

UNIVERSIDAD DE GRANADA
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGÍA



TESIS DOCTORAL

ESTUDIO DE LAS PROPIEDADES QUÍMICAS Y
MECÁNICAS DE TRES RESINAS COMPUESTAS
DISTINTAS

INÊS SANTANA MARQUES CALDEIRA FERNANDES

GRANADA 2009

Editor: Editorial de la Universidad de Granada
Autor: Ines Santana Marques Caldeira Fernandes
D.L.: GR 3073-2010
ISBN: 978-84-693-3281-8

UNIVERSIDAD DE GRANADA
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGÍA

TESIS DOCTORAL

ESTUDIO DE LAS PROPIEDADES QUÍMICAS Y
MECÁNICAS DE TRES RESINAS COMPUESTAS
DISTINTAS

INES SANTANA MARQUES CALDEIRA FERNANDES

2009

DIRECTORES:

MANUEL TOLEDANO PÉREZ

RAQUEL OSORIO RUIZ

ESTRELLA OSORIO RUIZ

Manuel Toledano Pérez, Profesor Titular del Departamento de Estomatología de la Facultad de Odontología de la Universidad de Granada.

Certifica:

Que Dña. Inês Caldeira Fernandes ha realizado bajo mi dirección y supervisión la Tesis Doctoral: “Estudio de las propiedades químicas y mecánicas de tres resinas compuestas distintas”, siendo expresión de su capacidad investigadora e interpretativa, reuniendo las condiciones académicas aventajadas para su presentación, que le hacen acreedora del Título de Doctor en Odontología, siempre que así lo considere el Tribunal que ha de evaluarla.

Y para que así conste donde proceda, firmo la presente en Granada a de de 2009.

Fdo: Manuel Toledano Pérez

Raquel Osorio Ruiz, Profesora Titular del Departamento de Estomatología de la Facultad de Odontología de la Universidad de Granada.

Certifica:

Que Dña. Inês Caldeira Fernandes ha realizado bajo mi dirección y supervisión la Tesis Doctoral: “Estudio de las propiedades químicas y mecánicas de tres resinas compuestas distintas”, siendo expresión de su capacidad investigadora e interpretativa, reuniendo las condiciones académicas aventajadas para su presentación, que le hacen acreedora del Título de Doctor en Odontología, siempre que así lo considere el Tribunal que ha de evaluarla.

Y para que así conste donde proceda, firmo la presente en Granada a de de 2009.

Fdo: Raquel Osorio Ruiz

M^a Estrella Osorio Ruiz, Profesora Titular del Departamento de Estomatología de la Facultad de Odontología de la Universidad de Granada.

Certifica:

Que Dña. Inês Caldeira Fernandes ha realizado bajo mi dirección y supervisión la Tesis Doctoral: “Estudio de las propiedades químicas y mecánicas de tres resinas compuestas distintas”, siendo expresión de su capacidad investigadora e interpretativa, reuniendo las condiciones académicas aventajadas para su presentación, que le hacen acreedora del Título de Doctor en Odontología, siempre que así lo considere el Tribunal que ha de evaluarla.

Y para que así conste donde proceda, firmo la presente en Granada a de de 2009.

Fdo: M^a Estrella Osorio Ruiz

Agradecimientos

A los Directores de esta tesis los Dres. Manuel Toledano Pérez, Dña. Raquel Osorio Ruiz y Dña. Estrella Osorio Ruiz, por su enseñanza, confianza y dirección.

A la Dra. Fátima Sánchez Aguilera, por todo su apoyo y ánimo.

A Gertrudis Gómez Villaescusa, por su enorme ayuda en el laboratorio.

A la Prof. Dra. Ana Mano Azul por todo su entusiasmo y apoyo.

Al Prof. Dr. Mário Polido por todo su incentivo.

Al Dr. Paulo Maló, por todo su apoyo e enseñanza.

A mis colegas que me apoyaron y ayudaron en este trabajo.

A mi marido Carlos, por todo su cariño, ayuda, dedicación y ánimo en todo mi trabajo.

A mi familia por todo su amor, apoyo y por siempre entender mis ausencias por causa de mi trabajo.

Este trabajo se ha realizado gracias a los siguientes proyectos subvencionados:

MAT2008-02347 Ayuda a Proyectos de Investigación del Plan Nacional I+D. Programa Nacional de Investigación en Materiales.

P08-CTS-3944 Conserjería de Innovación Ciência Empresa. Junta de Andalucía.

INDICE

I. INTRODUCCIÓN	3
I.1 Perspectiva histórica de las resinas compuestas	4
I.2 Concepto de resina compuesta	16
I.2.1 <u>Matriz</u>	19
I.2.2 <u>Reacción de polimerización</u>	21
I.2.3 <u>Relleno</u>	27
I.2.4 <u>Agente de unión</u>	30
I.2.5 <u>Requisitos ideales de una resina compuesta</u>	33
I.3 Propiedades de las resinas compuestas	35
I.3.1 <u>Propiedades químicas</u>	35
Sorción y solubilidad	35
I.3.2 <u>Propiedades mecánicas</u>	42
Microdureza y profundidad de curado	43
Resistencia a la flexión y módulo de Young .	45
II. OBJETIVOS	49
III. MATERIAL Y MÉTODOS	51
III.1 Materiales utilizados	52
III.2 Tests de sorción y solubilidad	54
III.3 Tests de microdureza y profundidad de curado	58

III.4 Tests de resistencia a la flexión y módulo de Young	63
III.5 Análisis estadístico	66
III.5.1 <u>Estadística descriptiva</u>	66
III.5.2 <u>Estadística analítica</u>	66
IV. RESULTADOS	67
IV.1. Sorción de agua y solubilidad	68
IV.2. Microdureza y profundidad de curado	69
IV.3. Resistencia a la flexión y módulo de Young	71
V. DISCUSIÓN	73
VI. CONCLUSIONES	86
VII. BIBLIOGRAFÍA	87

I. INTRODUCCIÓN

I. INTRODUCCIÓN

I.1 Perspectiva Histórica de las Resinas Compuestas

La Odontología actual ha experimentado una evolución en la capacidad resolutive de los problemas dentales debido a que existe un aumento en el nivel de exigencia por parte de los pacientes. La estética tiene un papel destacado y muy marcado que ha obligado a la Odontología a buscar nuevas y mejores soluciones para la rehabilitación oral, desplazando los materiales metálicos que son claramente antiestéticos.

Hoy en día la odontología tiene cuatro grandes grupos de materiales: metales, cerámicas, polímeros y resinas compuestas. A pesar de las recientes mejoras ninguno de ellos es de uso permanente. Un material ideal debe ser biocompatible, adherirse permanentemente a los tejidos dentales, igualarse en apariencia a los dientes y exhibir propiedades similares a sus estructuras (Anusavice, 2004).

El desarrollo de las resinas compuestas ha sido un inmenso éxito. El material se ha venido desarrollando desde sus inicios, un material de resina restaurador de calidad deficiente, hasta convertirse en un material altamente estético y duradero que puede ser utilizado tanto en la región anterior como posterior de la arcada dentaria. Este desarrollo tan importante fue impulsado por mejoras en el material en sí y por la aplicación de nuevas técnicas y aparatología específicamente diseñadas para estos materiales, tales como sistemas adhesivos, luces de polimerización, técnica en capas para maximizar la apariencia estética y una odontología mínimamente invasiva.

Incluso antes de la introducción de las resinas compuestas, los investigadores analizaban el problema de cómo adherir firmemente los materiales dentales a la estructura dental. Como consecuencia de ello, se presentó una patente para este propósito en 1951 (Hagger, 1949), en la cual, se utilizó un fosfato de glicerol de manera conjunta con el material de restauración Sevitron (De Trey), que también había sido lanzado al mercado (McLean y Wilson, 1999). Sin embargo, no tuvo éxito en ese momento. La razón probablemente fue la alta contracción de polimerización del Sevitron. El avance más significativo en la adhesión a esmalte lo consiguió Buonocore, que grabó el esmalte con ácido fosfórico, aumentando su rugosidad y logrando así una retención micromecánica de los acrilatos al mismo (Buonocore, 1955). Esto daba lugar a un sistema de retención micromecánico, autorretentivo, como resultado de la penetración de la resina en los microporos del esmalte creados por el acondicionamiento ácido. A pesar de que este descubrimiento cambiaría el rumbo de la odontología, pasó prácticamente desapercibido durante muchos años.

Desde que en 1955 Buonocore, comenzara a utilizar las técnicas de grabado de los tejidos del diente para conseguir la adhesión de materiales estéticos, estas han sufrido una importante evolución, que ha sido impulsada por un gran número de científicos que se han dedicado intensamente al estudio de todos los aspectos de este proceso. A partir de los estudios de la composición y microanatomía de los tejidos duros, así como de la fisiología del complejo dentino-pulpar, se han podido desarrollar nuevas técnicas y nuevos sistemas adhesivos que han ido perfeccionando la unión de las resinas compuestas al diente.

A pesar de ello los objetivos de los nuevos sistemas adhesivos siguen siendo los mismos que perseguía Buonocore en los años cincuenta y que podemos resumir fundamentalmente en dos:

- Conseguir una unión suficientemente resistente y duradera del material restaurador a la dentina.
- Conseguir una interfase diente-restauración con un sellado correcto.

Tuvo que pasar largo tiempo antes de que se lograra adhesión entre las resinas compuestas y el esmalte dentario. A pesar de los intentos iniciales con fosfatos ácidos, introducidos en el mercado a principio de los ochenta, estos productos tuvieron un rendimiento poco satisfactorio en dentina. Sólo con el descubrimiento por parte de Nakabayashi en 1982, de que la retención micromecánica también era posible en la dentina, fue cuando se abrió un camino fiable para los sistemas adhesivos (Nakabayashi *et al.*, 1982). Esto supuso el primer gran avance y, quizá hasta el día de hoy, el más importante en las técnicas de adhesión a dentina. Esta técnica de grabado o preparación de la superficie dentinaria, no se perfeccionó hasta que Fusayama describió la técnica de grabado total con ácido ortofosfórico (Fusayama, 1997).

La incapacidad de las resinas compuestas para adherir directamente al substrato dentinario, hace que la utilización de un sistema adhesivo sea un paso intermedio indispensable en los procedimientos clínicos para la aplicación de las resinas compuestas. En general, estos sistemas adhesivos, constituidos por resinas, no consiguen una adhesión química al tejido dentinario sino que se fundamentan en una adhesión micromecánica (Marshall *et al.*, 1995; Van Meerbeek *et al.*, 1998; Toledano *et al.*, 1999)

Y es que la evolución de las técnicas adhesivas, aunque ha sido espectacular en estos años no ha estado exenta de dificultades que podríamos enumerar resumidamente en 4 fundamentales:

a) **La superficie a adherir:** Los tejidos duros tras la preparación quedan cubiertos de un barrillo que cubre toda la superficie expuesta tapando el acceso del sistema adhesivo al tejido dental subyacente y dificultando, así de manera importante, la adhesión. Es lo que se ha denominado en la literatura como "barrillo dentinario" o "*Smear layer*".

b) **La humedad en la dentina:** Es otro factor que dificulta el perfeccionamiento de las técnicas adhesivas ya que supone un obstáculo para la penetración de la resina adhesiva en el tejido dentinario grabado.

c) **La naturaleza hidrofóbica de las primeras resinas:** Tanto los primeros sistemas adhesivos como las resinas compuestas de entonces, e incluso la mayoría de las resinas compuestas actuales, se basan en resinas hidrofóbicas altamente incompatibles con la humedad del sustrato dentinario.

d) **La contracción de polimerización de las resinas compuestas:** Sigue siendo uno de los mayores enemigos de la integridad de las interfases material restaurador-diente.

Las investigaciones dirigidas a encontrar un material de restauración ideal han aumentado considerablemente el número de resinas compuestas disponibles actualmente (Willems *et al.*, 1993; Ferracane, 2006).

A lo largo de los años, los científicos han puesto de manifiesto la necesidad de materiales dentales con una serie de requisitos que no podían ser atendidos por aleaciones metálicas, cerámicas o solamente utilizando materiales poliméricos.

A la mezcla de dos o más materiales con la intención de mejorar las características de uno de ellos se denominó de material compuesto. Un material compuesto es cualquier material multifásico artificialmente fabricado (en oposición a lo que ocurre o se forma naturalmente) en el cual las fases constituyentes son químicamente diferentes y separadas por interfases distintas (Anusavice, 2004).

La palabra “composite” no existe en la lengua española y estrictamente debería emplearse el término “material compuesto”, sin embargo en la literatura y en el lenguaje técnico se emplea comúnmente, por esa razón será utilizado en el texto el término de “resina compuesta”.

Los términos “material compuesto” o “composite” se emplean para designar la combinación artificial de 2 o más materiales o fases, que difieren en forma o composición en una escala macroscópica, y en la cual además se cumplen los siguientes requisitos:

- Los constituyentes mantienen su identidad física y/o química; es decir, no se disuelven o fusionan completamente uno en el otro, aunque actúan de forma coordinada.
- Los componentes pueden normalmente identificarse y exhiben una interfaz entre uno y otro.
- Las propiedades del material resultante, sobretodo las mecánicas, son superiores a las de sus componentes por separado.
- Los constituyentes tienen que manifestarse con una abundancia razonable, por ejemplo, mayor del 5% en volumen.

Aunque los materiales de origen natural quedan excluidos de la anterior definición, el concepto en que se basan los materiales compuestos se manifestó por primera vez en la naturaleza, sin mediar el intelecto humano. Materiales como la madera, constituidas por fibras celulósicas embebidas en una matriz de lignina, y el hueso, formado por fibras de colagéno en una matriz de apatita, exhiben los requisitos distintivos que caracterizan también a las resinas compuestas. Ambos materiales naturales, gracias a la combinación y disposición de sus componentes, poseen elevadas propiedades mecánicas que le permiten realizar la función de soporte orgánico en los reinos vegetal y animal, respectivamente (Anusavice, 2004; Powers y Sakaguchi, 2006)

La historia de los monómeros de resina actuales se extiende hasta el año 1843, cuando J. Redtenbacher, un químico alemán, descubrió un nuevo ácido, al cual puso el nombre de ácido acrílico (Luskin, 1967). En el año 1900, el ácido metacrílico así como varios de sus ésteres, incluyendo el metilmetacrilato, fueron sintetizados y polimerizados. El metilmetacrilato (MMA) polimeriza por un mecanismo de adición a través de un enlace doble de carbono para formar el poli-metilmetacrilato (PMMA) (Anusavice, 2004).

Más tarde en los años 30 el PMMA se introdujo para fabricar las bases de prótesis dentales (Paffenbarger y Rupp, 1974) y unos años más tarde también para restauraciones indirectas (Tylman y Peyton, 1946). Con el descubrimiento de los acrilatos empieza el desarrollo de las resinas compuestas.

Diez años después, en 1946, casi el 98% de las prótesis eran fabricadas con PMMA (Powers y Sakaguchi, 2006). A pesar de la invención en Alemania, en los años cuarenta, de las resinas dentales de fraguado en frío, por medio del sistema de peróxido de benzoilo/amina terciaria, que permitió la aplicación intraoral de PMMA, las primeras restauraciones

acrílicas fueron un fracaso; la fuerza y la resistencia al desgaste no eran suficientes para soportar las fuerzas de la masticación.

La falta de adhesión al diente y la contracción de polimerización, dieron como resultado la formación de gaps marginales, así como la acumulación de bacterias y aparición de pulpitis. Pero el descubrimiento del sistema iniciador-acelerador amina terciaria/peroxido benzoilo, permitió que el MMA polimerizase a temperatura ambiente, estableciéndose, así la base para restauraciones directas de resina, que se desarrollaron en Alemania durante la Segunda Guerra Mundial (Schnebel, 1940; Czapp *et al.*, 1941; Peutzfeldt, 1997). Los cementos de silicato que constituían las llamadas restauraciones “estéticas” en aquella época, estaban sujetas a una degradación acídica y se conseguían mantener en la boca solamente durante 4 ó 5 años de media (Henschel, 1949; Bowen *et al.*, 1968).

El MMA como molécula pequeña, presentaba una contracción de polimerización de aproximadamente el 21%. Esto era demasiado para un material de restauración. Solamente cuando la contracción de polimerización se redujo de manera considerable, por medio de pre-polímeros mezclados en forma de partículas, fue cuando se inició la historia de éxitos de este material en prótesis dental, que comenzó de manera simultánea en Alemania y en los EEUU (Gieler y Skinner, 1939).

Se esperaba mucho más de estas nuevas resinas compuestas por MMA; pero desgraciadamente las expectativas no fueron alcanzadas. Al MMA se le asociaban muchos defectos significativos como una elevada contracción de polimerización, un alto coeficiente de expansión térmica, decoloraciones acentuadas, daños severos a la pulpa y un elevado índice de caries secundaria (Paffenbarger *et al.*, 1953; Coy, 1953).

Las resinas compuestas, como los conocemos hoy en día, surgieron en un intento por mejorar las propiedades de las originales resinas acrílicas, en las que se introdujeron una serie de modificaciones en su composición, comenzando así la era de las resinas compuestas. Así se mejoraron las propiedades mecánicas y el coeficiente de expansión térmica, pero seguían experimentando una gran contracción de polimerización.

Al principio de los 50, Rafael Bowen, un dentista americano que trabajaba en el *National Bureau of Standards* en Washington DC, motivado por las inherentes limitaciones del MMA, desarrolló otra resina sintética para usar como material de restauración dental, el Bis-fenol-A-glicidilmetacrilato (Bis-GMA), también llamado “resina de Bowen” (Bowen, 1956; Bowen, 1962).

La mezcla de Bis-GMA con monómeros diluyentes y con rellenos de polvo vidrio o de sílice marcó la aparición de las resinas compuestas en odontología (Bowen, 1962). Esta base fue utilizada para las resinas de primera generación (Adaptic, Johnson&Johnson; Addent 15, Concise 3M). La superficie de estos materiales era mas bien rugosa y la resistencia *in vivo* al desgaste era insatisfactorio (Phillips *et al.*, 1973) debido a que las partículas de relleno eran muy grandes. Además, estos materiales no tenían estabilidad de color debido al sistema de polimerización utilizado (peróxido de benzoilo/amina terciaria) (Bowen *et al.*, 1972), con el tiempo se volvían de un tono marrón amarillento.

La resina de Bowen o Bis-GMA, es una molécula de elevado peso molecular que experimenta menor contracción de polimerización que las resinas acrílicas y que se obtiene a partir de 3 moléculas: bisfenol A, alcohol glicídico y ácido metacrílico. La reacción del bisfenol A y del metacrilato de glicidilo origina por poliadición el Bis-GMA. (Bowen, 1962; Bowen, 1963).

El uso de las resinas compuestas como material restaurador en Odontología se empezó a producir al final de la década de los 50, como resultado de numerosos intentos para obtener un material restaurador estético, superior a los materiales hasta entonces existentes, como las resinas acrílicas y los cementos de silicato. A partir de que Bowen en 1956, desarrollara un sistema restaurador, más estable dimensionalmente, basado en Bis-GMA (Bowen, 1962); esta es la base de la matriz más frecuente de las resinas compuestas, y el relleno o carga consiste en un vidrio de boro-silicato en forma de pequeñas esferas (Bowen, 1962; Li *et al.*, 1985; Leinfelder, 1987).

