) de manera similar al estudio anterior, utilizando dos grupos con tipos de líneas de terminación distintas (hombro y chaflán), a ambos grupos se les sometió a

pruebas de termociclado con diferentes grados de temperatura que oscilaban entre 4, 37 y 60°C durante intervalos de 4 y 23 segundos.

Se concluyó que la prueba de termociclado a temperaturas menores (4 y 37°C) solo producía un deterioro limitado del margen de la restauración. En cambio, a temperaturas mayores (60°C) el deterioro era más pronunciado, debido a que los estímulos térmicos provocaron cambios adversos en el sellado marginal por la diferencia en el CVDT entre la resina y la estructura dentaria. En este estudio no hubo diferencias en los tipos de líneas de terminación, ya que no parecen influir en la adaptación marginal. Por último, los cambios en el contorno axial se produjeron por la sorción acuosa durante la prueba de termociclado.⁽¹⁷⁾

Dubois *et al.*⁽⁶⁾ realizaron un estudio *in vitro* donde compararon el efecto de la carga oclusal y el termociclado, sobre los márgenes de restauraciones provisionales, fabricados con una resina autopolimerizable: Jet®(Lang Dental Manufacturing Co., Chicago,III) y con una fotopolimerizable: Unifast LC®(GC Corp. Chicago,III). Los

resultados mostraron menores cambios en la brecha marginal en restauraciones realizadas con la resina fotopolimerizable, debido a que se mejoraron sus propiedades físicas, producto del aumento de la carga de relleno inorgánico.

En consecuencia, resinas con bajos valores en el módulo de elasticidad, como las autopolimerizables, donde las cargas excedan la resistencia a la cedencia producirán como resultado microfracturas y brechas en el margen de la restauración. Adicionalmente, se concluyó que las propiedades físicas pueden verse influenciadas por el tipo de curado generando menos cambios en la integridad marginal de la restauración provisional.⁽⁶⁾

En otro estudio *in vitro* realizado por Ehremberg y Weiner⁽²⁷⁾ se analizó el tamaño de la brecha marginal y los cambios resultantes producidos por la carga oclusal y el termociclado. Aunque todos los materiales evaluados eran activados químicamente: Jet®(Lang Dental Manufacturing Co., Chicago,III) Snap®(Parkell, Farmingdale, N.Y.) y Alike®(GC America, Chicago, III), existieron diferencias en los resultados en el tamaño de la brecha y en los cambios generados por la carga oclusal. Debido principalmente a las

variaciones en las formulaciones y en sus agentes de unión, lo que producía alteraciones en su desempeño clínico.

En general, los autores concuerdan que la deformación producida a nivel del contorno axial y el deterioro del material en el margen de la restauración provisional puede ser atribuida a la sorción acuosa ocurrida durante la prueba de termociclado. Además, sugieren que los cambios dimensionales ocurridos en el margen, son el resultado del estrés inducido por la contracción y el CVDT. Por último, los diferentes valores en el coeficiente de expansión térmico, entre la resina y la estructura dentaria pueden afectar adversamente el resultado del sellado marginal.^(17,26)

3.2.3 Resistencia a la fractura

La resistencia a la fractura se define como la tensión a la que se rompe un material o la tensión requerida para romper una estructura. Es una propiedad importante a tomar en cuenta en la selección del material, debido a que la prótesis provisional va a estar sometida a cargas funcionales por periodos extensos y en algunos casos en pacientes con hábitos parafuncionales.^(11,13,28,29)

Algunos autores establecen que las fracturas ocurren probablemente como resultado de la propagación de grietas, es por ello, que la resistencia a la fractura puede prever la longevidad de la restauración. Sin embargo, no existe material que presente un desempeño óptimo para todas las situaciones clínicas.^(11,12)

Koumjian y Nimmo⁽³⁰⁾ evaluaron valores de resistencia a la fractura *in vitro* en siete resinas comúnmente utilizadas en la confección de restauraciones provisionales: Cold Pac®(Molloid, Chicago, Ill), Duralay®(Duralay Corp., Worth, Ill), Protemp®(ESPE Premiere, Norristown, Pa.), Snap®(Parkell, Farmingdale, N.Y.), Triad®(Dentsply Internacional, York, Pa.), Trim®(H.J Bosworth Co., Skokie, Ill) y True Kit®(H.J Bosworth Co. Skokie, Ill). También se evaluó la sorción acuosa y la resistencia a la fractura cuando las muestras fueron reparadas. Se realizaron muestras uniformes de las siete resinas, las cuales eran evaluadas inmediatamente de procesadas y a los 7 días, tanto en condiciones húmedas como secas. Las muestras que se fracturaban a los siete días bajo condiciones húmedas eran reparadas, de manera de evaluar su resistencia transversal en esta condición.

Concluyeron que cinco de las siete resinas demostraron una resistencia a la fractura estadísticamente similar, aunque dos de las resinas presentaban valores significativamente menores, Snap®(Parkell, Farmingdale, N.Y.) y Trim®(H.J Bosworth Co., Skokie, Ill), ambas a base de un poliviniletil metacrilato. Todos los materiales demostraron menor resistencia después de ser reparados, sin embargo, dos de los siete materiales evaluados, evidenciaron una reducción entre un 66 y un 85% en sus valores de resistencia. Uno de ellos era una resina bis-acrítica: Protemp®(ESPE Premiere, Norristown, Pa.) y el otro un polimetil metacrilato: Cold Pac®(Molloid, Chicago, Ill). Por último, se determinó que la sorción acuosa no afectaba significativamente la resistencia a la fractura ⁽³⁰⁾

Gegauff y Wilkerson⁽¹²⁾ evaluaron la resistencia a la fractura en materiales activados por luz: Triad®(Dentsply Internacional, York, Pa.) y Unifast LC®(GC internacional, Tokio), y en materiales activados químicamente: Jet®(Lang Dental Manufacturing Co., Chicago, Ill) y Trim®(H.J Bosworth Co., Skokie, Ill), en condiciones tanto húmedas como secas.

Se determinó que las resinas activas por luz demostraron una mayor resistencia a la fractura que las activadas químicamente, en relación a la resistencia y la sorción acuosa, debido principalmente, a la matriz de resina. Por último, no hubo diferencias significativas en relación a la resistencia a la fractura cuando se comparaban los valores obtenidos, tanto en condiciones húmedas como secas.⁽¹²⁾

3.2.4 Dureza superficial

Es la resistencia que tiene un material a ser indentado. Esta propiedad guarda una relación con la fracción volumétrica del relleno y depende en menor medida de la dureza del relleno, es por ello que el mayor contenido de relleno permite oponer mayor resistencia a la penetración no recuperable y al desgaste abrasivo. La dureza superficial puede ser utilizada como un indicador que nos brinda información de cuan resistente es al uso. La dureza por si sola no es señal de rigidez y por ello no se puede predecir su desempeño clínico.⁽³⁾

Es una propiedad compleja que es afectada por otras propiedades como el límite proporcional, la ductilidad, la maleabilidad y la resistencia al desgaste. Estudios previos

demuestran que los valores de dureza están directamente correlacionados con la resistencia transversal y el módulo de elasticidad.⁽³¹⁾

Varios estudios establecen que las propiedades físicas de las resinas dependen del grado de conversión en el proceso de polimerización, demostrando que la dureza es una simple y efectiva manera de prever tanto el grado de conversión como la resistencia al desgaste de las resinas.⁽³²⁾

En un estudio realizado por Díaz-Arnold, Dune y Jones⁽³¹⁾, se evaluó la microdureza de cinco materiales para provisionales. Entre los materiales evaluados estaban dos materiales con una molécula de metil metacrilato: Jet® (Lang Dental Chicago III) y Temporary Bridge® (L.D. Caulk, Milford, Del.) y tres del tipo bis-acril: Integrity® (L.D. Caulk, Milford, Del.), Protemp Garant® (ESPE, Seefeld, Germany.) y Temphase Regular Set® (Kerr, Orange, Calif.). La dureza knoop era medida 24 horas después de fabricado el espécimen y nuevamente a los 14 días.

El resultado indicó diferencias significativas entre ambas formulaciones químicas. Los materiales a base de bis-acril evidenciaron una mayor microdureza con relación al tradicional metil metacrilato, debido, a que el material bis-acrílico presenta una molécula bifuncional con un relleno inorgánico que incrementa la resistencia a la abrasión y disminuye la contracción de polimerización. Por esta condición, las resinas con una molécula tipo bis-acril mantienen una superficie integra aumentando la vida útil del provisional. Por último, como todo estudio *in vitro* presenta limitaciones debido a que no es fácil correlacionar estos resultados con las condiciones clínicas⁽³¹⁾

Lee *et al.*⁽³²⁾ analizaron el efecto que las condiciones de curado ejercen sobre la cantidad de monómero residual y la microdureza en las resinas de polimetil metacrilato. Se concluyó que el curado bajo agua caliente entre 50 y 100°C con o sin presión produce la mayor dureza superficial y la menor pérdida de monómero, debido a una reacción entre los monómeros a causa del calor generado, lo que produce un aumento en el grado de polimerización.