Desde su aparición, las características físicas y mecánicas de las resinas compuestas han mejorado, mediante la disminución del tamaño de las partículas de relleno y el aumento de la cantidad de las mismas; así su resistencia a la abrasión ha aumentado considerablemente. Existen otras resinas como la epoxi que endurecía a temperatura ambiente con una baja contracción produciendo así un polímero insoluble con adhesividad a superficies sólidas (Bowen, 1956), el uretanodimetilmetacrilato (UDMA) como posteriormente se expondrá.

El aspecto estético y la resistencia al desgaste de las primeras resinas compuestas se resolvieron con la introducción de una partícula de relleno más pequeña, por eso fueron denominados de microrrelleno. El relleno adecuado para este propósito fue el dióxido de silicio altamente disperso (Aerosil, Degussa), que presentaba un tamaño promedio de partícula de 40 nm. Sin embargo, la adición de Aerosil aumentaba la viscosidad de tal manera que era imposible incorporar una carga adecuada de este relleno.

Desde la introducción de las primeras resinas compuestas en el mercado, los rellenos han ido mejorando continuamente. Básicamente, se necesitan partículas de relleno muy finas, ya que estas dan lugar a

superficies más lisas. Sin embargo, durante muchos años, el estado de la tecnología de triturado era un factor limitante en la morfología de estas partículas. Este problema ha sido superado con el paso del tiempo. Hoy, los investigadores pueden escoger entre un gran número de partículas que tienen virtualmente un rango ilimitado de tamaño. El problema con rellenos tan finos, es su capacidad de humectabilidad; cuanto más grande sea la superficie se requiere más monómero para su humectación. Como consecuencia de ello, se aumenta la contracción de polimerización. Teóricamente, contenidos muy grandes de relleno pueden lograrse con una distribución inteligente de los tamaños de las partículas (Roulet, 1987). La combinación efectiva de los rellenos de vidrio, los isorrellenos y los rellenos esféricos con un tamaño de partícula entre 40 nm y 3 μ m hicieron posible obtener un material con un contenido máximo de relleno y con una excelente capacidad de pulido y con una contracción limitada de polimerización. Actualmente las resinas compuestas odontológicas resisten a una carga oclusal 10-15 veces mayor que las originales (Leinfelder, 1997).

Las resinas compuestas se han desarrollado con tres técnicas de polimerización; la polimerización química o autopolimerización, con peróxido de benzoilo/amina terciária, que demostró ciertas desventajas; la fotopolimerización con la utilización de una fuente de luz y la polimerización dual en la que se puede utilizar o no una fuente de luz, siempre que la mezcla de los materiales se haga en proporciones correctas según las instrucciones del fabricante. La necesidad de mezclar dos componentes ocasionaba, como consecuencia, el atrapamiento de aire en el interior del material. Esto, llevaba a un deterioro de las propiedades ópticas y mecánicas. Además los odontólogos tenían que esperar un tiempo relativamente largo después de la aplicación del material antes de continuar el procedimiento. El acabado final solo se podía llevar a cabo, a lo sumo, después de 24 horas. Con la fotopolimerización, estos problemas se evitaron; uno de los primeros productos de polimerización por luz ultravioleta o fotopolimerizable fue un sellador de fisuras a base de Bis-GMA (Buonocore, 1970). Los sistemas de polimerización con luz ultravioleta fueron los primeros sistemas disponibles

(Waller, 1970), pero debido a su limitada profundidad de polimerización y otros problemas (sombras a través de la estructura dental) fueron rápidamente reemplazados por la polimerización con luz halógena, utilizando canforoquinona (Dart, 1971) como fotoiniciador. Con la polimerización ya controlada por el odontólogo y solo necesitando alrededor de un minuto, la aplicación de las resinas compuestas mediante incrementos hizo posible el uso de estas resinas compuestas. Por un lado, el comportamiento marginal fue optimizado con esta técnica, ya que se podía controlar la contracción de polimerización y por otro lado, se mejoró la apariencia estética, ya que podían ser combinados varios colores en la misma restauración.

Debido a que la contracción de polimerización forma *gaps* marginales que pueden dar lugar a caries secundarias, para diagnosticarlas y detectar el exceso o la falta de material y otras imperfecciones en las restauraciones se requería que el material de restauración tuviese radiopacidad. Al principio, las resinas compuestas fabricadas con dimetacrilatos y vidrio de sílice no presentaban suficiente radiopacidad, su radiopacidad era un 40% inferior que una lámina de aluminio del mismo espesor. Solo las resinas compuestas desarrolladas posteriormente con rellenos de vidrio de estroncio y bario lograron una radiopacidad en el rango de la dentina (~100% Al) y del esmalte (~200% Al) (Willems *et al.*, 1991). Sin embargo, para la detección de caries que aparecen como dudosas, se requería una radiopacidad más alta que la del esmalte (Willems *et al.*, 1991; Tveit y Espelid, 1986). Al incorporar trifloruro de iterbio (Michl *et al.*, 1985), Ivoclar Vivadent consiguió el desarrollo de una resina compuesta radiopaca, Heliomolar, que fue introducido en el mercado en 1984. De esta manera, se eliminó otra gran desventaja clínica de las primeras resinas compuestas.

Al principio de los noventa, la odontología estética se convirtió en algo fundamental. En el pasado las reconstrucciones con finalidad estética eran fabricadas principalmente con cerámica, sin embargo, las resinas compuestas ganaron protagonismo, de manera lenta pero segura y se han

afianzado hasta nuestros días, pues permiten la fabricación directa de restauraciones con una apariencia natural y con un color semejante al del diente natural (Peutzfeldt, 1997; Dietschi, 2001; Spreafico y Roulet, 2005).

De manera conjunta con la técnica de adhesión, hoy ya es posible realizar restauraciones que virtualmente son invisibles al ojo humano. Los odontólogos han aprendido a estratificar las restauraciones utilizando resina compuestas con varios niveles de translucidez. Esta técnica permite lograr resultados absolutamente naturales (Vanini y Mangani, 2001; Dietschi, 2001; Terry, 2003; Spreafico y Roulet, 2005; Magne, 2008). Sin la técnica de adhesión y la polimerización con luz, sería impensable tener restauraciones que cumplan con los más altos estándares de durabilidad que actualmente se consiguen.

Las resinas compuestas colocadas con la técnica adhesiva no necesitan ni espesores mínimos de material ni tampoco de una cavidad con forma retentiva. Esto llevó a un cambio en la manera de pensar y actuar, que se alejó del diseño tradicional de las cavidades de Black y se inclinó hacia un diseño de preparaciones mínimamente invasivas. La preservación de la estructura dentaria se ha convertido hoy día en lo más importante. En consecuencia, la forma de la cavidad está determinada por la extensión de la caries y no en las propiedades del material, como antes (Simonsen, 1987). Este enfoque moderno que sólo se puede llevar a cabo con las resinas compuestas, ha llevado a modalidades de tratamiento que son significativamente menos agresivas con la estructura dental y le ofrecen al odontólogo más opciones en caso de que se necesite otra intervención en el futuro.

La odontología mínimamente invasiva comenzó alrededor de 1970 con los selladores de fisuras (McLean y Wilson, 1974; Simonsen, 1987). El término “mínimamente invasivo”, sin embargo, apareció en la literatura después de 1987 (Simonsen, 1987) y la técnica no empezó a ganar aceptación entre los expertos internacionales hasta principios de este nuevo siglo (Tyas *et al.*, 2000).

La aplicación de resinas compuestas en los tratamientos restauradores ha sido muy investigada en todo el mundo. Si son utilizadas correctamente, se pueden construir con este material restauraciones altamente estéticas y duraderas. Por esto, las resinas compuestas se han convertido en el material de elección en los tratamientos restauradores, ya que combinan la durabilidad con la estética (Dietschi, 2001; Vanini y Mangani, 2001; Spreafico y Roulet, 2005).

1.2 Concepto de Resina Compuesta

Los materiales compuestos constan de al menos de dos fases distintas, una matriz de monómero y un relleno, separadas por una interfaz definida. El constituyente base, es el más abundante y se denomina matriz. Atendiendo a la naturaleza de la misma los materiales compuestos se pueden clasificar en matriz cerámica, metálica o polimérica, esta última constituyente de las resinas compuestas. El segundo constituyente se denomina fase de refuerzo o relleno, actúa mejorando las propiedades mecánicas de la matriz y está unido a esta por enlaces covalentes producidos por un agente de unión, en las resinas compuestas con grupos silano; este es un componente crucial (Ferracane, 1995; Peutzfeldt, 1997; Xu *et al.*, 2000; Ferracane, 2008). En la producción de la matriz de las resinas compuestas, se emplea la mezcla de varios monómeros, los cuales se convierten en una matriz de polímero con enlaces cruzados durante el proceso de polimerización (Toledano *et al.*, 2003; Anusavice, 2004).

Aunque la selección y la combinación óptima de los monómeros es también de tremenda importancia para lograr propiedades sobresalientes. En general, se logran buenas propiedades con ésteres de ácido metacrílico, que también son llamados metacrilatos. Estos son de alta pureza y con gran variedad de estructuras químicas y pueden ser obtenidos por medio de técnicas relativamente sencillas. Aún más, los metacrilatos demuestran tener una toxicidad menor al ser comparados con los acrilatos. Como consecuencia, la matriz de resina orgánica de las resinas compuestas está basada en la química de los metacrilatos (Linden, 1993; Atai *et al.*, 2004; Ferracane, 2008).

Debido a la alta viscosidad de la matriz monomérica de las resinas es necesario la adición de diluyentes (Feilzer y Dauvilier, 2003; Asmussen y Peutzfeldt, 1998; Pereira *et al.*, 2005). Los diluyentes más comunes son monómeros de dimetacrilatos flexibles, como por ejemplo el trietilenoglicoldimetacrilato (TEGDMA) y Decano-diol-dimetacrilato (D₃MA) los dos grupos metacrilatos están enlazados y forman cadenas relativamente cortas y flexibles, que dan como resultado una baja masa molecular y una baja viscosidad. Por esto, estos monómeros son utilizados como agentes diluyentes para disminuir la viscosidad y así poder incorporar un mayor porcentaje de relleno sin que la viscosidad de la resina compuesta aumente mucho. Entre los dimetacrilatos se encuentra el Bis-metacril-triciclo-decano (TCDM), en el cual ambos grupos metacrilatos están enlazados hidrofóticamente con el radical de hidrocarbóno tricíclico (Pedtzfeldt, 1997; Labbel *et al.* 1998; Moszner *et al.*, 1999). En la producción de las resinas compuestas, los monometacrilatos son utilizados como monómeros diluyentes en muy bajas concentraciones, si es que son utilizados.

Junto a los monómeros, la matriz de resina orgánica contiene otros componentes funcionales esenciales tales como los iniciadores, estabilizadores y aditivos (Peutzfeldt, 1997). A pesar de que sólo se agregan

bajas concentraciones de estas sustancias, son indispensables para las propiedades generales de las resinas compuestas (Willems *et al.*, 1992).

Durante el proceso de polimerización, la matriz de monómero se convierte en una matriz de polímero de manera controlada. La estructura y las propiedades de los polímeros formados influyen de manera significativa en las características de la resina compuesta (Chung y Greener, 1990; Asmussen y Peutzfeldt, 2003; Atai *et al.* 2004; Bouschiler *et al.*, 2004; Ferracane, 2008). La falta de polimerización de la resina provoca la presencia de monómero residual, lo que se ha asociado a irritación de la mucosa que contacta con la resina; también se ha vinculado con la aparición de procesos alérgicos, aunque el número de pacientes que presentan este cuadro es muy pequeño. Son más frecuentes este tipo de reacciones en los polímeros autopolimerizables que en los fotopolimerizables, que no incluyen en su formulación el monómero de metacrilato de metilo (Anusavice, 2004; Powers y Sakaguchi, 2006) .

Por lo general el relleno es más resistente, duro y rígido que la matriz, aunque puede haber excepciones. Las partículas que lo forman son de pequeñas dimensiones, menores que 500 μm , al menos en una dirección, pueden ser fibras o partículas y la geometría de las mismas es decisiva en relación a las propiedades de la resina compuesta resultante, pues las características de la partículas de relleno influyen y pueden mejorar la resistencia de la resina compuesta, disminuir la expansión térmica, minimizar la contracción de polimerización y reducir el aumento de volumen provocado por la absorción de agua, llamada expansión higroscópica (Anusavice, 2004).

Las partículas tienen aproximadamente el mismo tamaño en todas las direcciones, pueden ser esféricas, cúbicas, planas o irregulares. La disposición de las partículas en las resinas compuestas pueden ser orientadas o aleatoria, aunque por lo general se considera que las resinas

compuestas con relleno son isotrópicas, es decir, no presentan una orientación preferencial de sus partículas (Craig, 1999; Lu *et al.*, 2006; Atai *et al.*, 2007; Beun *et al.*, 2007).

1.2.1 La matriz

La matriz resinosa de las resinas compuestas, es orgánica, y está compuesta generalmente por monómeros, que son diacrilatos alifáticos o aromáticos, siendo el bisfenol-A-glicidilmetacrilato (Bis-GMA) y el uretanodimetacrilato (UDMA) los más utilizados. En ella existen también monómeros de bajo peso molecular, principalmente el trietilenoglicoldimetacrilato (TEGDMA) que tiene la función de diluyente (Asmussen y Peutzfeldt, 1998; Feilzer y Dauvillier, 2003; Pereira *et al.*, 2005; Tian *et al.*, 2008).

Los dimetacrilatos son monómeros que contienen dos grupos polimerizables de metacrilato. Al modificar la estructura del grupo orgánico, las propiedades del monómero y del polímero pueden ser diseñadas de acuerdo a las necesidades individuales (Peutzfeldt, 1997). Los monómeros más frecuentemente usados en las resinas compuestas son los de enlace cruzado, Bis-GMA y UDMA, que se caracteriza por tener una alta masa molecular y viscosidad debido a sus grandes y rígidos grupos que hacen la unión de los dos radicales de metacrilato. Existe una relación estructural entre el Bis-GMA, el bisfenol-dimetacrilato propoxilado (P-Bis-MA) y bisfenol-A-dimetacrilato-fenil-propano (Bis-EMA). Esto permite el desarrollo del dimetacrilato Bis-metacril-propoxi-carbon-amino-metil-etil-benzeno (TMXUDMA) (Moszner *et al.*, 1999), que le otorga a las resinas compuestas propiedades que sólo eran logrados anteriormente con Bis-GMA. Trimetacrilatos tales como Tri-metil-propano-trimetacrilato (TMPTMA) son raramente utilizados en las resinas compuestas dentales ya que contribuyen a la disminución de la conversión del doble enlace.

La contracción de polimerización, es decir la contracción volumétrica observada durante el proceso de polimerización, disminuye a medida que aumenta la masa molar del monómero. Por esto, los dimetacrilatos de alto peso molecular tales como Bis-GMA, P-Bis-MA, Bis-EMA y UDMA sólo muestran una contracción de polimerización de un 5-6% en volumen, mientras que los metacrilatos puros (MMA) que tienen una masa molar de solo 100 g/mol, es del 21% en volumen. Desafortunadamente, algunos de los dimetacrilatos de alto peso molecular, que han sido mencionados anteriormente, demuestran una alta viscosidad; Bis-GMA, por ejemplo, tiene una viscosidad aproximada de 1,000,000 mPa.s (23°C), encuanto que la viscosidad del agua es aproximadamente 1 mPa.s (23°C) (Kaye y Laby, 1959; Asmussen, 1977; Peutzfeldt, 1997). Esto es atribuible al hecho que la viscosidad del monómero aumenta a medida que la masa molar aumenta. Un método para ajustar la viscosidad del resina compuesta diferente a la vía de la masa molar es por medio de la estructura del monómero.

Sin embargo, debido a su baja masa molar, los monómeros diluyentes muestran una contracción de polimerización significativamente más alta (Petzfeldt, 1997; Feilzer, y Dauvillier, 2003). Por ejemplo TEGMA, que tiene una masa molar de 286.3 g/mol y una viscosidad aproximada de 10 mPa.s (23°C), demostró una contracción de polimerización del 14.5% en volumen, mientras que el valor de Bis-GMA, cuya masa molar es casi el doble de alta, es solamente del 6% en volumen. A medida que va disminuyendo la viscosidad de la matriz de monómero, permite el incremento del porcentaje de carga, de esta manera, la contracción de polimerización disminuye a medida que el porcentaje de relleno aumenta (Peutzfeldt, 1997). Como resultado, se puede utilizar una mezcla óptima de varios dimetacrilatos.

Además de estos componentes se añaden los iniciadores de la polimerización, inhibidores que previenen la polimerización espontánea de los monómeros (hidroquinona) y modificadores ópticos (Anusavice, 2004). Los iniciadores de la polimerización son agentes que, cuando son activados,

desencadenan la reacción de polimerización de los monómeros. En las resinas compuestas fotopolimerizables el uso de luz visible con una longitud de onda en torno a los 470 nm activa la canforoquinona (fotoiniciador añadido por el fabricante en cantidades que varían de 0.2% al 10%) propiciando una interacción reactiva con una amina terciaria (Craig, 1999).

I.2.2 Reacción de polimerización

La reacción de polimerización es una reacción química a través de la cual los monómeros se unen entre sí por medio de enlaces covalentes y forman un polímero de cadenas cruzadas. Un polímero, por tanto, es una molécula larga formada por uniones repetidas de unidades monoméricas. Los monómeros comúnmente utilizados en odontología son líquidos que se convierten en sólidos durante el proceso de polimerización (Toledano *et al.*, 2003; Anusavice, 2004).

Las resinas compuestas se caracterizan por una polimerización por adición y endurecen por este mecanismo, en que, no se forman subproductos; materiales como el polimetacrilato de metilo, el Bis-GMA, son componentes esenciales de la matriz de las resinas compuestas (Petzfeldt, 1997).

La polimerización puede activarse e iniciarse químicamente (resina compuestas autopolimerizables), o puede activarse con la incidencia de luz, como por ejemplo luz ultravioleta o halógena, gracias a que tienen en su composición iniciadores de la reacción fotosensibles (resina compuestas fotopolimerizables). Los fotopolimerizables son los que han demostrado mejor comportamiento como materiales de restauración, y dentro de estos los que se activan con luz halógena o visible (Toledano *et al.*, 2003; Anusavice, 2004).

Para que se produzca la reacción de polimerización es preciso que el iniciador genere los primeros radicales libres, y para ello debe ser activado por algún agente. Para las resinas compuestas autopolimerizables el activador será un compuesto químico, mientras que para los fotopolimerizables es la luz con un espectro determinado.

La iniciación de la activación química, que desarrolla el fenómeno de la autopolimerización, se produce por la presencia de moléculas capaces de generar radicales libres (Abraham *et al.*, 2004). Los activadores químicos pueden pertenecer al grupo de los peróxidos o al de los compuestos nitrogenados; normalmente se utiliza la asociación de un peróxido inestable y de una amina terciaria, en una proporción de 0.3-2% y 5%, respectivamente. En el mercado, suelen aparecer bajo la presentación pasta-pasta, en donde un envase contiene el peróxido activador, y el otro, la amina terciaria. La mezcla de ambos compuestos puede ser imperfecta y, por tanto, la reacción química de polimerización quedar incompleta. Esta reacción de polimerización puede ser inhibida por el oxígeno (capa inhibida) por lo que generalmente se recomienda cubrir con matriz de acetato, así como por ciertas moléculas tipo fenol (eugenol, hidroquinona), lo que contraindica el uso de cementos óxido de cinc-eugenol bajo las resinas compuestas (Toledano *et al.*, 2003; Anusavice, 2004).