Adicionalmente, durante el proceso de polimerización el oxígeno se puede unir a los radicales libres, inhibiendo la polimerización, es por ello, que la concentración de oxígeno debería ser menor al número de radicales libres. En tal sentido, durante la inmersión de la resina en agua caliente no solo se disminuye la cantidad de oxígeno en relación al aire, sino que sirve como un conductor térmico, aumentando la propiedad de microdureza superficial del material.⁽³²⁾

Wang *et al.*⁽⁹⁾ realizaron un estudio donde compararon las propiedades físicas de los materiales para la confección de provisionales polimerizados mediante la activación química y con luz. Los materiales utilizados fueron: una resina compuesta fotocurada: Triad®(Dentsply Internacional, York, Pa.), dos resinas de polimetil metacrilato: Alike® (GC America, Chicago, Ill) y Jet® (Lang Dental Chicago Ill), dos resinas a base de un polivinil metacrilato: Trim®(H.J Bosworth Co., Skokie, Ill) y Snap®(Parkell, Farmingdale, N.Y.) y una resina bis-acrítica: Protemp®(ESPE Premiere, Norristown, Pa.).

Se encontró que la dureza superficial era mayor en la resina compuesta activada por luz que en la demás resinas

autocuradas evaluadas, debido al mayor grado de conversión durante la fotopolimerización y a la mayor carga de relleno que presenta dicho material. Adicionalmente las resinas a base de polimetil metacrilato obtuvieron mejores resultados en relación a las resinas de poliviniletil metacrilato y al bis-acril en todos los intervalos.⁽⁹⁾

Donovan, Hurst y Campagni⁽³³⁾ determinaron la resistencia transversal, la porosidad y la dureza superficial de una resina autopolimerizable a base de polimetil metacrilato procesada bajo diferentes condiciones de curado: polimerización en aire; polimerización bajo agua; polimerización bajo presión de aire y polimerización bajo presión de agua y aire. Los resultados de este estudio indicaron los beneficios del curado bajo presión de aire para reducir la incorporación de poros y aumentar la resistencia transversal del polímero. Sin embargo no hubo diferencias en la dureza superficial en las condiciones evaluadas. Según el autor un aumento en las propiedades físicas debería producir un mejor desempeño clínico de estas restauraciones provisionales.

Khan, Razavi y von Fraunhofer⁽³⁴⁾ compararon las propiedades mecánicas y las características de superficie entre un material de provisionales fotoactivado: Triad®(Dentsply Internacional, York, Pa.) y una resina acrílica autocurada: Jet®(Lang Dental, Co. Inc.). Se concluyó que ambos materiales presentaban un comportamiento similar en relación a sus propiedades mecánicas, aunque la resistencia a la abrasión del material fotocurado era superior debido a la mayor proporción de relleno inorgánico. Por lo tanto se sugiere su uso en pacientes que tengan que utilizar provisionales por un largo periodo.

3.3 Sorción acuosa

La sorción acuosa del material representa la cantidad de agua adsorbida por la superficie (penetración superficial de líquido en un sólido) y absorbida por la masa del material durante la fabricación o el servicio de la restauración (atraer un cuerpo y retener entre sus moléculas las de otro en estado líquido o gaseoso). Normalmente una sorción acuosa elevada conlleva una importante deformación, que implica un cambio dimensional del material.⁽³⁾

Las resinas como otros materiales orgánicos son susceptibles a la sorción acuosa, lo que induce la expansión volumétrica de la resina. Además se ha comprobado que la sorción acuosa tiene un efecto irreversible sobre la degradación de las propiedades físicas de las resinas.^(3,13,35)

Dicho fenómeno puede causar erosión de la interfase relleno/matriz debilitando la malla de polímero, causando una disminución en la resistencia de unión, en el módulo de elasticidad y en la resistencia al desgaste.⁽³⁵⁾

La sorción acuosa también produce alteraciones en la estabilidad del color. Actualmente, algunos autores piensan si existe o no alguna relación directa entre la sorción acuosa y la decoloración. La mayoría de ellos, establecen que la inmersión de una resina en agua por un tiempo prolongado puede afectar irreversiblemente el color.^(36,37)

Otro problema producido por la sorción acuosa es la deformación a nivel del contorno axial y el deterioro de los márgenes de la restauración provisional, debido a la expansión volumétrica experimentada por la resina durante la exposición al agua, lo que provoca un cambio

dimensional, que genera fallas de adaptación entre la interfase diente/material produciendo microfiltración^(3,17,31)

Koumjiam y Holmes⁽¹⁹⁾ realizaron un estudio en el cual se evaluó el efecto de la sorción acuosa sobre la exactitud dimensional durante el proceso de polimerización de siete resinas comerciales, para la confección de restauraciones provisionales. El estudio concluyó que el efecto de expansión producido por la sorción acuosa compensaba la contracción de polimerización en el adaptado de las coronas provisionales, excepto en dos de los materiales evaluados: un polivinietil metacrilato y un bis-acril.

3.4 Estabilidad del color

El color se define como la percepción visual de un objeto, donde intervienen factores subjetivos, fisiológicos y psicológicos que varían con cada persona. Otros elementos como la iluminación, la posición del objeto con respecto al observador, las características del color, los cambios fisiológicos del órgano visual y el estado emocional del observador pueden alterar la percepción final del objeto.⁽³⁷⁾

La falta de estabilidad del color en una restauración provisional puede ser un problema estético, especialmente cuando los tratamientos protésicos requieren de un tiempo. Con el uso de estabilizadores de color como las benzofenomonas, benzotiazoles y los fenilsalicilatos se disminuyen los cambios producto de estas reacciones químicas. Otro compuesto que contribuye a la estabilización del color es un inhibidor de la polimerización prematura de la resina denominado 2,4,6-triterciaributil fenol.^(28,37)

Los cambios en el color pueden ser atribuidos a una serie de factores entre los cuales están la sorción acuosa, una polimerización incompleta, la dieta y la higiene. Sin embargo, la acumulación de agua y la foto-oxidación han sido reportados como los factores más determinantes de los cambios internos del color.^(28,37)

El agua juega un rol importante en el proceso de degradación química como sucede en la oxidación y en la hidrólisis. La inmersión de las resinas en agua por un periodo prolongado de tiempo puede afectar el color de manera irreversible, pudiéndose inferir que la sorción acuosa en el medio bucal genera cambios dimensionales y de

estabilidad del color debido al coeficiente de difusión de agua en los materiales utilizados para la fabricación de restauraciones provisionales, sin embargo, el contenido de relleno pudiera alterar esta condición.^(37,38)

La decoloración química puede ser atribuida tanto a la oxidación de la matriz del polímero como a la contaminación por agentes externos. Algunos autores establecen que esta decoloración es producida por cambios en la amina terciaria producto del contacto con el oxígeno y de la exposición a rayos ultravioleta^(28,37)

Powers, Fan y Raptis⁽³⁹⁾ establecen que cambios en la morfología de la superficie del provisional causan la erosión de la matriz orgánica con la subsiguiente exposición de partículas de relleno, las cuales son atacadas más fácilmente por las radiaciones ultravioleta. En consecuencia, concluyen que existe una relación no solo entre el tipo de relleno sino en la cantidad del mismo.

Las porosidades e irregularidades producidas por la evaporación del monómero en la superficie del provisional probablemente induce la adhesión de pigmentos, sin

embargo los investigadores sostienen que al darle al provisional una superficie pulida esta situación disminuye.^(28,36)

Otro factor a considerar es la correlación entre el color (pigmento) y la decoloración de los materiales para la confección de provisionales. En este caso, los colores más oscuros sufren menos decoloración que los colores claros, debido a la proporción de pigmentos inorgánicos y a la decoloración interna en la matriz del polímero. Sin embargo, no se puede establecer una correlación entre la estabilidad del color y los diferentes tipos y niveles de pigmentos, debido a que esta información no es suministrada por los fabricantes.⁽⁴⁰⁾

Por último, los hábitos dietéticos, el cigarrillo, los agentes de higiene bucal entre ellos los dentríficos y los diferentes tipos de cepillos, pueden considerarse como elementos que favorecen decoloración del material resinoso en restauraciones provisionales.⁽⁴¹⁾

Koumjian, Firtell y Nimmo⁽⁴²⁾ evaluaron la estabilidad del color en siete diferentes marcas comerciales para la

fabricación de restauraciones provisionales en una prueba *in vivo* durante nueve semanas. Entre los materiales utilizados estaban un polietil metacrilato: Snap®(Parkell, Farmingdale, N.Y.), un poliviniletil metacrilato: Trim®(H.J Bosworth Co., Skokie, Ill), dos a base de metil metacrilato: Duralay® (Reliant Dental Manufacturing Co., Alsip, Ill.) y True Kit® (Harry Bosworth Co., Skokie, Ill.), además un bis-acril: Protemp®(ESPE Premiere, Norristown, Pa.), una resina compuesta activada por luz: Triad®(Dentsply Internacional, York, Pa.) y un polimetil metacrilato: Cold Pac®(Motloid Co., Chicago, Ill) Los especímenes eran preparados y colocados en el flanco vestibular y lingual de una prótesis total inferior y medidos durante 1, 5 y 9 semanas.