Los iniciadores de activación fotoquímica, que desarrollan el fenómeno de la fotopolimerización, aprovechan la energía que transportan los fotones luminosos para generar radicales libres en el monómero y desencadenar, de esta manera, la reacción (Caldas *et al.*, 2003). Los fotoactivadores más usados derivan de la benzoína, la benzofenona, la acetofenona y la dicetona.

Hay varios factores que intervienen en la fotopolimerización como son:

- Factores del material

- tipo de fotoiniciador
- color
- grosor de capa

- Factores del foco de luz

- longitud de onda
- distancia
- intensidad
- tiempo de exposición

El fotoiniciador más utilizado es la canforoquinona, perteneciente al grupo de las diacetonas. Últimamente, ciertas resina compuestas incluyen el PPD (1-fenil-1,2-propandiona). La principal diferencia entre ambos iniciadores radica en el espectro de longitud de onda con el que se activan. La canforoquinona (CQ) se activa en un rango de entre 400 y 500 nm, siendo su pico de máxima activación los 468 nm; el PPD se activa entre 400 y 450 nm y su pico de máxima absorción está en los 410 nm. (Bouschiler *et al.*, 1997; Vargas *et al.*, 1998; Versluis y Tantbironj, 1999). La longitud de onda que es una de las características del foco de luz que influye en las propiedades de las resinas compuestas, debería abarcar los picos de máxima activación de los diferentes tipos de fotoiniciadores, para permitir utilizar cualquier material restaurador fotopolimerizable independiente de su composición. Los colores más oscuros contienen pigmentos más opacos que ocasionan fenómenos de dispersión de la luz, por lo que necesitan mayor tiempo de aplicación de luz para conseguir una correcta fotopolimerización (Aguiar *et al.*, 2005). Como aceleradores de la iniciación suelen añadirse las aminas, las cuales tienen una gran afinidad por los fotoiniciadores.

Toda la información de la que disponemos en la actualidad indica que el grosor máximo de cada capa que se polimerize de resina compuesta no debe exceder los 2 mm. Este aspecto no está motivado por el grado de polimerización, sino porque a mayor grosor de la capa más contracción de polimerización se producirá, lo que puede ocasionar despegamientos de la interfase adhesiva diente-material restaurador con la correspondiente implicación clínica (Swartz *et al.*, 1983; Sakaguchi *et al.*, 1992; Lu *et al.*, 2004; Okamura *et al.*, 2006; Ferracane, 2008).

La efectividad de la radiación lumínica es inversamente proporcional al cuadrado de la distancia. Este hecho implica que pequeñas variaciones en la distancia entre el foco de luz y el material implican grandes pérdidas en la intensidad. Por lo tanto la punta de la guía de luz deberá estar lo más próxima a la superficie del material restaurador, disminuyendo así la distancia y posibles fallos en la fotopolimerización (Versluis y Tantbironj, 1999; Aguiar *et al.*, 2005).

La intensidad mínima que se debe exigir a la lámpara es de 350-400 mW/cm². Con la finalidad de realizar las comprobaciones rutinarias resulta de incuestionable interés la posesión de un radiómetro, que en caso de no venir incorporado a la lámpara, puede adquirirse de forma separada. Cualquier descenso de la intensidad por debajo de estos valores hará sospechar de un defecto de la bombilla, del filtro, o de la guía de luz (pequeñas fracturas o depósito de restos de resina compuesta o minerales por acción del autoclave).

El tiempo de exposición lumínica con las lámparas halógenas actuales debe ser de 40 segundos por capa. Si bien hay resina compuestas que se polimerizan bien en 20 segundos, es posible que en ciertos momentos la luz se separe de la superficie del material, lo que ocasionaría una disminución de la intensidad efectiva. Si se aplica la luz 40 segundos por capa se está compensando este posible suceso.

Se sabe que las lámparas de alta intensidad (plasma, láser, LED) consiguen la polimerización en menos tiempo. No obstante la velocidad de polimerización no es directamente proporcional a la intensidad de la luz (Vargas *et al.*, 1998; Caldas *et al.*, 2003; Aguiar *et al.*, 2005). Si se dobla la intensidad de la lámpara, por ejemplo de 400 a 800 mW/cm² no disminuirá el tiempo de polimerización a la mitad, sino que será un 1,44 más rápido, es decir que se pasará de necesitar 40 segundos a 400 mW/cm² a 27 segundos por capa. La fotopolimerización halógena necesita la incorporación de una dicetona o una canforoquinona, en un 0.2%, a la matriz, con una amina orgánica, en un 0.1%. La energía luminosa emitida excita la dicetona, que se combina con la amina; seguidamente, tiene lugar la disociación de dos radicales, que inician la reacción. La ausencia de peróxido asegura una mejor estabilidad y conservación del material (Anusavice, 2004).

En términos generales, la fotopolimerización permite la mejora de las propiedades físicas y mecánicas de la resina compuesta, principalmente por la ausencia del mezclado. Los materiales fotopolimerizables se presentan bajo la forma de una sola pasta, y pueden coexistir dentro del mismo tubo con ciertos materiales catalizadores y aceleradores, pues son inactivos mientras no haya aporte de energía lumínica (Kalliyanna *et al.*, 1998; Keogh, 2001).

Al fotopolimerizar una resina compuesta se diferencian dos fases:

- Fase pre-gel:

Esta fase presenta un aspecto "gomoso". Las cadenas formadas tienen una cierta flexibilidad, capaz de absorber las tensiones generadas por la contracción sin transmitir las a la interfase adhesivo-diente (Sakaguchi *et al.*, 1992).

- Fase post-gel:

En esta fase las cadenas pierden la flexibilidad por lo que ya no son capaces de amortiguar las tensiones generadas, las cuales pueden transmitirse a la interfase adhesiva con el posible despegamiento puntual de la misma, el cual puede originar los problemas clínicos ya conocidos. Por lo anteriormente expuesto ya se puede intuir la conveniencia de alargar la fase pre-gel (Sakaguchi *et al.*, 1992; Keogh, 2001).

Durante períodos prolongados de almacenamiento se podrían desencadenar, de forma espontánea, reacciones de polimerización. Para evitarlo, las resinas llevan incorporadas sustancias inhibidoras. Se combinan con la totalidad de los radicales activos para encapsularlos e impedir su polimerización. No son retardadores, sino inhibidores de la polimerización de los diacrilatos. Los más utilizados son los que reaccionan con los radicales activos para formar nuevos radicales de débil reactividad. Los inhibidores más comunes son la benzoquinona y la hidroquinona, así como los derivados del fenol, como el P-4 metoxifenol (PMP) y el butil-fenol triterciario (Toledano *et al.*, 2003; Anusavice, 2004).

1.2.3 El Relleno

En cuanto al relleno, las partículas pueden ser de cuarzo, sílice coloidal, vidrios de bario o de estroncio, entre otros, y recubiertas por un agente de unión. Se puede decir que las partículas inorgánicas provocan modificaciones efectivas en las propiedades físicas y mecánicas contribuyendo a la reducción del desgaste y propiedades de pulido. Todas estas partículas se someten a un tratamiento de acoplamiento superficial con los agentes de unión (Braem *et al.*, 1989; Cobb *et al.*, 2000; Lu *et al.*, 2006; Atai *et al.*, 2007; Beun *et al.*, 2007).

Las partículas de relleno son las responsables de la mayoría de las propiedades mecánicas de estos materiales, los valores medios se encuentran expresados en la tabla 1.

Tabla 1. Valores médios de las propiedades de las resinas compuestas *.

Propiedad	Valor
Módulo de Young, E (Gpa)	10-16
Razón de Poisson, ν	0,24-0,30
Resistencia a la compresión (MPa)	170-260
Resistencia al cizallamiento (MPa)	30-100
Porosidad (% vol.)	1,8-4,8
Contracción de polimerización (%)	1,2-1,6
Expansión térmica, α ($10^{-6}/^{\circ}\text{C}$)	26-40
Conductividad térmica, k ($10^{-4} \text{ }^{\circ}\text{C}/\text{cm}$)	25-33
Absorción de agua (mg/cm^2)	0,6-0,8

* Tomado de M.L. Cannon. Resina compuesta Resins, in Enciclopedia of Medical Devices and Instrumentation, J.G.Webster, ed., Wiley and Sons, New York, 1988 (in Biomateriales, Sastre, Aza, Román, 2004).

Braem *et al.* (1989), Willems *et al.* (1992), Beun *et al.* (2007) y Pereira *et al.* (2007) afirman que la cantidad y el tamaño de las partículas determinan directamente las propiedades mecánicas de las resinas compuestas, de los cuales el módulo de elasticidad, la dureza y la rugosidad de superficie parecen ser clínicamente los más relevantes en su aportación mecánica (Braem *et al.*, 1989; Willems *et al.*, 1992; Beun *et al.*, 2007; Pereira *et al.*, 2007).

La adición de partículas de sílice coloidal contribuye a disminuir la viscosidad de la formulación, mientras que el silicato de zirconio o el bario presente en los vidrios actúan como agentes radiopacos que permiten la visualización radiográfica de la restauración y la identificación de cualquier *gaps* entre el tejido dental y el material compuesto y que puede conducir a filtraciones y aparición de caries secundaria (Willems *et al.*, 1991; Söderholm y Shang, 1993; Kalliyana *et al.*, 1998; Zhou *et al.*, 2005).

Los tipos de relleno han evolucionado desde el momento de su aparición, a la vez que han ido apareciendo nuevas formulaciones y clasificaciones. Siguiendo las clasificaciones más clásicas de Lutz y Phillips y de Leinfelder (según el tamaño de partículas de relleno) las resinas compuestas van a quedar clasificados como se resume en la tabla 2 (Toledano *et al.*, 2003).

Tabla 2 – Clasificación de las resinas compuestas según el tamaño de las partículas de relleno (Lutz y Phillips, 1983; Leinfelder, 1985).

Resina compuestas	Partículas (% en peso)	Tamaño de Partículas
Macrorrelenos ó Convencionales (desplazados)	60-80% Cristales de cuarzo y otros	10-100 µm
Relleno medio	70-80%	1-10 µm
Microrrelenos homogéneos	30-40% Silice	0.1-0.05 µm
Microrrelenos heterogéneos (excelente estética)	60% Aglomerados Prepolimerizados Tratados con calor	1-25 µm Esféricos 1-200 µm Irregular 1-200 µm
Híbridos (más utilizados e más desarrollados)	Hasta 85% relleno	1-0.1 µm Submicrónicos

* Tomado de Arte y Ciencia de los Materiales Odontológicos, 2003.

Con la aparición de las resinas compuestas híbridas de partículas submicrónicas, también denominadas microhíbridas o de minipartícula, se ha conseguido un material compuesto que trata de aunar las ventajosas características de los microrrelenos y de los híbridos convencionales, al aumentar la carga inorgánica (Roberts *et al.*, 1992; Lu *et al.*, 2006; Beun *et al.*, 2007). Gracias a la granulometría media de su relleno alrededor de los 0.6 µm y a su elevada carga inorgánica, sobre el 60% en volumen, presentan propiedades favorables para ser usados tanto en dientes posteriores como anteriores. Además, la mezcla de distintos tamaños de partícula constituye

una estructura más homogénea que se cree que mejora las propiedades mecánicas, incluida la resistencia al desgaste (Lutz y Phillips, 1983; Chung, 1990; Neves *et al.*, 2002; Beun *et al.*, 2007).

El aumento en la cantidad de partículas inorgánicas tiene un efecto significativo en las características mecánicas del material y la disminución del volumen de la matriz orgánica reduce la contracción de polimerización y el desgaste intra-oral (Manhart *et al.*, 2000; Pereira *et al.*, 2007; Ferracane, 2008).

1.2.4 Agente de unión

Para que una resina compuesta posea unas propiedades adecuadas debe de formar al polimerizar una buena unión entre el relleno inorgánico y el oligómero orgánico. Para conseguir esa unión, el fabricante trata la superficie del relleno con un agente de unión (Karabella y Sideridou, 2008).

La unión entre la matriz y el relleno se produce mediante un agente de unión (silanos) que establece enlaces covalentes entre ambos. Este agente es esencial para la mejora de las propiedades mecánicas, pues promueve la adhesión entre las dos fases, y establece una transferencia de tensiones de la matriz, que se deforma más fácilmente, hacia las partículas de relleno que son más rígidas y prácticamente indeformables, evitando la concentración de fuerzas (Söderholm y Shang, 1993; Mohsen y Craig, 1995; Anusavice, 2004).

Este agente proporciona una unión crucial entre las partículas de relleno y la matriz influyendo en las propiedades de la resina compuesta y ha sido descrita como protectora de la degradación del material (Brown, 1980), de las partículas de relleno frente a las fracturas (Mohsen y Craig, 1995), y mejora la

distribución del estrés en la matriz orgánica flexible hacia las partículas de relleno rígidas. También mejora la resistencia a la degradación hidrolítica (Söderholm, 1981; Calais y Söderholm, 1998).

El agente de unión es un organosilano, que es el responsable de la unión entre las partículas de relleno inorgánicas y la matriz resinosa. El silano es aplicado por el fabricante en las partículas inorgánicas antes de ser mezcladas con la matriz resinosa. Los silanos contienen grupos funcionales (p.ej. el metoxi) que hidrolizan y reaccionan con las partículas inorgánicas, como también con grupos orgánicos insaturados, que reaccionan con los oligómeros durante la polimerización (Mohsen y Craig, 1995; Toledano *et al.*, 2003; Anusavice, 2004).

Las características químicas, físicas y mecánicas de la interfaz que se desarrolla entre la matriz y el relleno influyen fuertemente sobre las propiedades de la resina compuesta resultante como ha sido expuesto anteriormente.

La interfaz se puede definir como una frontera, esencialmente bidimensional entre la matriz y el relleno donde ocurre una discontinuidad o cambio en los valores de propiedades tales como contracción, estructura cristalina, módulo de elasticidad, densidad, coeficiente de expansión térmica, etc. Puede, en ocasiones, ser observada y algunos autores la consideran como un constituyente de la resina compuesta. Esta interfaz transfiere las tensiones de la matriz al relleno y actúa además como zona de origen y acumulación de grietas, previniendo o retardando el fallo de la restauración. Utilizando un símil, se puede considerar la interfaz como un “fusible” mecánico que relaja las tensiones a las que está sometido el material y evita su fracaso (Karabela y Sideridou, 2008).

La efectividad de la interfaz para cumplir las funciones anteriores está determinada por la humectabilidad del relleno por la matriz durante la preparación de la resina compuesta y por el tipo y fortaleza del enlace desarrollado entre la matriz y el relleno. La humectabilidad del relleno por la matriz está determinada por factores tales como la temperatura, el tiempo de contacto, la adsorción de gases y otras sustancias, presencia de películas superficiales de óxidos, impurezas en la matriz o relleno y reacción química entre matriz y relleno, entre otros. La primera etapa en la formación del enlace matriz-relleno es el mojado del relleno (sólido) por la matriz (líquida), por lo que una buena humectabilidad es una condición necesaria para la formación del enlace matriz-relleno. Sin embargo, la humectabilidad no es una condición suficiente, es decir, esta puede ser buena sin que se desarrolle un enlace fuerte entre ambos (Anusavice, 2004).

El enlace en la interfaz puede ser mecánico o químico. El mecánico requiere una superficie rugosa y un íntimo contacto entre la matriz y el relleno para ser efectivo. Para lograr un buen enlace se emplean rellenos con elevada rugosidad superficial y humectabilidad por la matriz.

Por su parte, el enlace químico puede ser de naturaleza electrostática, por enlace covalente, de hidrógeno, o por reacción o interdifusión. El enlace electrostático ocurre entre la matriz y el relleno cuando sus superficies están eléctricamente cargadas con cargas de signos opuestos. La fortaleza de este enlace dependerá directamente de la densidad de carga superficial e inversamente de la distancia entre ambas superficies. La contaminación superficial y la absorción de gases por la superficie deterioran significativamente la efectividad de este tipo de enlace. La fortaleza del enlace químico por formación de enlaces covalentes o de puente de hidrógeno entre la matriz y el relleno depende de la naturaleza de los grupos involucrados en la formación del enlace y su densidad superficial. Por lo general, para la formación de este tipo de enlace se realizan tratamientos de superficie en el relleno con agentes de acoplamiento, que son especies

químicas capaces de anclarse químicamente por uno de sus extremos a la superficie del relleno, dejando expuesto su otro extremo, generalmente de carácter hidrófobo, compatible y reactivo con la matriz; un ejemplo de agente de acoplamiento es el silano.

Cuando existe un enlace fuerte entre la matriz y el relleno, la primera transmite todas las tensiones al segundo. Si la fortaleza del enlace es superior a la resistencia del material de relleno, las grietas originadas en la matriz se transmiten a lo largo de esta y al llegar a la interfaz matriz-relleno se propagan a través del último, conduciendo a la destrucción del material. Por el contrario, si el enlace interfacial es débil y no supera la resistencia del relleno, las grietas iniciadas en la matriz no se propagan a través de los elementos de relleno, sino que lo hacen a través de la interfaz. Teniendo en cuenta que en la resina compuesta la interfaz está altamente desarrollada, esta es capaz de absorber una gran cantidad de energía durante su fallo, aumentando la tenacidad del material y la energía total requerida para su destrucción. De ahí que por lo general es deseable un enlace interfacial de moderada fortaleza con alta capacidad de absorción de tensiones y que permita desempeñar a la interfaz el papel de “fusible” mecánico (Anusavice, 2004).

1.2.5 Requisitos ideales de una resina compuesta

Las resinas compuestas deben ser insípidas, inodoras, no tóxicas ni irritantes de los tejidos bucales. Deben cumplir con otros requisitos, como ser completamente insolubles en saliva o en cualquier otro fluido que se encuentre dentro de la boca; deben ser impermeables a los fluidos bucales y estar exentas de aspectos perjudiciales y desagradables en sabor y olor.

Por otro lado, la resina debe tener adecuada resistencia y resiliencia para resistir las fuerzas de masticación y fuerzas de impacto, que ocurran en la cavidad bucal. Debe ser estable dimensionalmente bajo todas las condiciones, incluyendo los cambios térmicos y la variación de carga. El material debe mostrar suficiente translucidez o transparencia para que confiera la apariencia natural de los tejidos bucales reemplazados. Debe ser capaz de ser teñida o pigmentada y no tener cambios de color o apariencia posterior a su fabricación (Anusavice, 2004).

Este material no debe producir residuos tóxicos o sustancias durante el manejo y su manipulación. Debe ser fácil de mezclar, insertar, dar forma y curar, e insensible a la variación de estos procedimientos. Las complicaciones clínicas, como inhibición por oxígeno, contaminación por saliva y sangre deberán ser pequeñas y no tener ningún efecto final. Además, el producto final debe ser fácil de pulir y en su caso debe evitar la fractura; también debe ser posible repararlo (Anusavice, 2004).

El costo de las resinas y los métodos de proceso deben de ser bajos y no requerir equipo complicado ni demasiado costoso. Aunque los metacrilatos cumplen con los requisitos razonablemente, aún hay algunos que no cumplen todos los requisitos que han sido mencionados.

En suma, para que una resina compuesta pueda usarse en odontología debe mostrar cualidades excepcionales en su estabilidad química y dimensional y debe poseer propiedades que rindan relativamente fácil en el proceso. Estas deben ser duras y fuertes pero no frágiles. (Anusavice, 2004).

I.3 Propiedades de las resinas compuestas

La ciencia de los materiales abarca el estudio de los componentes y procesos de fabricación que permiten obtener biomateriales con la estructura y propiedades específicas deseadas.

Para evitar el fallo estructural es necesario que las tensiones internas no superen ciertos límites máximos. Resulta entonces necesario conocer el estado tensional que se genera en los materiales constitutivos de cada dispositivo bajo el estado de carga probable en la aplicación.

El empleo de un determinado biomaterial obliga a evaluar su capacidad de soportar las cargas mecánicas a las que va a estar sometido durante el cumplimiento de su función específica. Cualquier estado de carga complejo puede expresarse en función de los siguientes modos básicos: a) fuerzas axiales (tracción y compresión), b) fuerza de corte, c) momento de flexión, d) momento de torsión.

I.3.1 Propiedades químicas

Sorción y solubilidad

Una de las principales propiedades de las resinas acrílicas es la sorción de agua, que se produce de forma muy lenta, debido a las propiedades polares de las moléculas de resina y a la difusión del agua entre las macromoléculas del polímero, alcanzando un valor de equilibrio después de varias semanas de contacto con agua.

La matriz de resina absorbe agua de 0.2 a 2 mg/cm cuando se encuentra en medio húmedo, esta absorción de agua es promovida por los dos grupos hidroxilo que posee el Bis-GMA, provocando una expansión volumétrica que se conoce como expansión higroscópica, la cual se traduce en una expansión lineal de 0.02-0.6%. Este fenómeno, sin embargo no es de la suficiente magnitud para compensar la contracción de polimerización (Toledano *et al.*, 2003; Toledano *et al.*, 2006).

Esta sorción de agua produce un cambio dimensional, que no se considera significativo clínicamente, y se ha establecido en torno al 0.23% por cada 1% de incremento en el peso. La pérdida de agua por otro lado, en las capas superficiales representa un factor que predispone a la aparición de grietas superficiales. Desde el punto de vista clínico se debe evitar el mojado y secado de la restauración en su proceso de realización ya que puede producir deformaciones irreversibles de su masa (Toledano *et al.*, 2003; Anusavice, 2004).

Las resinas son polímeros vídriosos, por ello la sorción de agua en estos está generalmente descrita por la teoría *dual-mode* que asume que las moléculas sorbidas se reparte en dos grupos, uno está constituido por la disolución de moléculas ordinarias en la matriz polimérica de acuerdo con la Ley de Henry y el segundo queda atrapado en microburbujas formadas por el polímero (Sideridou *et al.*, 2003). Una figura física muy clara de este comportamiento está descrita por la teoría del volumen libre, que sugiere que los polímeros vídriosos generalmente tienen una estructura líquida en la que existe un desequilibrio entre el volumen de polímero libre de burbujas, responsable de la sorción según la ley de Henry, y un volumen extra no equilibrado de polímeros formado por microburbujas, responsable de la sorción según la teoría de Langmuir. El total del volumen efectivo en equilibrio para la difusión de agua depende de la densidad molecular. Las cadenas

poliméricas flexibles con grupos polares, especialmente las que tienen uniones con hidrógeno, aumentan la atracción intermolecular aumentando la densidad molecular.

El agua absorbida que está dispersa molecularmente en la matriz polimérica actúa como plastificante causando un aumento del volumen del polímero. La cantidad de agua sorbida depende del equilibrio del volumen disponible, de la afinidad físico-química de los grupos poliméricos, el agua y de la resistencia de las cadenas polímeras a expandirse por estrés (Sideridou *et al.*, 2003). Por el contrario, las moléculas de agua que están acomodadas en las microburbujas se unen por puentes de hidrógeno formando grupos y no causan expansión, pero actúan como partículas de relleno.

Por otro lado los polidimetacrilatos son polímeros vídriosos con uniones cruzadas. La presencia de uniones cruzadas entre las cadenas poliméricas generalmente producen una disminución significativa en la permeabilidad del polímero porque disminuyen el volumen en equilibrio y la capacidad de las cadenas poliméricas para expandirse.

La solubilidad de los materiales resinosos en el medio oral es despreciable desde el punto de vista clínico. En términos generales la sorción de agua no debe ser superior a 0.8 mg/cm^2 y la solubilidad a 0.04 mg/cm^2 (Anusavice, 2004).

La solubilidad, se produce cuando las resinas se ponen en contacto con un medio húmedo, por efecto de la energía cinética de las moléculas del líquido que arranca partículas de la superficie del sólido. Este fenómeno es más acusado en presencia de solventes orgánicos.

El ratio y la cantidad de sustancias provenientes de las resinas compuestas, en el medio oral, alcanza un valor intermedio entre los que se obtendrían en agua y alcohol. Existen dos mecanismos importantes que pueden condicionar la eliminación de sustancias desde los materiales poliméricos al medio: los monómeros sin reaccionar junto con los aditivos son eliminados tras la polimerización, o, puede darse el caso de la formación de compuestos tras la degradación o erosión de las resinas compuestas, con el tiempo. En general, la degradación de un polímero se entiende como una reacción en cadena mediante la que un polímero se descompone en oligómeros, y en algunos casos, en monómeros. Por erosión se entiende la pérdida de material (monómeros y/o fragmentos de polímero) a partir del polímero (Powers y Sakaguchi, 2006).

Algunos autores han puesto de manifiesto que prácticamente todos los componentes de la resina compuesta (fundamentalmente monómeros, elementos de las partículas de relleno y promotores de la polimerización) que van a ser susceptibles de solubilidad, lo van a hacer en las primeras 24 horas, y que después de 7 días de inmersión en agua, el 1.5-2.0% del peso inicial se ha perdido por disolución (Musanje, 2001). En esta situación, la red polimérica se reblandece, degradándose la interfase entre la restauración y la pared de la cavidad y agrietándose la propia masa de resina compuesta. Las oscilaciones de temperatura que acontecen en la boca contribuyen a agrandar estas microfracturas, exponiéndose, aún más, la masa susceptible de sufrir solubilidad por los agentes anteriormente comentados (Sideridou *et al.*, 2003; Anusavice, 2004).

Para una resina compuesta determinada, el porcentaje de sustancias liberadas al medio puede estar relacionado con el grado de conversión, sin embargo, por las diferencias existentes en la diversidad de los monómeros constituyentes, el tipo y la concentración de promotores de la adhesión y la densidad de enlaces cruzados en la red polimérica, no es posible precisar la solubilidad de las diferentes resinas compuestas a partir de su relativo grado

de conversión (Ferracane y Greener, 1986; Ferracane *et al.*, 1998; Daronch *et al.*, 2003; Sarafianou *et al.*, 2007)

Las resinas compuestas tienen un bajo valor de solubilidad (0.5 mg/cm^2), que no tiene consecuencias en el medio oral. Aproximadamente el 5-10% de los monómeros sin reaccionar se solubilizan en el medio oral; este porcentaje suele representar el 2% del peso de los componentes de las resinas compuestas, en la mayoría de ellas. El 90% de los monómeros sin reaccionar no se eliminan por estar atrapados en la red polimérica. Esta solubilidad depende también de la fase matriz o resina y oscila entre los 0.01 mg/cm^2 de las resinas compuestas de macrorelleno y los 2.2 mg/cm^2 de las resinas compuestas de microrelleno (Anusavice, 2004).

Los dimetacrilatos empleados en las resinas compuestas usualmente demuestran tener una solubilidad en agua muy baja. Además la matriz tridimensional de polímero con enlaces cruzados que se forma durante el proceso de polimerización exhibe una relativa baja sorción de agua. Si se utilizan monómeros solubles en agua se aumenta el riesgo de que sean disueltos por la saliva si el material no se polimeriza de manera adecuada. Aún más, cuando se aumenta la sorción de agua puede producir el deterioro de las propiedades mecánicas de la resina compuesta debido al efecto plastificante del agua (El-Hadary y Drummond, 2000; Toledano *et al.*, 2003).

A pesar de que el bisfenol-A-dimetacrilato propoxilado (P-BIS-MA), por ejemplo, tiene una estructura similar a la descrita para el Bis-GMA, no contiene ningún de los grupo alcohol OH^- , lo cual, entre otras cosas, da como resultado una menor sorción de agua.

La sorción y solubilidad de las resinas compuestas se afectan por el tipo de resina que determina la fase matriz, la naturaleza del relleno y el tipo

de polimerización. Los efectos directos tras la inmersión de la resina compuesta en agua oscilan desde un aumento de peso del material por incorporación de agua a su estructura, hasta la disolución del material (tanto del relleno como de la matriz), pasando por una mayor exposición de la superficie del resina compuesta al liberarse las partículas de relleno, y aumentar, aún más, la solubilidad (Toledano *et al.*, 2003).

Las resinas compuestas en un medio acuoso absorben agua y liberan monómeros libres, estos pueden estimular el crecimiento de bacterias alrededor de la restauración y promover reacciones alérgicas en algunos pacientes. También la sorción de agua en las resinas compuestas insertadas en la cavidad oral pueden, con el tiempo, producir el deterioro de las propiedades físico-mecánicas, principalmente debido a la degradación hidrolítica de la unión entre el silano y las partículas de relleno, el despegamiento relleno-matriz y hasta la degradación hidrolítica del relleno (Palin *et al.*, 2005).

El agente silano juega un papel importante en la detención de la degeneración hidrolítica de la resina compuesta tras la inmersión de la misma en el agua. La deposición del agente silano, entre la matriz y el relleno, para efectuar su acción, se realiza en multicapas por adsorción. Las capas más externas del agente silano son muy sensibles y se deterioran antes que las más internas, que son química y hidrolíticamente más estables; de ellas, son aún más estables las más próximas del relleno, por disponer de más uniones con esta fase que con la fase matriz (Anusavice, 2004; Powers y Sakaguchi, 2006).

Cuando el agua se aproxima al relleno se neutraliza la energía superficial del mismo, facilitando la penetración del agua en su interior y favoreciendo su solubilidad. La presencia de poros en la superficie del resina compuesta, por defectos de manipulación del material (presencia de resina

inhibida) o por la solubilidad postinmersión en agua, favorece el aumento de la sorción de agua. Para algunos autores, la consecuencia más indeseable es el reblandecimiento de la matriz, más aún que la desunión indeseable matriz-relleno (Söderholm *et al.*, 1996; Palin *et al.*, 2005).

El tratamiento de las resinas con los agentes silano aumenta las fuerzas transversales y disminuye la sorción de agua. Esta menor sorción de agua se debe a la dificultad para hidrolizar las uniones del silano al relleno y al grado de protección que ejerce el silano con respecto a la matriz y al relleno. La ausencia de agua en la interfase matriz-relleno es lo que le da estabilidad hidrolítica al compuesto. De un modo genérico puede decirse que la degradación hidrolítica puede resumirse en dos mecanismos; uno de ellos es químico, y consiste en la hidrólisis de la matriz, del relleno y del agente silano y el otro mecanismo es físico; consiste en la desunión del relleno y la matriz por hidrólisis y descomposición del silano. Esta desunión origina grietas y poros en la estructura del resina compuesta, donde aumenta la presión hidráulica que ocasiona más grietas y más poros, produciéndose un empeoramiento mecánico global del material.

La cantidad de agua absorbida en una resina compuesta decrece cuanto mayor es el porcentaje de relleno en su composición, ya que la sorción de agua es una propiedad de la fase polimérica, provocando también un ligero oscurecimiento en el color de la resina compuesta, demostrado por técnicas colorimétricas aunque por veces no evidente clínicamente (Schulze *et al.*, 2003; Sarafianou *et al.*, 2007).

Para reducir la sorción de agua por parte de la matriz se han sintetizado e introducido en el comercio homólogos del Bis-GMA, sin grupos hidroxilo, que han mantenido sus propiedades mecánicas tras largos períodos de inmersión en agua. La disminución de los puentes de hidrógeno puede ser la causa de este buen comportamiento en el tiempo. No

obstante, conviene recordar que los co-monómeros diluyentes, etilenglicol-dimetacrilatos (EGMA) aumentan la sorción de agua (Sideridou *et al.*, 2003). Los efectos negativos causados por la sorción de agua se reflejan en la resistencia a la tensión, módulo de elasticidad y resistencia al desgaste.

Entre las resinas compuestas dentales disponibles en el mercado, las más usadas són resinas compuestas basadas en resinas preparadas por una combinación del bisfenol A glicidil metacrilato (Bis-GMA) y trietilenglicol dimetacrilato (TEGMA). Esos monómeros son relativamente hidrofílicos y el comportamiento a la sorción de agua y solubilidad preparados con TEGMA ó Bis-GMA, y mezclas TEGMA/Bis-GMA, ya han sido estudiados. También hay resina compuestas basados en uretano-dimetacrilato (UDMA) y bisfenol A dimetacrilato etoxilado y Bis-EMA ó mezclas entre ellos (Asmussen y Petzfeldt, 1998; Sideridou *et al.*, 2003).

De acuerdo con las normativas Standard ISO 9000s para resinas compuestas de uso odontológico, un material para ser utilizado en boca debe de tener una sorción de agua inferior a $50 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ y una solubilidad menor que $5 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ (Sideridou *et al.*, 2003; Powers y Sakaguchi, 2006).

I.3.2 Propiedades mecánicas

Las propiedades mecánicas se definen por las leyes de la mecánica que son estudiadas por la ciencia de la física y que se encarga del estudio de la energía y las fuerzas y de sus efectos en los cuerpos.

Las propiedades mecánicas de las resinas compuestas son influenciadas por la matriz polimérica, el relleno, el agente de unión y por el sistema fotoiniciador (Raptis *et al.*, 1979; Manhart *et al.*, 2000; Pereira *et al.*, 2005).

En el medio oral, las restauraciones están sujetas a estrés. Estas fuerzas actúan en los dientes o materiales produciendo diferentes reacciones que promueven la deformación, que puede, en último caso, comprometer su durabilidad a lo largo del tiempo (Oysaed y Ruyter, 1986; Peutzfeldt, 1997; Craig, 1999; Schulze *et al.*, 2003). Es importante introducir algunos conceptos que son extremadamente relevantes para entender el comportamiento presentado por un determinado material bajo estrés en condiciones específicas. Estos serán útiles para analizar las posibles reacciones de determinados materiales como restauraciones dentales.

Microdureza y profundidad de curado

La dureza es definida como la resistencia a la deformación local (Van Meerbeek *et al.*, 1993; Anusavice, 2004; Powers y Sakaguchi, 2006). La importancia relativa de la dureza de los materiales para restauración dental radica en el hecho de que proporciona información acerca de las propiedades mecánicas de los mismos (Watts *et al.*, 1987; Willems *et al.*, 1992; Bouschlicher *et al.*, 2004).

La dureza de los materiales está comúnmente relacionada con muchas otras propiedades, entre ellas, la rigidez, la resistencia a la compresión, la ductibilidad, la maleabilidad y la resistencia a la abrasión y al rayado en el medio intraoral (Wilson *et al.*, 1980; Wang *et al.*, 2003; Beaun *et al.*, 2007). Es una de las propiedades mecánicas más expresivas del

comportamiento y durabilidad de las resinas compuestas (Lee y Orłowski, 1977; Willems *et al.*, 1992; Atai *et al.*, 2004).

Las medidas de dureza de las resinas compuestas también hablan de las propiedades de desgaste y es un método indirecto de evaluación del grado relativo de polimerización (Leung *et al.*, 1985; Watts, 1987; Atai *et al.*, 2004; Pereira *et al.*, 2007) y de la profundidad de la misma (Asmussen, 1982; Watts *et al.*, 1987; Kays *et al.*, 1991, Neves *et al.*, 2002; Bouschiler *et al.*, 2004) ya que es definida también como la resistencia a la rayadura y al estrés de resiliencia (Sobrinho *et al.*, 2000; Caldas *et al.*, 2003; Aguiar *et al.*, 2005).

La profundidad de curado depende del grado de conversión y este se define como la extensión en la que los monómeros pasan a polímero. Los monómeros de dimetacrilato polimerizan mediante enlaces cruzados en forma de redes tridimensionales; dentro de estas redes, la polimerización se produce por *ratios*; a medida que avanza el proceso de polimerización van disminuyendo los monómeros en número, dificultándose el proceso de conversión completa de los grupos metacrilatos remanentes sin reaccionar, que oscilan entre un 25-50% del total. La presencia de monómeros sin reaccionar o de radicales activos tiene un efecto como se sabe reblandecedor del polímero, por lo que se puede establecer una relación entre el grado de conversión de los monómeros y las propiedades físicas del resina compuesta (Ferracane y Greener, 1986; Anusavice, 2004; Pereira *et al.*, 2005).

Diversos estudios sobre la formación de homopolímeros a partir de dimetacrilatos de mono-, di-, tri-, y tetraetilenglicol han puesto de manifiesto que la reactividad de los monómeros aumenta cuanto mayor es la distancia entre los grupos metacrilato; por ello el TEGMA es más reactivo que el EGMA, y por tanto es, también, mayor su grado de conversión. Comparando los dimetacrilatos EGMA y TEGMA con el monómero aromático Bis-GMA, éste es mucho más rígido; como consecuencia, el grado de conversión en los

copolímeros de Bis-GMA y TEGMA disminuye cuando aumenta el contenido de Bis-GMA. Por otra parte, un aumento en el contenido de Bis-GMA no implica una reducción de la dureza o la resistencia del compuesto, ya que la resistencia, la dureza, y otras propiedades mecánicas están influenciadas, no solo por el grado de conversión, sino por la naturaleza de las subunidades monoméricas del polímero (Atai *et al.*, 2004; Pereira *et al.*, 2005; Palin *et al.*, 2005).

En suma, una reducción en el grado de polimerización lleva a una reducción en las propiedades físico-químicas de la resina como son la dureza, la estabilidad del color y la sorción de agua (Li *et al.*, 1985; Asmussen y Petzfeldt, 1998; Feilzer y Dauvillier, 2003) y el aumento del contenido de monómeros residuales, que tiene efectos irritantes (Anusavice, 2004).

Resistencia a la flexión y módulo de Young

La resistencia a la flexión es la tensión necesaria para causar fractura o una cantidad específica de deformación plástica. Cuando se describe la resistencia de un objeto o material, a menudo se hace referencia a la tensión final que se requiere para causar fractura. Ambos tipos de comportamiento pueden describirse por la propiedad de la resistencia, pero deben usarse los términos apropiados para diferenciar entre la tensión máxima para producir deformación permanente y la requerida para causar fractura (Wang *et al.*, 2003; Anusavice, 2004).