Los resultados evidenciaron que todos los especímenes evaluados tuvieron cambios en el color al concluir las nueve semanas que duró la prueba. Los materiales a base de metil metacrilato, poliviniletil metacrilato y el bis-acril se comportaron mejor que los demás materiales evaluados, aunque no existieran diferencias estadísticamente significativas. El autor estableció que las variaciones en el color en las diferentes formulaciones de los materiales, pudieran estar influenciadas por variables como la sorción

acuosa, hábitos alimenticios (exposición a altas concentraciones de café, té y vino) e higiene, producidas en los pacientes durante la prueba in vivo.⁽⁴²⁾

Yannikakis *et al.*⁽³⁷⁾ evaluaron el efecto del café y el té sobre la decoloración en algunos materiales comúnmente utilizados en la confección de provisionales durante 1, 7 y 30 días. Los materiales utilizados fueron: dos materiales a base de polimetil metacrilato autocurados: Jet®(Lang Dental Chicago III) y Caulk Temporary Bridge Resin®(Caulk Division, Dentsply Int. Inc. Milford. Del), una resina bis-acrítica autocurada: Protemp®(ESPE Premiere, Norristown, Pa.), dos resinas bis-acríticas de curado dual: Luxatemp Solar®(Zenith/DMG, Englewood, NJ) y Provipont DC®(Ivoclar/Vivadent, Amherst, NY.) y un polimetil metacrilato termocurado: SR-Ivocron-PE®(Ivoclar, Schaan, Liechtenstein).

Se concluyó al final de la prueba que todos los materiales presentaban cambios en el color. Los materiales a base de polimetil metacrilato, tanto los químicamente activados como el termocurado, exhibían las menores variaciones en el color durante el estudio, a diferencia de

los materiales a base de bis-acril de curado dual, que experimentaron mayores alteraciones. Las diferencias en los resultados, al ser tan significativos con el grupo control, se atribuyeron a la composición del material y al procedimiento de inmersión, donde intervenían variables como el tiempo y la concentración de la solución. Para el autor el tiempo de exposición, fue el principal factor que intervenía en la estabilidad del color.⁽³⁷⁾

Wang *et al.*⁽⁹⁾ realizaron un estudio donde compararon la estabilidad del color en materiales para la confección de provisionales polimerizados mediante la activación química y con luz. Los materiales utilizados fueron: una resina compuesta fotocurada: Triad®(Dentsply Internacional, York, Pa.), dos resinas de polimetil metacrilato: Alike® (GC America, Chicago, Ill) y Jet® (Lang Dental Chicago Ill), dos resinas a base de un poliviniletil metacrilato: Trim®(H.J Bosworth Co., Skokie, Ill) y Snap®(Parkell, Farmingdale, N.Y.) y una resina bis-acrítica: Protemp®(ESPE Premiere, Norristown, Pa.).

Todos los materiales evaluados presentaron cambios en el color al someterlos a rayos ultravioleta. Los resultados

revelaron menores cambios en el color en la resina compuesta fotocurada que en demás las resinas evaluadas, debido al mayor grado de conversión durante la polimerización y a la mayor carga de relleno inorgánico de esta resina⁽⁹⁾(Gráfico 7).



Gráfico 7. Ejemplo de resina acrílica fotoactivada.

Sham *et al.*⁽³⁸⁾ determinaron la estabilidad del color en cinco materiales utilizados para la elaboración de prótesis provisionales, antes y después de sumergirlos en agua destilada a 60° C y en café a 37° C por 20 días y bajo radiaciones ultravioleta por 24 horas. Los materiales utilizados fueron tres resinas acrílicas convencionales: Duralay® (Reliance, Alsip, Ill), Alike® (GC America, Chicago, Ill) y Trim II® (Bosworth, Skokie, Ill) y dos resinas

bis-acríticas: Luxatemp® (DMG, Hamburg.) Integrity® (Dentsply/Caulk, Milford, Del).

Los resultados demostraron que los materiales bis-acríticos presentaban una mejor estabilidad en el color que los materiales a base de metiletil metacrilato, debido a los sistemas de automezcla propuestos para estos materiales, ya que pueden reducir el atrapamiento de aire, lográndose una superficie con menos porosidades, lo que disminuye el cúmulo de sustancias colorantes dentro de ellas, sin embargo, estos materiales a base de metiletil metacrilato se comportaron mejor en relación a los bis-acríticos cuando se sumergieron en café. Al parecer las finas partículas de café pueden depositarse dentro de las grietas del material entre la matriz y el relleno inorgánico del bis-acril, producto de la contracción de polimerización de la resina,.⁽³⁸⁾

Crispin y Caputo⁽²⁸⁾ estudiaron la estabilidad del color en diferentes materiales para restauraciones provisionales con diversas técnicas de curado (aire y presión). Los materiales evaluados fueron: cinco resinas a base de metil metacrilato: True Kit®(H.J Bosworth Co. Skokie, Ill), Duralay® (Reliant Dental Manufacturing Co.,Alsip Ill), Jet® (Lang Dental

Chicago III), Neopar®(Kerr Sybron Corp. Romulus, Mich.), Temporary Bridge Resin®(L.D. Caulk Co., Milford, Del.), un etil metacrilato: Splintline®(Lang Dental, Wheeling, III), una epimina: Scutan®(Premier Dental Products Co., Norristown, Pa.) y un viniletil metacrilato: Trim®(H.J. Bosworth Co., Chicago, III).