El comportamiento elástico implica la recuperación de las dimensiones originales en el momento que se retira la carga aplicada. Por el contrario, el comportamiento plástico se observa cuando tiene lugar una deformación permanente. Otros materiales sometidos a un determinado nivel de carga experimentan flujo viscoso, en el cual los átomos, moléculas o partículas que

lo componen se trasladan unas en relación con otras disipando energía (sistemas viscoelásticos). Existen otros fenómenos que se manifiestan a más largo plazo y pueden llevar al fallo de los materiales; entre ellos se pueden mencionar: la fatiga, la fluencia ó relajación de tensiones, el desgaste y sus combinaciones (Toledano *et al.*, 2003; Anusavice, 2004).

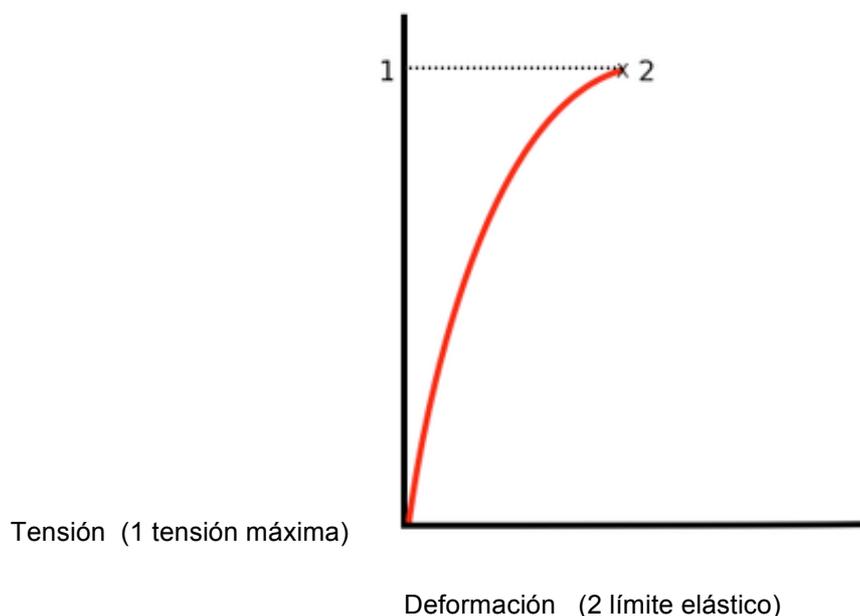
Para materiales dentales específicos, en particular metales, se tiene igual interés en la tensión máxima que puede mantener una estructura antes de deformarse de manera plástica o permanente. Esta tensión puede describirse tanto por límite proporcional como el límite elástico, con tensiones superiores a estos límites ocurre la deformación plástica.

Anusavice (2004) define la resistencia a la flexión de un material como la capacidad de oponerse a ser doblado antes de romperse. Se obtiene cuando se alcanza la flexibilidad última de un material antes de su límite proporcional. Las fuerzas de flexión son generadas en la boca y los materiales dentales deben resistirlas (Toledano *et al.*, 2003; Anusavice, 2004). Por ejemplo, es deseable una resistencia alta a la flexión cuando estos materiales están ante el estrés de la masticación, ya que puede conducir a una deformación permanente.

Como se ha dicho anteriormente los materiales basados en resina, en medio acuoso, absorben agua y liberan monómeros libres (Mohsen y Craig, 1995) y otros componentes de bajo peso molecular, deteriorando las propiedades físico-químicas, principalmente debido a una fractura hidrolítica de las uniones entre el silano de las partículas de carga y el despegamiento de la unión partículas-matriz ó una degradación hidrolítica de las partículas (Söderholm, 1981; Söderholm, 1985). La sorción de agua, por tanto también disminuye la resistencia a la flexión (Söderholm y Roberts, 1990). Esta es un factor importante con respecto a la resistencia de las resinas compuestas a

la deformación ó ruptura por la fuerzas oclusales, asi como el mantenimiento del sellado marginal. Un material con un bajo modulo de elasticidad se deformará bajo un estrés mastigatorio pequeño, particularmente en las regiones posteriores, que puede dar lugar a fallos de la restauración (Braem *et al.*, 1989). Algunos autores afirman que la resistencia a la flexión y el módulo de Young pueden reflejar el comportamiento mecánico general de los materiales restauradores basados en resina (Leinfelder, 1985; Braem *et al.*, 1989; Peutzfeldt, 1997; Suzuki *et al.*, 2005). El término módulo de elasticidad describe la rigidez relativa de un material, la cual se mide por la curva de la región elástica del diagrama tensión-deformación (Figura 1).

Figura 1. Diagrama tensión-deformación



El módulo de elasticidad o de Young puede definirse como la proporción entre la tensión aplicada a un material y la deformación elástica producida (es decir, que pueda recuperarse tras el cese de carga) ó sea es la ratio de la tensión y la deformación reversible ó elástica que sufre un material (Yamaga *et al.*, 1995; Toledano *et al.*, 2003; Anusavice, 2004).

Un material con un bajo módulo de elasticidad se deformará más ante el estrés masticatorio, particularmente en las regiones posteriores, y puede dar lugar al fracaso de la restauración.

II. OBJETIVOS

II. OBJETIVOS

1. Comparar la sorción y solubilidad de tres resinas compuestas (Heliomolar, Tetric Ceram y Inten-S), permitiendo así evaluar la mejora de estas propiedades tras las distintas modificaciones del fabricante.
2. Estudiar la influencia de los distintos tipos de monómeros y de relleno en la microdureza y profundidad de curado en las resinas propuestas en este estudio.
3. Analizar la resistencia a la flexión y el módulo de Young, de las resinas compuestas analizadas en este estudio, para evaluar la influencia de sus componentes en estas propiedades.

La hipótesis nula afirma que no hay diferencias en las propiedades físico-químicas: sorción y solubilidad; microdureza y profundidad de curado; y resistencia a la flexión y módulo de Young, en las resinas compuestas estudiadas.

III. MATERIAL Y MÉTODOS

III. MATERIAL Y MÉTODOS

III.1 Materiales utilizados

Las resinas compuestas utilizadas en el estudio han sido Heliomolar (Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein), Tetric Ceram (Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein) y Inten-S (Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein) (Figuras 2, 3 y 4.). La composición de cada uno de estos materiales está expresada en la tabla 2.



Figura 2. Heliomolar

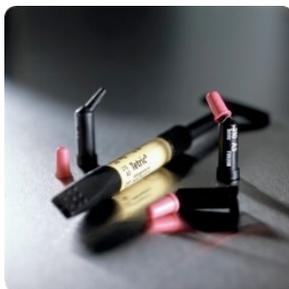


Figura 3. Tetric Ceram



Figura 4. Inten-S

Tabla 2. Composición de las resinas compuestas utilizadas en este estudio.

Material	Tipo de partícula/relleno	MPS* (μm)	% de Partículas (en peso)	Matriz
Heliomolar	Dióxido de Sílice, Trifluorato de Iterbio y copolímeros	0.04 – 0.2	66.7% (46% vol)	Bis-GMA, UEDMA, Decandiol- Dimetacrilato
Tetric Ceram	Vidrio de bario, Trifluorato de Iterbio, Vidrio de fluorsilicato (bario y aluminio), partículas esféricas de óxido y de dióxido de sílice	0.04 – 3.0 med. 0.7	80% (60% vol)	Bis-GMA, UEDMA, TEGDMA
Inten-S	Vidrio de bario, Trifluorato de Iterbio, copolímeros	0.2 – 0.7	74% (51% vol)	Bis-GMA, TEGDMA, UDMA, bis-EMA

(* Mean Particle Size: tamaño medio de las partículas)

III.2 Tests de sorción y solubilidad

Para los tests de sorción y solubilidad se hicieron cinco discos (15 ± 0.1 mm de diametro y 2 mm de espesor) de cada material, en moldes de teflón (Figura 5) y de acuerdo con otros estudios (Söderholm, 1983; Toledano *et al.* 2003). Sobre cada espécimen se procedió a la aplicación de luz visible con una lámpara de polimerización (Translux, Kulzer, Wehrheim, Germany) con una intensidad de $600\text{mW}/\text{cm}^2$ confirmada por un radiómetro (Demetron, model 100, Danbury, CT, EEUU). Se realizaron exposiciones de luz de 40 segundos sobre cada muestra, en diferentes posiciones, hasta fotopolimerizar toda el area de cada disco.

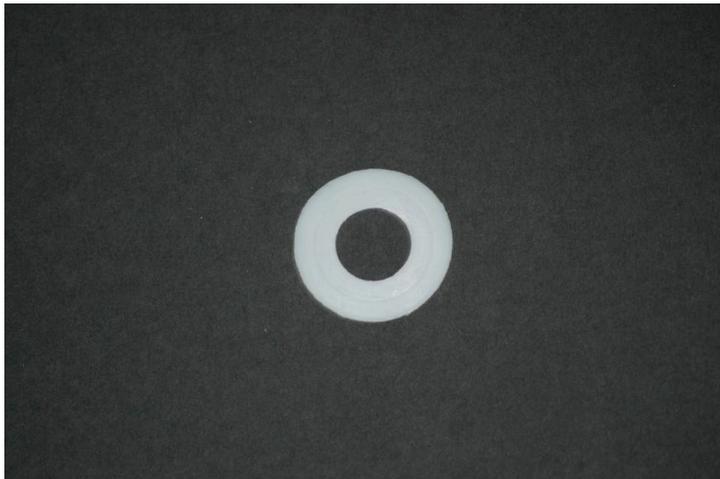


Figura 5. Molde de teflón para la fabricación de los discos utilizados en los tests de sórción y solubilidad.

Después de polimerizadas las superficies fueron pulidas las dos caras mediante el uso de discos de carburo-silicio de 500 hasta 1200 grit, en las dos caras hasta obtener un espesor de 0.85 ± 0.1 mm, con el objetivo de remover la capa de resina inhibida (Figura 6). Las mediciones de espesor se hicieron con un calibrador digital Mitutoyo 293-561 (Mitutoyo, Tokio, Japan) (Toledano *et al.*, 2003).



Figura 6. Disco de resina compuesta para los tests de sorción y solubilidad.

Los discos se colocaron en una campana de desecación que contenía sulfato de calcio, y se almacenaron a 37 °C, hasta asegurar el secado y alcanzar un peso constante (m_0), como se puede ver en la figura 7. Posteriormente se sumergieron en agua hasta obtener de nuevo una masa húmeda constante (m_1). Los discos fueron retirados del agua y se volvieron a secar nuevamente en el desecador (Figura 7), conteniendo sulfato de calcio, a 37°C hasta obtener de nuevo un peso constante.



Figura 7. Campana desecadora y estufa.

Cada disco se colocó después en una estufa al vacío (25 in. mercurio) a 60°C durante 24 horas y pesado por la última vez (m_2).

El peso ganado ó perdido en cada disco fué medido después de 1h, 6h, 24h y 2 días de intervalo. Los discos se pesaron en una balanza electrónica (A&D Instruments, Frankfurt, Germany) con una reproductibilidad de 0.0001g, el aparato se montó en una mesa antivibratoria (Kottermann GmbH & Co., D-31311 Uetze/Hanigsen, Germany) (Figura 8).



Figura 8. Balanza electrónica (A&D Instruments, Frankfurt, Germany).

Estos pasos fueron realizados para evaluar la sorción de agua (A) y la solubilidad (S) de acuerdo con la fórmula de Oysaed and Ruyter (1986):

$$A = m_1 - m_2 / V$$

$$S = m_0 - m_2 / V$$

donde:

m_0 = peso del espécimen antes de inmersión, después del secado.

m_1 = peso del espécimen después de inmersión.

m_2 = peso del espécimen después de inmersión y desecación.

Los valores se obtuvieron en $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ (ISO 4049).

III. 3 Tests de microdureza y profundidad de curado

Para el test de microdureza Vickers se fabricaron cinco discos (10 ± 0.1 mm en diámetro y 2 mm de espesor) de cada material, en moldes de teflón (Figura 9) sobre una loseta de vidrio. Inmediatamente, después de la preparación y colocación de una matriz de acetato sobre la resina compuesta de cada muestra se procedió a la aplicación de luz visible con una lámpara Translux (Kulzer) con una intensidad de $600\text{mW}/\text{cm}^2$, confirmados por un radiómetro (Demetron, model 100, Danbury, EEUU).



Figura 9. Molde de teflón para preparación de los discos para el test de microdureza.

Se realizaron exposiciones de luz de 40 segundos sobre cada muestra (Figura 10). Después de polimerizadas las superficies fueron pulidas mediante el uso de discos de carburo-silicio hasta 4000 grit y finalizados con discos de acabado y *spray* de óxido de aluminio de $\frac{1}{4} \mu\text{m}$, con objeto de lograr la uniformidad planimétrica de las muestras (Figura 10).

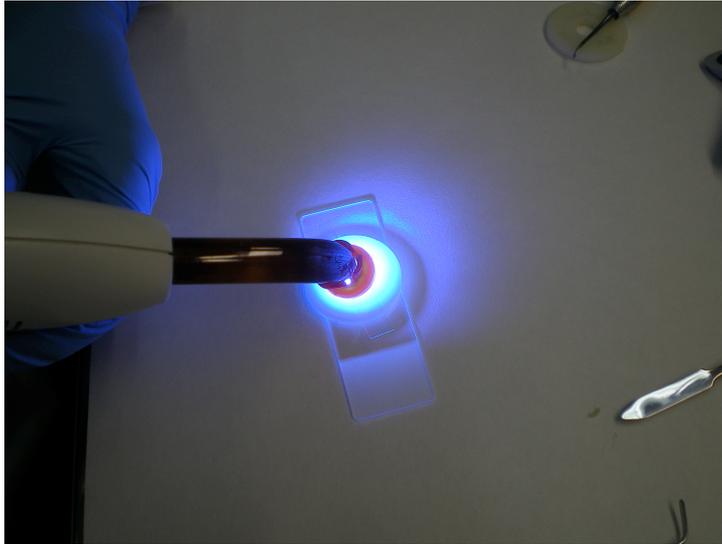


Figura 10. Fotopolimerización de los discos a través de una loseta de vidrio.

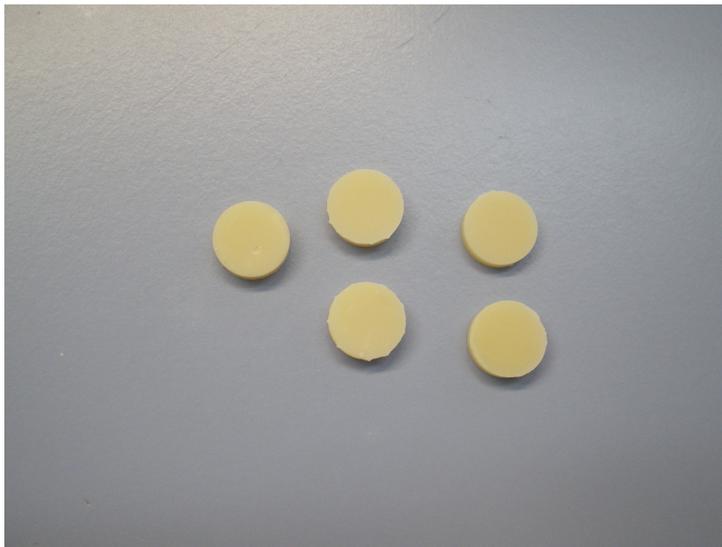


Figura 11. Discos de resina compuesta preparados para el test de microdureza.

Seguidamente los discos fueron colocados en resina epoxi para su fijación (Figura 12).

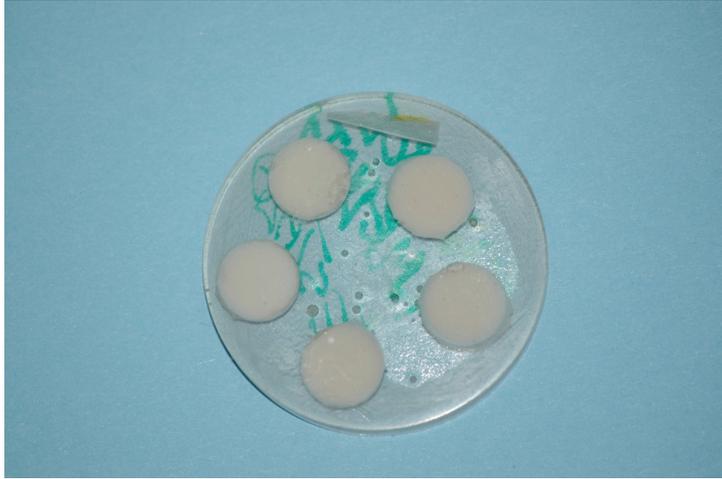


Figura 12. Discos de resina compuesta fijados e preparados para el test de microdureza.

La evaluación de la microdureza se realizó con un indentador Vickers aplicado en una maquina Instron Wolpert (V-testor 4021, Instron, Germany) con una carga de 300 gramos durante 60 segundos (Figura 13). Sobre cada superficie pulida de las muestras se realizaron cinco indentaciones Vickers, con una distancia aproximada entre ellas del doble del tamaño de cada indentación para minimizar interacciones entre marcas vecinas. Se utilizó un microscopio óptico (200X) Zeiss (Ciudad, Germany) para evaluar las muestras (Figura 14).

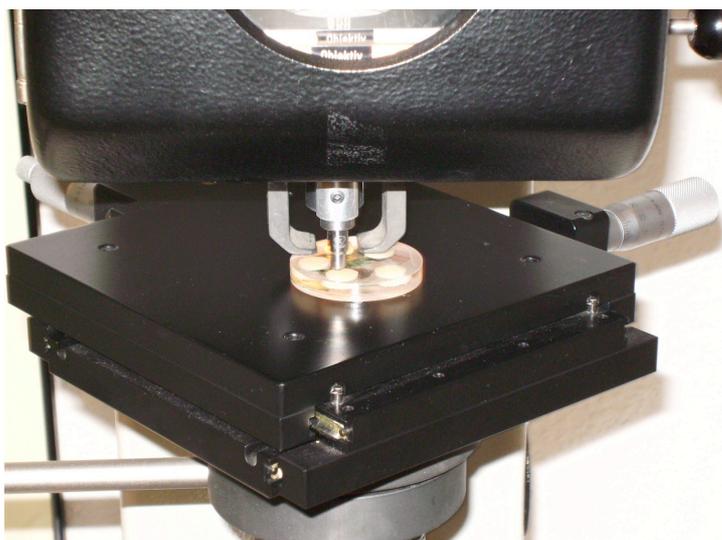


Figura 13. Indentador Vickers y muestras preparada.

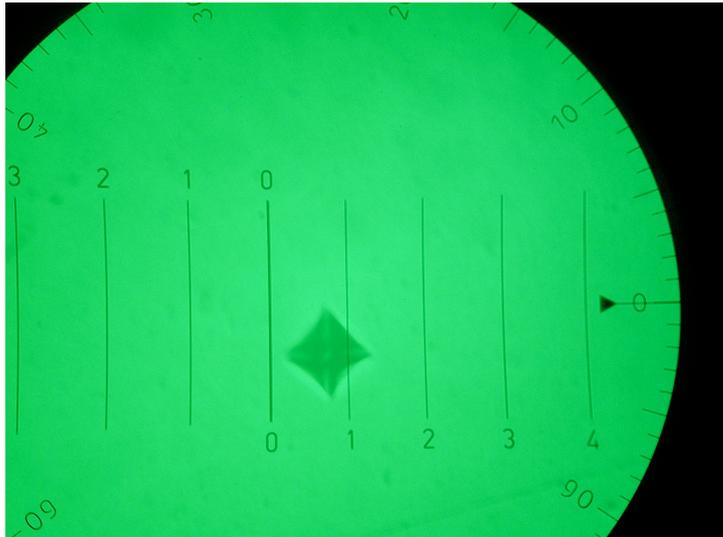


Figura 14. Indentación Vickers.

La dureza Vickers se determinó y se expresó a partir de la fórmula “*Vickers Hardness Number*”:

$$\text{VHN} = 1854.4 \frac{P}{d^2}$$

donde:

P = carga aplicada en gramos.

d = longitud de la diagonal media de la indentación en μm .

La profundidad de curado se evaluó mediante la medida de la resistencia al rayado, de acuerdo con ISO N° 4049. Se han hecho cinco especímenes cilíndricos de cada resina compuesta en moldes de Teflón con 9 mm de largo e 4 mm de diámetro, como muestra la figura 3. Los moldes fueron rellenos con los diferentes resina compuestas, según las instrucciones del fabricante. La última capa de resina compuesta se cubrió con una matriz de acetato y se presionó con una loseta de vidrio para eliminar el material en exceso.

En cada muestra se procedió a la aplicación de luz visible con una lámpara Translux (Kulzer) con una intensidad de 600mW/cm^2 confirmada por un radiómetro (Demetron, model 100, Danbury, EEUU). Se realizaron exposiciones de luz de 40 segundos, a través de una tira de poliéster con $50\mu\text{m}$ de espesor, sobre cada muestra. Las resinas compuestas fueron extraídos del molde, 30 segundos después de la polimerización, con una espátula de plástico. El espesor máximo del material curado fue medido con un micrómetro y registrado como profundidad de curado.

Se calcularon los valores medios y desviaciones estándar para cada grupo de especímenes.

III.4 Tests de resistencia a la flexión y módulo de Young

Para evaluar la resistencia a la flexión y el módulo de Young se realizaron cinco especímenes de cada material en moldes metálicos con medidas estándar (Figura 15 y 16). Estos especímenes consisten en barras con las dimensiones de 25 mm de largo X 2mm de anchura X 2mm de altura (ISO 9917-2) (Int. Org. Standardization, Switzerland, 1993) (Figura 17).

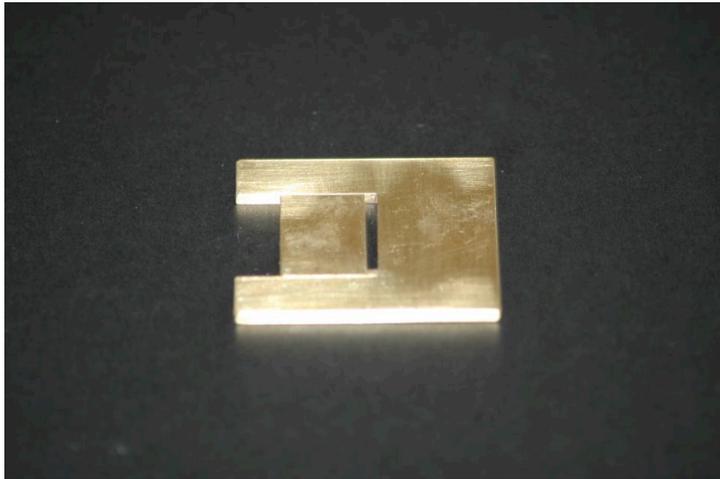


Figura 15. Molde para preparación de barras para los tests de resistencia a la tensión y módulo de Young.

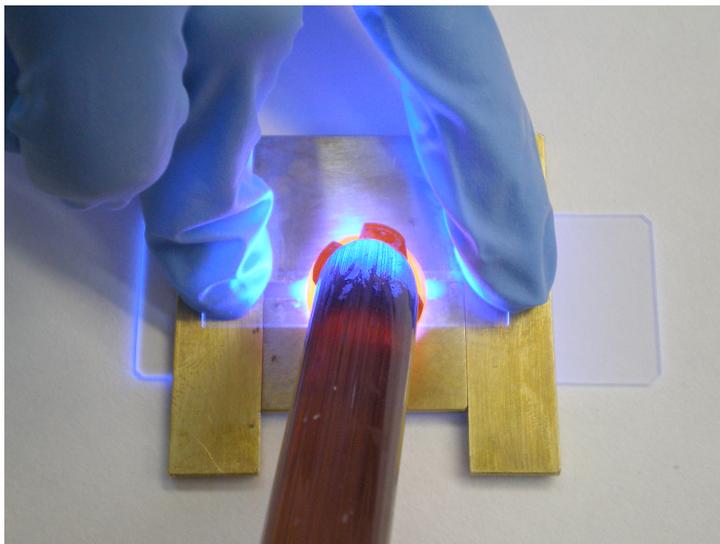


Figura 16. Fotopolimerización de las barras.



Figura 17. Medidor de espesor para estandarización de las muestras.

Se les aplicó el test *three-point bending* en una máquina de ensayo universal 4411 Instron (Instron, Germany), a velocidad de cruceta 1 mm/min (Figura 18).



Figura 18. Máquina de ensayo universal 4411 Instron (Instron, Germany).



Figura 19. *Three-point-bending test.*

La carga hasta la fractura de la barra es la resistencia a la flexión y se calculó con la siguiente fórmula:

$$3PI / 2bd^2$$

donde:

P= carga última de fractura

l= la distancia de los soportes

b= la anchura del espécimen

d= el espesor del espécimen (Wang *et al.*, 2003; Atai *et al.*, 2004).

Se calcularon la resistencia a la flexión en (Mpa) y el módulo de Young (Gpa).

III.5 Análisis estadístico

III.5.1 Estadística descriptiva

Se ha efectuado un análisis estadístico de todas las variables estudiadas. Como medida de tendencia central se utilizó la media aritmética y como medida de dispersión la desviación estándar.

III.5.2 Estadística analítica

Se realizó una estadística descriptiva y posteriormente una análisis de la varianza ANOVA one way donde se tomó como variable dependiente cada una de las propiedades a estudiar y como independiente la resina compuesta estudiada. Se compararon las medias con el test de comparaciones múltiples Student-Newman-Keuls ($p < 0.05$).

Se realizó una correlación lineal de las variables cuantitativas con el test de Regresión lineal de Pearson ($p < 0.05$).

El análisis estadístico de los datos se realizó con el programa de estadística SPSS/PC+ V-4.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA).

IV. RESULTADOS

IV. RESULTADOS

IV.1. Sorción de agua y solubilidad

Las medias y desviaciones estándar de los grupos evaluados se muestran en la tabla 3.

Tabla 3 – Medias y Desviación Estándar de la sorción de agua y solubilidad (mg/cm^2) de las resinas compuestas analizadas.

Material	Sorción (mg/cm^2) Media (DE)	Solubilidad (mg/cm^2) Media (DE)
Heliomolar	0.0122 (0.00011) A	0.1618 (0.0918) A
Tetric Ceram	0.00063 (0.0002) B	0.0106 (0.0145) B
Inten-S	0.00065 (0.0007) B	0.0500 (0.0246) B

* En cada columna, los grupos con la misma letra son estadísticamente similares ($p > 0.01$).

El análisis estadístico de las medias de sorción de agua y solubilidad de los diversos materiales mostraron diferencias significativas.

Heliomolar mostró diferencias significativas de sorción de agua con respecto a Inten-S y Tetric Ceram que presentaron los valores más bajos ($F=106.1677$; $P=0.0000$).

Los resultados también revelaron que Heliomolar presenta los valores más altos de solubilidad, seguido por Tetric Ceram e Inten-S ($F=9.9851$; $P=0.0028$), que no mostraron diferencias entre ellos.

IV.2. Microdureza y Profundidad de Curado

Las medias y desviaciones estandar de los grupos se representan en la tabla 4.

Tabla 4 – Medias y Desviación Estándart de la microdureza (VHN) de las resinas compuestas analizados.

Material	Microdureza (VHN) Media (DE)
Heliomolar	44.009 (2.608) A
Tetric Ceram	57.104 (11.092) B
Inten-S	59.386 (3.244) B

* En cada columna, los grupos con la misma letra son estadísticamente similares ($p > 0.01$).

El análisis estadístico de los valores de dureza de los diversos materiales reveló diferencias significativas, como aparece en la tabla 4.

Inten-S mostró la media más alta de microdureza, similar, desde un punto de vista estadístico, a Tetric Ceram, y el valor más bajo lo presentó la resina compuesta Heliomolar ($F=7.27$; $P=0.008$).

Inten-S y Tetric Ceram obtuvieron valores de microdureza más altos ($p < 0.05$) que Heliomolar.

Las medias y desviaciones estándar de los grupos estudiados con respecto a la profundidad e curado se representan en la tabla 5.

Tabla 5 – Medias y Desviación Estándar de la profundidad de curado (mm) de las resinas compuestas analizadas.

Material	Profundidad de Curado Media (DE)
Heliomolar	2.55 (0.73) B
Tetric Ceram	3.26 (0.22) AB
Inten-S	3.90 (0.29) A

* En cada columna, los grupos con la misma letra son estadísticamente similares ($p > 0.01$).

El análisis estadístico de las medias de profundidad de curado de las resinas compuestas estudiadas mostraron diferencias significativas como aparece en la tabla 5.

Inten-S mostró la media más alta de profundidad de curado, y la más baja la presentó la resina compuesta Heliomolar ($F=6.0662$; $P=0.0362$) ($n=5$).

IV.3. Resistencia flexural y módulo de Young

Las medias y desviaciones estándar de los resultados de los tests de resistencia a la flexión y módulo de Young de los materiales estudiados se representan en la tabla 6.

Tabla 6 – Medias y desviación estándar de la resistencia a la flexión (MPa) y el módulo de Young (GPa) de las resinas compuestas analizadas.

Material	Resistencia a la flexión (MPa) Media (DE)	Módulo de Young (Gpa) Media (DE)
Heliomolar	132.0 (52.31) A	9.07 (2.51) A
Tetric Ceram	128.27 (9.85) A	10.91 (2.49) A
Inten-S	128.68 (23.02) A	9.01 (1.66) A

* En cada columna, los grupos con la misma letra son estadísticamente similares ($p > 0.01$).

Las medias de resistencia a la flexión ($F=0.0187$; $P=0.9815$) y el módulo de Young ($F=1.1406$; $P=0.3520$) no difieren estadísticamente entre estos materiales, como se puede verificar en la tabla 6.

Existen correlaciones entre las variables testadas que son presentadas en la tabla 7.

Tabla 7 – Correlaciones de Pearson entre las variables testadas (n=5).

Variab les	Solubilidad		Sorción		Relleno		Mod. Young		Prof. Curado		Microdureza	
	r	P	r	P	r	P	r	P	r	P	r	P
 												
Solubilidad	-	-	0.71	0.03	-	-	-	-	-0.71	0.02	-	-
Sorción	0.71	0.03	-	-	-	-	-	-	-0.79	0.01	-0.77	0.01
Relleno	-	-	-	-	-	-	0.73	0.02	-	-	-	-
Mód. Young	-	-	-	-	0.73	0.02	-	-	-	-	-	-
Prof. Curado	-0.71	0.04	-0.79	0.01	-	-	-	-	-	-	0.67	0.04
Microdureza	-	-	-0.77	0.01	-	-	-	-	0.67	0.04	-	-

P: Nivel de significância; r: Correlación Coeficiente de Pearson

Todas estas variables son influidas por las diferencias en los materiales testados.

V. DISCUSIÓN

V. DISCUSIÓN

Como se sabe, las resinas compuestas están formados por una matriz orgánica con diferentes monómeros (principales, diluyentes, agentes de enlace con el relleno inorgánico, inhibidores de la polimerización, estabilizadores a la radiación ultravioleta, y iniciadores de la polimerización) y un relleno inorgánico que les confiere las propiedades físicas determinantes para ser usados como materiales de restauración (Braem *et al.*, 1989; Chung, 1990; Ferracane, 1995; Peutzfeldt, 1997).

Pese a las muchas modificaciones realizadas en las resinas compuestas, aun existen varios aspectos a mejorar: el desgaste, la filtración marginal, el coeficiente de expansión térmica, la deficiencia en casi todas las propiedades mecánicas y la estabilidad del color (Peutzfeldt, 1997; Manhart *et al.*, 2000; Schulze *et al.*, 2003; Sarafinou *et al.*, 2007). La aceptación de las resinas compuestas como material de restauración ideal, no solo en dientes con compromiso estético, depende de la mejora de estas deficiencias (Gladys *et al.*, 1997; Kelsey *et al.*, 2000; Atai *et al.*, 2004; Beaun *et al.*, 2007).

Los factores que más influyen en las propiedades mecánicas de un material son el relleno, y de ello el tamaño de las partículas, su distribución y las interacciones entre el relleno y la matriz (Kalliyana *et al.*, 1998; Manhart *et al.*, 2000; Iazzetti *et al.*, 2001; Kim *et al.*, 2002;), siendo el relleno el factor que más se correlaciona con la resistencia del material, con su módulo de elasticidad, así como con su resistencia a la fractura (Gladys *et al.*, 1997; Manhart *et al.*, 2000). También se ha descrito que las resinas compuestas, que incorporan flúor soluble, presentan una resistencia a la flexión menor, porque el flúor se disuelve y quedan microporosidades que facilitan la propagación de fracturas (Iazzetti *et al.*, 2001).

En este estudio los valores de sorción y solubilidad mostraron que las resinas compuestas con mayor porcentaje de matriz, sufren mayor sorción y solubilidad. La sorción y solubilidad en agua está relacionada principalmente con la estabilidad química y dimensional de los materiales en medio húmedo (El-Hadary y Drummond, 2000; Domingo *et al.*, 2003; Toledano *et al.*, 2003). La determinación de esos valores es esencial para asegurar su viabilidad, unas propiedades mecánicas adecuadas, unas superficies no porosas (Oysaed y Ruyter, 1986) y para evitar efectos tóxicos debido al desprendimiento de residuos (Ferracane, 1998; Anusavice 2004).

Heliomolar, Tetric Ceram y Inten-S son resina compuestas basados en Bis-GMA, cuya viscosidad es muy alta y su grado de conversión está algo limitada. La tasa de conversión y las propiedades de las resinas compuestas son también dependientes de la composición (Peutzfeldt, 1994; Asmussen y Peutzfeldt, 2003; Atai *et al.*, 2004; Pereira *et al.*, 2005; Tian *et al.*, 2008).

La sorción en las resinas compuestas es un proceso de difusión controlado, la absorción de agua se produce dentro de la matriz de resina, dando lugar a una degradación hidrolítica de la matriz por rotura de los enlaces entre las cadenas poliméricas, dando lugar a un efecto plastificante en la misma. También causa el despegamiento de las partículas de relleno de la matriz polimérica por hidrólisis del agente de unión. Todo esto resulta en un perjuicio de las propiedades mecánicas de estos materiales (Pearson y Longman, 1989; Santerre *et al.*, 2001; Toledano *et al.*, 2003).

Cuando estos materiales se sumergen en agua, algunos de sus componentes, como los monómeros sin reaccionar o el relleno, se disuelven y se liberan del material, esto da lugar a una pérdida de masa que se puede medir como solubilidad. En este proceso contribuyen muchos factores como los monómeros libres, la composición química del solvente, el tamaño del

relleno y composición química de las resinas compuestas (Toledano *et al.* 2006; Pereira *et al.*, 2007).

Por lo tanto tras la inmersión en agua de estos materiales ocurren dos mecanismos: primero la absorción de agua produciendo un incremento de peso y segundo una disolución del material (relleno y monómeros) en el agua, dando lugar a una reducción de peso final (Toledano *et al.* 2003).

En nuestro estudio los resultados muestran diferencias entre los materiales estudiados, siendo Heliomolar el que presenta valores más altos de sorción y solubilidad. Esto puede ser debido en primer lugar a su menor porcentaje de relleno, F. Yap *et al.* (2002) publicaron también una disminución en la sorción de agua y en la solubilidad de las resinas compuestas con mayor porcentaje de relleno aunque también mostró que no solo era debido a este factor sino también a la composición de la matriz, como también ha sido confirmado por Ortengren (2001) y Janda *et al.* (2007). En el caso del Heliomolar la matriz está formada por Bis-GMA y UEDMA, este último tiene propiedades hidrofílicas que pueden contribuir a sus valores de sorción y solubilidad, pero hay otros factores que también influyen como es el grado de conversión que varía entre los materiales (Pearson y Longman, 1989; Toledano *et al.*, 2006), debido a la ausencia de TEGMA en su matriz se puede justificar un grado de conversión menor, ya que este monómero aumenta el grado de conversión en las matrices con Bis-GMA, ya que este actúa como diluyente facilitando la polimerización de mayor cantidad de monómeros (Pereira *et al.*, 2005; Toledano *et al.*, 2006).

En el caso de las otras dos resinas compuestas, de nuestro estudio, no existieron diferencias significativas entre ambas ni en sorción ni en solubilidad, el porcentaje de relleno en ambas es muy similar lo que puede explicar en parte la similitud entre los valores de ambas variables; con respecto a la composición de la matriz ambas resinas contienen el mismo tipo

de monómeros: Bis-GMA, UEDMA, TEGMA y Bis-EMA, todos ellos con los mismos grupos hidrofílicos –OH, >C=O, -O-, -NH- (Santerre *et al.*, 2001), aunque Inten-S contiene en su matriz, además, Bis-EMA que podría aumentar su capacidad de sorción, Tetric Ceram tiene en su relleno mayor cantidad de partículas inorgánicas en cuya interfase de unión con la matriz se acumula más agua, la estabilidad hidrolítica de los agentes de unión es lábil y las uniones matriz/relleno son destruidas por el agua, facilitando la solubilidad de la resina compuesta (Sideridou *et al.*, 2003; Palin *et al.*, 2005; Toledano *et al.* 2006), parece obvio que si la superficie total de partículas inorgánicas de relleno es mayor se puede usar para justificar, parcialmente, un aumento de la sorción y de la solubilidad de esta resina (Moreira *et al.*, 2008). Con lo que ambos efectos en matriz y en relleno quedarían compensados en ambos fenómenos en las dos resinas compuestas.

El agua absorbida por la matriz polimérica puede causar una separación de la fase relleno-matriz o incluso una degradación hidrolítica del relleno disminuyendo la resistencia al desgaste (Mohsen y Craig, 1995; Domingo *et al.*, 2003; Pereira *et al.*, 2005). Este pequeño porcentaje de agua absorbida por las resinas compuestas cambia la magnitud de algunas propiedades físicas, en especial, propiedades de superficie como la dureza (Osayed y Ruyter, 1986; El-Hadary y Drummond, 2000).

La sorción de agua es un proceso difuso controlado que ocurre en las matrices de resina, en la parte orgánica (Anusavice, 2004). En nuestro estudio los materiales han mostrado diferencias significativas y existen numerosos factores que han contribuido ó influido en ello, como los valores de agua absorbida dependiendo, principalmente, de la composición de las resinas y de la presencia de relleno (Chung, 1990; Calais y Söderholm, 1998; Cobb *et al.*, 2000). Como sería de esperar, debido a su mayor porcentaje de relleno Inten-S y Tetric Ceram mostraron valores de sorción más bajos que el Heliomolar.