Los resultados evidenciaron que los materiales a base de metil metacrilato exhibían menos pigmentaciones en comparación con el material a base de etil metacrilato, debido a la menor cantidad rugosidades presentes en la superficie del material, lo que inducía menor acumulación de pigmentos. Adicionalmente no se evidenciaron cambios en la estabilidad del color con las diferentes técnicas de curado utilizadas bajo presión y aire.⁽²⁸⁾

Robinson, Haywood y Myers⁽⁴³⁾ evaluaron el efecto de los sistemas para blanqueamiento de dientes vitales sobre los materiales para la confección de restauraciones provisionales. Los materiales utilizados fueron: un polimetil metacrilato: Alike®(GC America Inc. Coldpac, The Motloid Co), un polietil metacrilato: Snap®(Parkell Products Inc.), un polibutil metacrilato: Trim®(Harry J. Bosworth Co.) y un

bis-acril: Protemp II®(ESPE America). Adicionalmente también se empleó una corona de policarbonato. Los especímenes eran colocados en un agente blanqueador a una concentración al 10% de peróxido de carbamida durante 14 días.

Se concluyó que todas las muestras utilizadas sufrían de decoloración a excepción del bis-acril y de la corona de policarbonato, debido, a que ambas formulaciones presentan una alta carga de relleno inorgánico. El autor sugiere además, que en ambas resinas no existe la incorporación de burbujas de aire durante su mezcla, lo que disminuye las porosidades superficiales, evitando que el peróxido de carbamida penetre, afectando la estabilidad del color en estas restauraciones provisionales. Adicionalmente, la corona de policarbonato es sometida durante su elaboración a un curado térmico que aumenta sus propiedades físicas, entre ellas, la estabilidad del color.⁽⁴³⁾

III. DISCUSIÓN

De acuerdo a esta revisión bibliográfica, se estableció que las propiedades físicas de las resinas para restauraciones provisionales fijas, pueden verse influenciadas por variables como: el proceso de polimerización, el tipo de material y la técnica de fabricación.

En relación a la estabilidad dimensional, existe información que respalda la tesis acerca de los cambios dimensionales sufridos por las resinas durante el proceso de polimerización. Los autores coinciden en que existen variables tales como: el tamaño de las moléculas de monómero, el volumen del contenido de relleno, el grado de polimerización, la técnica utilizada, la naturaleza de la resina y su mecanismo de polimerización que pueden influir en los resultados. Al utilizar materiales más estables dimensionalmente se podrá garantizar una mayor integridad marginal y en consecuencia una mayor longevidad de la restauración provisional.^(3-5,8,13)

La mayoría de los autores establecen que el módulo de elasticidad es una propiedad que puede ser utilizada para

predecir el comportamiento bajo cargas de los materiales restauradores. Factores intrínsecos y extrínsecos como la presencia de monómero residual y el ambiente húmedo, facilitan la fractura y reducen el módulo de elasticidad. En consecuencia, variaciones en las técnicas y en los mecanismos de polimerización empleados, influyen en los resultados..^(7,24)

En cuanto a la deformación se establece que los cambios dimensionales ocurridos en el margen, pueden ser ocasionados por la sorción acuosa y por el resultado del estrés inducido por la contracción y la expansión térmica, lo que puede afectar adversamente el resultado del sellado marginal..⁽¹⁷⁾

Con relación a la resistencia a la fractura varios estudios concluyen que las fallas del material probablemente ocurren como resultado de la propagación de grietas. Los materiales activados por luz demostraron una mayor resistencia a la fractura que los activados químicamente. Adicionalmente no existieron diferencias en los valores de resistencia en condiciones húmedas y secas..^(11,12)

La dureza superficial es una propiedad que guarda relación con la fracción volumétrica de relleno y esta directamente correlacionada con la resistencia transversal y el módulo de elasticidad. Varios estudios establecen que la dureza superficial es una simple y efectiva manera de prever tanto el grado de conversión como la resistencia al desgaste. En tal sentido, algunos autores sugieren que las condiciones de curado pueden aumentar la dureza superficial y reducir la pérdida de monómero.^(31,32)

La mayoría de estudios evaluados establecen que los materiales orgánicos son susceptibles a la sorción acuosa, es por ello, que una gran concentración de matriz orgánica en la resina puede aumentar la tendencia a la sorción de agua. De igual manera otros autores comprobaron que la sorción acuosa tiene un efecto irreversible sobre la degradación de las propiedades físicas de las resinas.^(13,35)