El aumento del relleno en las resinas produce una disminución de la sorción de agua (Swartz *et al.*, 1985; Oysaed y Ruyter, 1986) y puede ser la razón de estos resultados. Otros factores que contribuyen en estos resultados están relacionados con la composición de la matriz, que difieren en los monómeros diluyentes, para modificar las propiedades de manipulación de las resinas compuestas, estos tipos de monómeros contienen moléculas hidrofílicas que van a alterar el grado de conversión y aumentar los valores de sorción de agua (Sideridou *et al.*, 2003), por eso Heliomolar que obtuvo el valor medio más bajo de profundidad de curado, mostró el valor medio más alto de solubilidad.

Un número elevado de burbujas de aire en la masa de las resinas compuestas polimerizadas podría influir también. Estas burbujas permiten que existan zonas de inhibición de la polimerización, que podrían dar lugar a un aumento de la solubilidad (Van Dijken *et al.*, 1986; Prati *et al.*, 1991) Por tanto la solubilidad depende principalmente del grado de conversión y de la cantidad de relleno (Siderou *et al.*, 2003).

Un aumento del relleno en las resinas compuestas da lugar a una disminución de la solubilidad (Swartz *et al.*, 1985; Oysaed y Ruyter 1986) en este estudio los resultados de solubilidad resultaron similares a los resultados de sorción de agua ya que están relacionados igualmente a los factores que influyen en la sorción. Otros datos de sorción de agua y solubilidad de las resinas compuestas han sido publicados, pero es difícil de correlacionarlos porque los resultados muchas veces son de diferentes períodos de tiempo y están expresados en diferentes unidades (Pearson y Longman, 1989; Toledano *et al.*, 2003b).

En el presente estudio se comparó la dureza Vickers de Heliomolar, Tetric Ceram y Inten-S. La resina compuesta Heliomolar se reveló con el valor de microdureza más bajo (44.009 VHN). El material que presentó el valor más alto fue el Inten-S (59.386 VHN).

Un requisito general de los materiales para restauración dental es que sus características de superficie sean aproximadas a las de la dentición natural (Willems *et al.*, 1993). La dureza de superficie, la rugosidad de superficie y la distribución de las partículas caracterizan las superficies externas de las resinas compuestas y son parámetros importantes en la determinación del pulido y la tasa de desgaste abrasivo. Por ejemplo, una estructura muy dura y rugosa puede rayar y abrasionar la dentición opuesta (Chung, 1994; Chapman Nathanson, 1983; Gladys *et al.*, 1997; Xu *et al.*, 2004; Le Roux y Lachman, 2007).

Como ya se ha indicado, la dureza es la resistencia de un material a la indentación o penetración, que a su vez también nos puede indicar, la profundidad de polimerización (Chung *et al.*, 1999; Ferracane y Greener, 1986; Neves *et al.*, 2002; Bouschiler *et al.*, 2004).

Por lo tanto, se puede decir, que la dureza puede definirse como la resistencia de un material a la deformación permanente (Van Meerbeek *et al.*, 1993) y también se relaciona con otras propiedades como la generación de estrés y el módulo de Young. Existe una relación lineal entre la resistencia, módulo de elasticidad y la dureza (Perinka *et al.*, 1992; Van Meerbeek *et al.*, 1993; Yamaga *et al.*, 1995, Mahoney *et al.*, 2000; Powers y Sakaguchi, 2006).

A pesar de que existen algunas diferencias en la estructura molecular y composición de la matriz resinosa en las resinas compuestas testadas, hay una correlación positiva entre la fracción de volumen de carga y las propiedades mecánicas (Söderholm, 1985; Kim *et al.*, 2002) .

La dureza final de una resina compuesta es el resultado de la influencia de múltiples factores; unos son inherentes a la composición del material, y otros a su manipulación. En la relación a los primeros, hay que considerar entre otros, el tipo de matriz orgánica (Raptis *et al.*, 1979; Baush *et al.*, 1981; Ferracane, 1995; Hirabayashi y Hirasawa, 1990; Atai *et al.*, 2004), el tipo y tamaño de partícula de relleno (Li *et al.*, 1985; Kelsey, 2000; Lee *et al.*, 2006; Lu *et al.*, 2006), y la cantidad de la misma en relación al volumen del material (Hannah y Combe, 1976; Chung, 1990; Lu *et al.*, 2006). En cuanto a los segundos, decir, los factores de manipulación, entre los que destacan la existencia de poros y el grado de polimerización alcanzado, que depende a su vez de numerosas variables (Bouschlicher *et al.*, 1997; Caldas *et al.*, 2003; Moreira, 2008).

En general, valores de dureza altos pueden indicar una polimerización más extensa (Watts *et al.*, 1987; Anusavice, 2004; Sarafianou *et al.*, 2007), y aparentemente todos los materiales poliméricos consiguen mayor curado con el paso del tiempo (Ferracane, 1998; Schulze *et al.*, 2003; Sarafianou *et al.*, 2007). Esto confirma nuestros resultados en los que Inten-S con mayor profundidad de curado es de los más duros. Heliomolar tiene una matriz formada por monómeros más rígidos, sin diluyentes, lo que puede favorecer que su grado de polimerización sea menor.

La remoción de la capa superficial, por lo menos 0.25 mm de material, produce un aumento significativo en la dureza de superficie. La capa más superficial de la resina compuesta, debajo de la matriz de acetato, al acabar de polimerizar la muestra, presenta una pobre distribución de relleno, bajo grado de polimerización y deberá, por tanto, ser removida. Esta es la razón de por que las resinas compuestas deben ser siempre acabadas y pulidas, en vez de limitarse a dejar la obturación acabada simplemente al quitar la matriz (Helvatjoglou *et al.*, 1991; Chung, 1994; Suh, 2004).

Es aceptable asumir que la concentración de relleno tiene un papel más importante en la determinación de las propiedades de las resinas compuestas dentales contemporáneas. Como sería de esperar el relleno o carga afecta la microdureza de las resinas compuestas evaluadas, pues al aumentar la carga en la resina compuesta el resultado es un aumento de la microdureza (St. Germain *et al.*, 1985; Chung, 1990; Xu *et al.*, 2000; Kim *et al.*, 2002; Suzuki *et al.*, 2005). Las resinas compuestas más cargadas, en este caso el Tetric Ceram y el Inten-S, se revelaron como materiales más duros (Combe y Burke, 2000; Kim *et al.*, 2002; Lee *et al.*, 2006; Atai *et al.*, 2007).

En las resinas compuestas estudiados la fracción en peso del relleno de Heliomolar es de 66.7% y del Inten-S de 81.9% lo que contribuye para explicar los distintos valores de microdureza. Estos resultados están de acuerdo con estudios previos Chung y Greener (1990) que demostraron correlaciones positivas entre el volumen de fracción de relleno, esto es, la carga o el porcentaje de partículas en peso, y los valores de microdureza. Ellos concluyeron que la concentración de relleno tiene un papel importante en la determinación de las propiedades de las resinas compuestas para restauraciones dentales (Chung, 1990; Toledano *et al.*, 2003).

Según los resultados, cuanto más relleno contenga más dureza presenta el material restaurador. El tamaño de las partículas es importante para las propiedades mecánicas de las resinas compuestas. Solo en algún estudio previo se concluye que la dureza y la rigidez son propiedades menos afectadas por el tamaño de partícula de relleno (Li *et al.*, 1985).

Existen numerosos estudios que confirman que las propiedades mecánicas de las resinas compuestas están más influenciadas más por el relleno que por la matriz resinosa, particularmente, en restauraciones posteriores (St. Germain *et al.*, 1985; Chung, 1990; Bouschlicher *et al.*, 1997). Sin embargo Helvatjoglou *et al.* (1991) mostraron que las resinas compuestas con matriz orgánica UDMA registraron una dureza más baja que las que contenían Bis-GMA, atribuyéndolo a una mayor sorción de agua del uretano dimetacrilato, que es más hidrofílico que el Bis-GMA.

La microdureza de superficie de las resinas compuestas indica la resistencia a la abrasión, especialmente para restauraciones clase I y II (Helvatjougrou *et al.*, 1991). En las resinas compuestas evaluadas los valores pueden ser óptimos para su uso en restauraciones posteriores. Un valor de microdureza más bajo, como en el caso del Heliomolar, da lugar a un bajo módulo de elasticidad, que puede ser ventajoso en ciertas situaciones, como restauraciones clase V, donde un material con un bajo módulo de elasticidad es deseable para acomodar las fuerzas de flexión del diente que pueden causar el despegamiento de la restauración (Cobb *et al.*, 2000; Asmussen y Peutzfeldt, 2003).

El tamaño de las partículas incorporadas también influyen en estas propiedades en un grado determinante y así se ha constatado (Ferracane, 1995; Kelsey *et al.*, 2000; Xu *et al.*, 2004; Lu *et al.*, 2006). Con respecto al tipo de relleno, el vidrio de bario y el iterbio fueron introducidos para mejorar

las características de manipulación, y obtener un mejor efecto estético (Zhou *et al.*, 2005; Lee *et al.*, 2006; Prentice *et al.*, 2006). Además también influye la forma de las partículas que se han diversificado y cada vez más tipos de resinas compuestas contienen varios tipos de partículas, las partículas prepolimerizadas y partículas de relleno con formas irregulares se usan para mejorar las propiedades mecánicas de los materiales (Ferracane, 1995; Combe y Burke, 2000; Cobb *et al.*, 2000; Kim *et al.*, 2002; Beun, *et al.* 2007).

Dado que la forma de las partículas de relleno afecta a la tasa de relleno, se puede decir que la cantidad es dependiente de la forma y el tipo de partículas que influyen en las propiedades mecánicas de las resinas compuestas. Así en el estudio de Kim *et al.* (2002) el efecto de diferentes porcentaje de relleno y tamaños de partícula podrían ser compensados por el efecto de los diferentes tipos de partículas (Kim *et al.*, 2002). La diferencia estadística de microdureza obtenida en dicho estudio puede ser atribuida al tipo y la cantidad de carga. Los valores de microdureza señalaban que las resinas compuestas con partículas de relleno esférico permiten más carga y obtuvieron valores más altos de microdureza, así como propiedades flexurales; seguidos de las resinas compuestas con partículas prepolimerizadas e irregulares que obtuvieron valores intermedios. Los valores más bajos han sido presentados por las resinas compuestas con partículas solamente prepolimerizadas (Kim *et al.*, 2002).

Numerosos factores, incluyendo el relleno, la matriz, e incluso la sorción de agua están referidos como factores que influyen en la microdureza de los resina compuesta (Li *et al.*, 1985; Yamaga *et al.*, 1995; Pereira *et al.*, 2007).

El módulo de elasticidad o de Young puede definirse como el cociente entre la tensión aplicada a un material y la deformación elástica producida, es

decir, que pueda recuperarse tras el cese de la carga (Powers y Sakaguchi, 2006).

Cuando se evaluaron la resistencia a la flexión y el módulo de Young de las resinas compuestas estudiadas mostraron el mismo comportamiento y no revelaron diferencias significativas entre ellas. La composición de los monómeros puede influir, en el valor de resistencia a la flexión que aumentará cuando el Bis-GMA sea parcialmente sustituido por un monómero diluyente y esto está relacionado con el aumento del grado de conversión (Asmussen y Peutzfeldt, 1998). Estas diferencias no son observadas en nuestros resultados.

La influencia del contenido de relleno en estas propiedades ha sido descrita (Lutz y Phillips, 1983; St Germain *et al.*, 1985; Willems., 1992; Willems *et al.*, 1993; Ferracane, 1995; Kim *et al.*, 2002). El tamaño de partícula de los rellenos incorporados también influye en estas propiedades en algún grado (Li *et al.* 1985; Kim *et al.*, 2002; Ferracane, 2008). Con respecto al tipo de relleno: el vidrio de bario ha sido introducido para mejorar las características de manipulación y el iterbio para mejorar el efecto estético. Además las partículas se tornaron más pequeñas y esféricas. La forma de las partículas de relleno prepolimerizadas es más diversa, y los diferentes tipos de resinas compuestas contienen ambas partículas de relleno, prepolimerizadas y con formas irregulares (Ferracane, 1995).

Dado que la morfología del relleno afecta a la tasa de carga de relleno de las resinas compuestas, se puede afirmar la hipótesis de que la carga de relleno es dependiente de la morfología del mismo, y la morfología y el tipo de relleno influye en las propiedades mecánicas de las resinas compuestas disponibles en el mercado (Kim *et al.*, 2002).

Es por esta razón que el efecto de los diferentes tipos, tamaños y porcentaje de relleno sean los principales responsables de las diferencias encontradas en estas resinas compuestas.

Para obtener una discriminación más detallada y más real ante el comportamiento de las resinas compuestas es necesario hacer más estudios “*in vitro*” que valoren esta y otras propiedades y trabajos clínicos controlados para poder compararlos.

VI. CONCLUSIONES

VI. CONCLUSIONES

1 – Las resinas compuestas con menor porcentaje de relleno presentan mayores valores de sorción y solubilidad debido a que el agua penetra en la matriz polimérica rompiendo los enlaces entre las cadenas y produciendo una degradación hidrolítica de la unión matriz-relleno.

2 – Las resinas compuestas con mayor porcentaje de relleno y mayor profundidad de curado, presentan mayor dureza.

3 – El grado de polimerización de las resinas compuestas está influenciado por la composición de matriz polimérica, monómeros más pesados ó incorporación de monómeros diluyentes, y por la cantidad de la misma afectando a la facilidad de las cadenas poliméricas para unirse.

4 – El porcentaje de relleno afecta en relación directa al módulo de Young y a la resistencia a la flexión en mayor grado de las características de la matriz polimérica.

5 –El porcentaje de relleno juega un papel determinante en las propiedades mecánicas de las resinas compuestas estudiadas aunque las características de la matriz puedan influir de alguna manera dichas propiedades.

VII. BIBLIOGRAFIA

VII. BIBLIOGRAFIA

Abraham GA, Vallo CI, San Román J, Cuadrado TR. Mechanical characterization of self-curing acrylic cements formulated with poly(methylmethacrylate)/poly(epsilon-caprolactone) beads. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2004;15;70(2):340-7.

Aguiar FH, Lazzari CR, Lima DA, Ambrosano GM, Lovadino JR. Effect of light curing tip distance and resin shade on microhardness of a hybrid resin composite. *Braz Oral Res* 2005;19:302-306.

Anusavice KJ. *Phillip' s Ciencia de los Materiales Dentales*, 11^a ed (versión en español). Philadelphia: WB Saunders Co; 2004.

Asmussen E. Penetration of restorative resins into acid etched enamel. I. Viscosity, surface tension and contact angle of restorative resins monomers. *Acta Odontol Scand* 1977;35:175-182.

Asmussen E. Restorative resins: Hardness and strength vs quantity of remaining double bonds. *Scand J Dent Res* 1982;3 :265-269.

Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of UEDMA, Bis-GMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dent Mater* 1998,14.51-56.

Asmussen E, Peutzfeldt A. Two-step curing: influence on conversion and softening of a dental polymer. *Dent Mater* 2003;19:466-470.

Atai M, Nekoomanesh M, Hashemi SA, Amani S. Physical and mechanical properties of an experimental dental composites based on a new monomer. *Dent Mater* 2004;20:663-668.

Atai M, Yassini E, Amini M, Watts DC. The effect of a leucite-containing ceramic filler on the abrasive wear of dental composites. *Dent Mater* 2007;23:1181-1187.

Bausch JR, de Lange C, Davidson CL. The influence of temperature on some physical properties of dental composites. *J Oral Rehabil* 1981;8:309-317.

Beun S, Glorieux T, Devaux J, Vreven J, Leloup G. Characterization of nanofilled compared to universal and microfilled composites. *Dent Mater* 2007;23:51-59.

Bouschlicher MR, Vargas MA, Boyer DB. Effect of composite type, light intensity, configuration factor and laser polymerization on polymerization contraction forces. *Am J Dent* 1997;10:88-96.

Bouschlicher MR, Rueggeberg FA, Wilson BM. Correlation of bottom-to-top surface microhardness and conversion ratios for a variety of resin composite compositions. *Oper Dent* 2004;29:698-704.

Bowen RL. Use of epoxy resins in restorative materials. *J Den Res* 1956; 35:360-369.

Bowen RL. Dental filling material comprising vinyl-silane treated fused silica and binder consisting of the reaction product of bisphenol and glycidyl methacrylate. U.S. Pa. 3,066,112. 1962.

Bowen RL. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restoration. *JADA* 1963;66:57-64.

Bowen RL, Paffenbarger GC, Mullineaux AL. A laboratory and clinical comparison of silicate cements and a direct-filling resin: A progress report. *J Prosthet Dent* 1968; 20:426-437.

Bowen RL, Barton J, Mullineaux A. Composite restorative materials. *Dental Materials Research, Gaithersburg: National Bureau of Standards Special Publication* 1972. N° 374:93-97.

Bowen RL, Reed LE. Semiporous reinforcing fillers for composite resins: I. Preparation of provisional glass formulations. *J Dent Res* 1976;55(5):738-747.

Braem M, Finger W, Van Doren VE, Lambrechts P, Vanherle G. Mechanical properties and filler fraction of dental composite. *Dent Mater* 1989;5:346-349.

Brown SK. Mechanics of fracture in filled thermosetting resins. *Br Polymer J* 1980;12:24-30.

Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 1955;34:849-853.

Buonocore MG. Adhesive sealing of pits and fissures for caries prevention, with use of ultraviolet light. *J Am Dent Assoc* 1970;80:324-330.

Caldas DB, de Almeida JB, Correr-Sobrinho L, Sinhoreti MA, Consani S. Influence of curing tip distance on resin composite Knoop hardness number, using three different light curing units. *Oper Dent* 2003;28:315-320.

Calais JG, Söderholm KJM. Influence of filler type and water exposure on flexural strength of experimental composite resin. *J Dent Res* 1998;67:836-40.

Chapman RJ, Nathanson D. Excessive wear of natural tooth structure by opposing composite restorations. *J Am Dent Assoc* 1983;106:51-53.

Chung KH. The relationship between composition and properties of posterior resin composites. *J Dent Res* 1990;69:852-856.

Chung KH, Greener EH. Correlation between degree of conversion, filler concentration and mechanical properties of posterior composite resins. *J Oral Rehabil* 1990;17:487-494.

Chung KH. Effects of finishing and polishing procedures on the surface texture of resin composite. *Dent Mater* 1994;10:325-330.

Cobb DS, MacGregor KM, Vargas MA, Denehy GE. The physical properties of packable and conventional posterior resin-based composites: a comparison. *JADA* 2000;131:1610-1615.

Combe EC, Burke FJ. Contemporary resin-based composites materials for direct placement restorations: packables, flowables and others. *Dent Update* 2000;27:326-332,334-336.

Coy HD. Direct resin fillings. *J Am Dent Assoc* 1953;47:532-537.

Craig RG. Advances in biomaterials from 1957 to 1997. *J Oral Rehabil* 1999;26:841-846.

Czapp AE, Schnebel E, Goelz A. Verfahren zur Schnellpolymerisation von Gemischen aus monomeren und polymeren Vinylverbindungen. *Dtsch Patentamt* 1941;975072

Daronch M, Rueggeberg FA, De Goes MF. Monomer conversion of pre-heated composites. *J Dent Res* 2005;84:663-667.