Este fenómeno puede causar la erosión de la interfase relleno/matriz debilitando la malla de polímero, causando una disminución en la resistencia de unión, en el módulo de elasticidad y en la resistencia al desgaste.⁽³⁵⁾

En referencia a la estabilidad del color los autores concluyen que la decoloración química puede ser atribuida tanto a la oxidación de la matriz del polímero como a la contaminación por agentes externos. Otros sugieren que las porosidades e irregularidades producidas por la evaporación del monómero en la superficie del provisional inducen la adhesión de pigmentos.^(28,36,37)

Actualmente se plantean controversias, generadas por si existe o no alguna relación directa entre la sorción acuosa y la decoloración. La mayoría de los estudios establecen que la inmersión en agua por un tiempo prolongado puede afectar irreversiblemente el color, debido a que el agua interviene en el proceso de degradación como sucede en la oxidación y en la hidrólisis.^(37,38)

Por último se podría inferir que los cambios en el color pueden ser atribuidos a una serie de factores entre los cuales se encuentran la sorción acuosa, una polimerización incompleta, la dieta y la higiene.^(28,37)

IV. CONCLUSIONES

1. La estabilidad dimensional de las resinas para restauraciones provisionales fijas se ve influenciada por factores como: el tipo de material, los mecanismos de activación, las técnicas de fabricación, las cargas oclusales y las variaciones de temperatura.
2. Condiciones de curado bajo agua a diferentes temperaturas, afectan las propiedades físicas de las resinas para restauraciones provisionales fijas.
3. Las evidencias sugieren que la técnica indirecta utilizada en la confección de restauraciones provisionales, es superior a la directa en el control del sellado marginal.
4. Las deformaciones producidas en los márgenes de las restauraciones provisionales, son producto de la sorción acuosa, del estrés inducido por la contracción de polimerización y de la expansión térmica.

5. Con el aumento de la temperatura del agua durante la polimerización de la resina, se disminuye la pérdida de monómero residual, aumentando la dureza superficial.
6. La sorción acuosa induce la expansión volumétrica de la resina, lo cual no es una forma eficaz de contrarrestar la contracción de polimerización.
7. La estabilidad del color en las restauraciones provisionales fijas se ve afectada por factores como: la sorción acuosa, un menor grado de polimerización, la dieta y la higiene.
8. Los sistemas de automezcla propuestos para los materiales bis-acrílicos, pueden reducir el atrapamiento de aire, lográndose una superficie con menos porosidades, lo que genera un aumento en sus propiedades mecánicas y en la estabilidad del color.
9. La mayoría de las propiedades físicas están influenciadas por el proceso de polimerización, por el tipo de material y por la técnica de fabricación de la restauración provisional fija.

V. REFERENCIAS

1. Craig R, Ward ML. Materiales de Odontología Restauradora. 10ª Edición. Madrid: Editorial Harcourt Brace; 1998.
2. Anusavice K. Ciencia de los materiales dentales de Phillips. 10ª Edición. DF(Mexico): Editorial Mc Graw Hill interamericana;1996
3. Craig R, Obrien W, Powers J. Materiales dentales. 6ª Edición. Madrid: Editorial Mosby; 1996.
4. Phillips R. La ciencia de los materiales dentales de Skinner. 9ª Edición. DF(México): Editorial Interamericana McGraw Hill; 1991.
5. Macchi R. Materiales Dentales. 3ª Edición. Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana; 2.000.
6. Dubois R, Kyriakakis P, Weiner S, Vaidyanathan T. Effects of occlusal loading and thermocycling on the marginal gaps of light polymerized and autopolymerized resin provisional crowns. Journal of Prosthetic Dentistry 1999; 82: 161-6.
7. Ireland M, Dixon D, Breeding L, Ramp M. In vitro mechanical property comparison of four resins used for fabrication of provisional fixed restorations. Journal of Prosthetic Dentistry 1998;80:158-62.
8. Gladwin M, Bagby M. Aspectos clínicos de los materiales en odontología. 1ª Edición. DF(Mexico): Editorial Manual Moderno; 2001.
9. Wang R, Moore B, Goodane C, Swartz M, Andres C. A comparison of resins for fabricating provisional fixed Restorations. International Journal of Prosthodontics 1989;2:173-184.
10. Burns D, Beck D, Nelson S. A review of selected dental literature on contemporary provisional fixed prosthodontic treatment: Report of the committee on research in fixed prosthodontics of the academy of fixed prosthodontics. Journal of Prosthetic Dentistry 2003;90:474-97.

11. Haselton D, Diaz-Arnold A, Vargas M. Flexural strength of provisional crown and fixed partial denture resins. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2002;87:225-8.
12. Gegauff AG, Wilkerson JJ. Fracture toughness testing of visible light-and chemical-initiated provisional restoration resins. *International Journal of Prosthodontics* 1995;8:62-8.
13. Albers H. *Odontología Estética*. 1ª Edición. Barcelona Editorial Labor; 1988.
14. Tarle Z, Meniga A, Ristic M, Sutalo J, Pichler G. The effect of the photopolymerization method on the quality of composite resin sample. *Journal of Oral Rehabilitation* 1998;25:436-42.
15. Kim S, Watts D. Polymerization shrinkage-strain kinetics of temporary crown and bridge materials. *Dental Materials* 2004;20:88-95.
16. Walls A, McCabe J, Murray J. The polymerization contraction of visible light activated composite resins. *Journal of Dentistry* 1988;16:177-81.
17. Blum J, Weiner S, Berendsen P. Effects of thermocycling on the margins of transitional acrylic resin crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1991;65:642-6.
18. Tjan A, Castelnuovo J, Shiotsu G. Marginal fidelity of crowns fabricated for six proprietary provisional materials. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1997;77:482-5.
19. Koumjian J, Holmes J. Marginal accuracy of provisional restorative materials. *Journal Prosthetic Dentistry* 1990;63:639-42.
20. Tjan A, Tjan AH, Grant B. Marginal accuracy of temporary composite crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1987;58:417-20.
21. Young H, Smith C, Morton D. Comparative in vitro evaluation of two provisional restorative materials. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2001;85:129-32.

22. Lepe X, Bales D, Johnson G. Retention of provisional crowns fabricated from two materials with the use of four temporary cement. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1999;81:469-75.
23. Ogawa T, Aizawa S, Tanaka M, Matsuya S, Hasegawa A, Koyano K. Effect of water temperature on the fit of provisional crown margins during polymerization. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1999;82:658-61.
24. Ruyter I, Svendsen S. Flexural properties of denture base polymers. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1980;43:95-104.
25. Ogawa T, Tanaka M, Koyano K. Effect of water temperature during polymerization on strength of autopolymerizing resin. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2000;84:222-4.
26. Hung C, Weiner S, Dastane A, Vaidyanathan T. Effect of thermocycling and occlusal force on the margins of provisional acrylic resin crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1993;69:573-7.
27. Ehrenberg D, Weiner S. Changes in marginal gap size of provisional resin crowns after occlusal loading and thermal cycling. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2000;84:139-48.
28. Crispin B, Caputo A. Color Stability of temporary restorative materials. *Journal Prosthetic Dentistry* 1979;42:27-33.
29. Osman Y, Owen C. Flexural strenght of provisional restorative materials. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1993;70:94-6.
30. Koumjian J, Nimmo A. Evaluation of fracture resistence of resins used for provisional restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1990;64:654-8.
31. Diaz-Arnold A, Dunne J, Jones A. Microhardness of provisional fixed prosthodontic materials. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1999;82:525-8.
32. Lee S, Lai Y, Hsu, T. Influence of polymerization conditions on monomer elution and microhardness of autopolymerized polymethyl methacrylate resin. *European Journal of Oral Sciences* 2002;110:179-183.

33. Donovan T, Hurst R, Campagni W. Physical properties of acrylic resin polymerized by four different techniques. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1985;54:522-4.
34. Khan Z, Razavi R, von Fraunhofer J. The physical properties of a visible light-cured temporary fixed partial denture material. *Journal Prosthetic Dentistry* 1988;60:543-45.
35. Carvalho R, Pereira J, Yoshiyama M, Pashley D. A review of polymerization contraction: The influence of stress development versus stress relief. *Operative Dentistry* 1996;21:17-24.
36. Fusayama T, Hirano T, Kono A. Discoloration test of acrylic resin fillings by an organic dye. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1971;25:532-9.
37. Yannikakis S, Zissis A, Polyzois G, Caroni C. Color stability of provisional resin restorative materials. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1998; 80:533-9.
38. Sham A, Chu F, Chai J, DLaw MJ, Chow T. Color stability of provisional prosthodontic materials. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2004;91:447-52.
39. Powers J, Fan P, Raptis C. Color stability of new composite restorative materials under accelerated aging. *Journal of Dental Research* 1980;59-12:2071-4.
40. Lang R, Rosentritt M, Leibrock A, Behr M, Handel G. Colour stability of provisional crown and bridge restoration materials. *British Dental Journal* 1998;185-9:468-71.
41. Pipko D, El-sadeeK M. An in vitro investigation of abrasion and staining of dental resins. *Journal of Dental Research* 1972;51:689- 705.
42. Koumjian J, Firtell D, Nimmo A. Color stability of provisional materials in vivo. *Journal Prosthetic Dentistry* 1991;65:740-2.
43. Robinson F, Haywood V, Meyers M. Effect of 10 percent carbamide peroxide on color of provisional restoration materials. *Journal of American Dental Association* 1997;128:727-31.