Dart E, Nemcek J. Photopolymerizable composition. 1971; Patent No. GB1408265.

Dietschi D. Layering concepts in anterior composite restorations. *J Adhes Dent* 2001;3(1):71-80.

Domingo C, Arcís RW, Osorio E, Osorio R, Fanovich MA, Rodríguez-Clemente R, Toledano M. Hydrolytic stability of experimental hydroxyapatite-filled dental composite materials. *Dent Mater* 2003;19:478-486.

El-Hadary A, Drummond JL. Comparative study of water sorption, solubility, and tensile bond strength of two soft lining materials. *J Prosthet Dent* 2000;83:356-361.

Feilzer AJ, Dauvillier BS. Effect of TEGMA/Bis-GMA ratio on stress development and viscoelastic properties of experimental two-paste composites. *J Dent Res* 2003;82:824-828.

Ferracane JL, Greener EH. The effect of resin formulation on the degree of conversion and mechanical properties of dental restorative resins. *J Biomed Mater Res* 1986;20: 121-131.

Ferracane JL. Current trends in dental composites. *Crit Rev Oral Biol Med* 1995;6:302-318.

Ferracane JL, Berge HX, Condon JR. In vitro aging of dental composites in water-effect of degree of conversion, filler volume, and filler/matrix coupling. *J Biomed Mater Res* 1998;42:465-472.

Ferracane JL. Is the wear of dental composites still a clinical concern? Is there still a need for in vitro wear simulating devices?. *Dent Mater* 2006;22(8):689-92.

Ferracane JL. Buonocore Lecture. Placing dental composites--a stressful experience. *Oper Dent* 2008;33(3):247-57. Review.

Fusayama T. Factors and prevention of pulp irritation by adhesive composites resin restorations. *Quintessence Int* 1997; 18 (9): 633-41.

Gieler C, Skinner E. Physical properties of some of the newer denture plastics. *J Dent Res* 1939;18:381-387.

Gladys S, Van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Comparative physico-mechanical characterization of new hybrid restorative materials with conventional glass-ionomer and resin composite restorative materials. *J Dent Res* 1997;76:883-894.

Hagger O. Verfahren zum verkleben von Flächen. 1949; Patent No. CH278946.

Hannah C, Combe EC. Mechanical properties of composites restorative materials. *Br Dent J* 1976;140:167-173.

Helvatjoglou M, Papadogianis Y, Koliniotou-Kubias E and Kubias S. Surface hardness of light-cured and self-cured composite resins. *J Prosthet Dent* 1991;65:215-220.

Henschel CJ. Observations concerning in vivo disintegration of silicate cement restorations. *J Den Res* 1949;28:528.

Hirabayashi S, Hirasawa T. Improvements to light transmittance in light-cured composite resins by the utilisation of low refractive index dimethacrylates. *Dent Mater J* 1990;9:203-214.

Iazzetti G, Burgess JO, Gardiner D. Selected mechanical properties of fluoride-releasing restorative materials. *Oper Dent* 2001; 26: 21-6.

Janda R, Roulet JF, Latta M, Rüttermann S. Water sorption and solubility of contemporary resin-based filling materials. *J Biomed Mater Res Part B* 2007; *Appl Biomater* 82B 545-551.

Kalliyana Krishnan V, Yamuna V. Effect of initiator concentration, exposure time and particle size of the filler upon the mechanical properties of a light-curing radiopaque dental composite. *J Oral Rehabil* 1998;25: 747-51.

Kaye GWC, Laby TH. *Tables of physical and chemical constants and some mathematical functions*, 12th edition. London: Longmans, Green & Co., 1959;37.

Kays BT, Sneed WD, Nuckles DB. Microhardness of class II composite resin restorations with different matrices and light positions. *J Prosthet Dent* 1991;65:487-490.

Karabella MM, Sideridou ID. Effect of the structure of silane coupling agent on sorption characteristics of solvents by dental resin-nanocomposites. *Dent Mater* 2008;24:1631-1639.

Kelsey WP, Latta MA, Shaddy RS, Stanislay CM. Physical properties of three packable resin-composites restorative materials. *Oper Dent* 2000;25:331-335.

Kim KH, Ong JL, Okuno O. The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. *J Prosthet Dent* 2002;87:642-649.

Keogh T. Polimerización iniciada mediante luz: claros y oscuros de las nuevas técnicas. *Ideas y trabajos odontostomatológicos* 2001;2(1):29-37.

Labbel R, Davy KWM, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G. Monomethacrylate co-monomers for dental resins. *Eur J Oral Sci* 1998;106:816-824.

Lee HL, Orlowski JA. Differences in the physical properties of composites dental restoratives. Suggested causes and clinical effects. *J Oral Rehabil* 1977;4:227-236.

Lee JH, Um CM, Lee IB. Rheological properties of resin composite according to variations in monomer and filler composition. *Dent Mater* 2006;22:515-526.

Leinfelder KF. Composites resins. *Dent Clin North Am* 1985;29:359-371.

Leinfelder KF. Evaluation of criteria used for assessing the clinical performance of composites resins in posterior teeth. *Quintessence Int* 1987;18:531-536.

Leinfelder KF. New developments in resin restorative systems. *JADA* 1997;128:573-581.

Le Roux AR, Lachman N. Dental composites materials: highlighting the problem of wear for posterior restorations. *SADJ* 2007;62:342-344.

Leung RL, Adishian SR, Fan PL. Postirradiation comparison of photoactivated composites resins. *J Prosthet Dent* 1985;54:645-9.

Li Y, Swartz ML, Phillips RW, Moore BK, Roberts TA. Effect of filler content and size on properties of composites. *J Den Res*, 1985; 64: 1396-1401.

Linden LA. Polymeric dental materials. In: Radiation curing in polymer science and technology. Fouassier JP, Rabek JF editors. Elsevier Applied Science, London-New York 1993; Vol. IV:387-466.

Lu H, Stansbury JW, Dickens SH, Eichmiller FC, Bowman CN. Probing the origins and control of shrinkage stress in dental composites: I. Shrinkage stress characterization technique. *J Mater Sci Mater Med* 2004;15:1097-1103.

Lu H, Lee YK, Oguri M, Powers JM. Properties of a dental resin composite with spherical inorganic filler. *Oper Dent* 2006;31:734-740.

Luskin LS. Milestones in the history of acrylic products. *Or-chem Topics* 1967;23.

Lutz F, Phillips RW. A classification and evaluation of composite resin systems. *J Prosthet Dent* 1983;50:480-488.

Magne P, So WS. Optical integration of incisoproximal restorations using the natural layering concept. *Quintessence Int* 2008;39(8):633-643.

Mahoney E, Holt A, Swain M, Kilpatrick N. The hardness and modulus of elasticity of primary molar teeth: an ultra-micro-indentation study. *J Dent*. 2000;28(8):589-594.

Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY, Kickel R. Mechanical properties and wear behavior of lightcured packable composite resins. *Dent Mater* 2000;16:33-40.

Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY, Hickel R. Mechanical properties of new composites restorative materials. *J Biomed Mater Res* 2000;53(4):353-361.

Marshall GW, Balooch M, Kinney JH, Marshall SJ. Atomic force microscopy of conditioning agents on dentin. *J Biomed Mat Res* 1995;29:1381-1387.

McLean JW, Wilson AD. Fissure sealing and filling with an adhesive glass-ionomer cement. *Br Dent J* 1974;136:269-276.

Michl R, Rheinberger V, Ott G. Radiopaque dental material. 1985; *Patent No US4629746*.

Mohsen NM, Craig RG. Effect of silanation of fillers on their dispersability by monomer systems. *J Oral Rehabil* 1995;22:183-189.

Mohsen NM, Craig RG. Hydrolytic stability of silanated zirconia-silica-urethane dimethacrylate composites. *J Oral Rehabil* 1995;213-220.

Moreira ES, Almeida GS, Psokus LT, Guimarães JGA. Relationship between the degree of conversion, solubility and salivary sorption of a hybrid and a nanofilled resin composite: influence of the light-activation mode. *J Appl Oral Sci* 2008;16:161-166.

Moszner N, Völkel T, Fischer UK, Klester A, Rheinberger V. Synthesis and polymerization of new multifunctional urethane methacrylates. *Angew Makromol Chem* 1999;265:31-35.

Musanje L, Shu M, Darvell BW. Water sorption and mechanical behaviour of cosmetic direct restorative materials in artificial saliva. *Dent Mater* 2001 Sep;17(5):394-401.

Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res* 1982;16:265-273.

Neves AD, Discacciati JA, Orefice RL, Jansen WC. Correlation between degree of conversion, microhardness and inorganic content in composites. *Pesqui Odontol Bras* 2002;16:349-354.

Okamura H, Miyasaka T, Hagiwara T. Development of dental composites resin utilizing low-shrinking and low-viscous monomers. *Dent Mater J* 2006;25:437-444.

Oysaed H, Ruyter IE. Composite for use in posterior teeth: mechanical properties tested under dry and wet conditions. *J Biomed Mater Res* 1986;20:261-271.

Ortengren U, Andersson F, Elgh U, Terselius B, Karlsson S. Influence of pH and storage time on the sorption and solubility behaviour of three composite resin materials. *J Dent* 2001 Jan;29(1):35-41.

Paffenbarger GC, Nelsen RJ, Sweeney WT. Direct and indirect filling resins. A review of some physical and chemical properties. *J Am Dent Assoc* 1953;47:516-524.

Paffenbarger GC, Rupp NW. Composite restorative materials in dental practice: a review. *Int Dent J* 1974;24:1-17.

Palin WM, Fleming GJ, Burke FJ, Marquis PM, Randall RC. The influence of short and medium-term water immersion on the hydrolytic stability of novel low-shrink dental composite. *Dent Mater* 2005;21:852-863.

Pearson GJ, Longman CM. Water sorption and solubility of resin-based materials following inadequate polymerization by a visible-light curing systems. *J Oral Rehabil* 1989;16:57-61.

Pereira SG, Osorio R, Toledano M, Nunes TG. Evaluation of two Bis-GMA analogues as potential monomer diluents to improve the mechanical properties of light-cured composite resins. *Dent Mater* 2005;21:823-830.

Pereira SG, Osorio R, Toledano M, Cabrerizo-Vilchez MA, Nunes TG, Kalachandra S. Novel light-cured resins and composite with improved physicochemical properties. *Dent Mater* 2007;23:1189-1198.

Perinka L, Sano H, Hosoda H. Dentin thickness, hardness, and Ca-concentration vs bond strength of dentin adhesives. *Dent Mater* 1992;8(4):229-33.

Peutzfeldt A. Quantity of remaining double bonds of propanal-containing resins. *J Dent Res* 1994;73:1657-1662.

Peutzfeldt A. Resin composite in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci* 1997;97-116.

Phillips RW, Avery DR, Mehra R, Swartz ML, McCune RJ. Observations on a composite resin for class II restorations: three year report. *J Prosthet Dent* 1973;30:891-897.

Powers J, Sakaguchi R. *Craig's Restorative Dental Materials*. 12 ed. Mosby Elsevier; St. Louis 2006.

Prati C, Mongiorgi R, Bertocchi G, Baldisseroto G. Dental composite resin porosity and effect on water absorption. *Boll Soc Ital Biol Sper*. 1991;67(4):409-14.

Prentice LH, Tyas MJ, Burrow MF. The effect of ytterbium fluoride and barium sulphate nanoparticles on the reactivity and strength of a glass-ionomer cement. *Dent Mater* 2006;22:746-751.

Raptis C, Fan P, Powers J. Properties of microfilled and visible light-cured composite resins. *JADA*, 1979; 99:631-633.

Roberts MW, Folio J, Moffa JP, Guckes AD. Clinical evaluation of a composite resin with a dentin bonding agent for restoration of permanent posterior teeth: a 3- year study. *J Prosthet Dent* 1992;67:301-306.

Roulet J. *Degradation of dental polymers*. Karger; Basel 1987.

Sakaguchi R, Peters M, Nelson S, et al.. Effects of polymerization contraction in composite restorations. *J Den Res* 1992; 20:178-182.

Santerre JP, Shajii L, Leung BW. Relation of dental composite formulations to their degradation and the release of hydrolyzed polymeric-resin-derived products. *Crit Rev Oral Biol Med* 2001;12:136-151.

Sarafianou A, Iosifidou S, Papadopoulos T, Eliades G. Color stability and degree of cure of direct composite restoratives after accelerated aging. *Oper Dent* 2007;32:406-411.

Schnebel E. Verfahren zur Herstellung von Zahnersatzteilen, insbesondere Füllungen, aus Polymerisations-kunstharzen. *Dtsch Reichspatentamt* 1940;7603-7651.

Schulze KA, Marshall SJ, Gansky SA, Marshall GW. Color stability and hardness in dental composite after accelerated aging. *Dent Mater* 2003;19:612-619.

Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Study of water sorption, solubility and modulus of elasticity of light-cured dimetacrylate based dental resins. *Biomater* 2003;24(4):655-665.

Simonsen RJ. Retention and effectiveness of a single application of sealant after 10 years. *J Am Dent Assoc* 1987;115:31-36.

Simonsen RJ. The preventive resin restoration: a minimally invasive, nonmetallic restoration. *Compendium* 1987;8:428-439, 432.

Sobrinho LC, de Lima AA, Consani S, Sinhoreti MA, Knowles JC. Influence of curing tip distance on composite Knoop hardness values. *Braz Dent J* 2000;11:11-17.

Söderholm KJ. Degradation of glass filler in experimental composites. *J Dent Res* 1981;60:1867-1875.

Söderholm KJ. Leaking of fillers in dental composites. *J Dent Res* 1983;62:126-130.

Söderholm KJ. Filler systems and resin interface. In: Posterior Composite Resin Dental Restorative Materials, 1985 (eds Vanherle G & Smith D). *Peter Szule PublisingCo.*, The Netherlands.

Söderholm KJ, Roberts MJ. Influence of water exposure on tensile strength of composites. *J Dent Res* 1990;69:1312-1316.

Söderholm KJ, Shang SW. Molecular orientation of silane at the surface of colloidal silica. *J Dent Res* 1993;72:1050-1054.

Spreafico R, Roulet J. Composite layering. In: Adhesive technology for restorative dentistry. Roulet J, Vanherle G editors. *Quintessence Publishing Co, Ltd*; London 2005;11-26.

St Germain H, Swartz ML, Phillips RW, Moore BK, Roberts TA. Properties of microfilled composite resins as influenced by filler content. *J Dent Res* 1985;64:155-160.

Suzuki S, Ori T, Saimi Y. Effects of filler composition on flexibility of microfilled resin composite. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2005;74:547-552.

Swartz ML, Phillips RW, Rhodes B. Visible light-activated resins-depth of cure. *J Am Dent Assoc* 1983;106:634-637.

Suh BI. Oxygen-inhibited layer in adhesion dentistry. *J Esthet Restor Dent* 2004;16:316-323.

Terry DA. Dimensions of color: creating high-diffusion layers with composite resin. *Compend Contin Educ Dent* 2003;24:3-13.

Tian M, Gao Y, Liu Y, Liao Y, Hedin NE, Fong H. Fabrication and evaluation of Bis-GMA/TEGMA dental resins/composites containing nano fibrillar silicate. *Dent Mater* 2008;24:235-243.

Toledano M, Osorio R, Perdigão J, Rosales JI, Thompson JY, Cabrerizo Vilchez MA. Effect of acid-etching and collagen removal on dentin wettability and roughness. *J Biomed Mater Res* 1999;47:198-203.

Toledano M, Osorio R, Sanchez F, Osorio E. *Arte y Ciencia de los Materiales Odontológicos*, 2003. Ediciones Avances Medico-Dentales, SL.

Toledano M, Osorio R, Osorio E, Fuentes V, Prati C, Gracia-Godoy F. Sorption and solubility of resin-based restorative dental materials. *J Dent* 2003;31:43-50.

Toledano M, Osorio R, Osorio E, Aguilera FS, Romeo A, de la Higuera B, Garcia-Godoy F. Sorption and solubility testing of orthodontic bonding cements in different solutions. *J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater* 2006;76B:251-256.

Tveit AB, Espelid I. Radiographic diagnosis of caries and marginal defects in connection with radiopaque composite fillings. *Dent Mater* 1986;2:159-162.

Tyas MJ, Anusavice KJ, Frencken JE, Mount GJ. Minimal intervention dentistry-a review. *Int Dent J* 2000;50:1-12.

Tylman SC, Peyton FA. Acrylics and other syntetic resins used in dentistry. Philadelphia: JB Lippincott Co., 1946.

Van Dijken JW, Ruyter IE, Holland RI. Porosity in posterior composite resins. *Scand J Dent Res* 1986;94(5):471-8.

Van Meerbeek B, Willems G, Celis JP, Roos JR, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Assessment by nano-indentation of the hardness and elasticity of the resin-dentin bonding area. *J Dent Res* 1993;72:1434-1442.

Van Meerbeek, Perdigão J, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical

performance of adhesives. *J Dent* 1998;26(1):1-20.

Vanini L, Mangani FM. Determination and communication of color using the five color dimensions of teeth. *Pract Proced Aesthet Dent* 2001;13(1):19-26.

Vargas MA, Cobb DS, Schmit JL. Polymerization of composite resins: argon laser vs. conventional light. *Oper Dent* 1998;23:87-93.

Versluis A, Tantbironj D. Theoretical considerations of contractio stress. *Compendium* 1999;20:S15-S24-S32.

Waller D. Photopolymerizable dental products. 1970; *Patent No US3709866*.

Wang L, D'Alpino PH, Lopes LG, Pereira JC. Mechanical properties of dental restorative materials: relative contribution of laboratory tests. *J Appl Oral Sci* 2003;11:162-167.

Watts DC, Amer OM, Combe EC. Surface hardness development in light-cured composite. *Dent Mater* 1987;3:265-269.

Willems G, Noack MJ, Inokoshi S, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Braem MJA, Roulet JF, Vanherle G. Radiopacity of composite compared with human enamel and dentin. *J Dent* 1991;19:362-365.

Willems G, Lambrechts P, Braem M, Celis JP, Vanherle G. A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. *Dent Mater* 1992;8:310-319.

Willems G, Lambrechts P, Braem M, *et al.*. Composite resins in the 21st century. *Quintessence Int* 1993;24:641-658.

Wilson GS, Davies EH, von Fraunhofer JA. Micro-hardness characteristics of anterior restorative materials. *Br Dent J* 1980;148:37-40.

Xu HH, Eichmiller FC, Antonucci JM, Schumacher GE, Ives LK. Dental resin composite containing ceramic whiskers and precured glass ionomer particles. *Dent Mater* 2000;16:356-363.

Xu HH, Quinn JB, Giuseppetti AA. Wear and mechanical properties of nano-silica-fused whisker composite. *J Dent Res* 2004;83:930-935.

Yamaga T, Sato Y, Akagawa Y, Taira M, Wasaka K, Yamaki M. Hardness and fracture toughness of four commercial visible light cured composite veneering materials. *J Oral Rehabil* 1995;22:857-863.

Yap AU, Wee KE. Effects of cyclic temperature changes on water sorption and solubility of composite restorative. *Oper Dent* 2002;20:147-153.

Zhou M, Drummond JL, Hanley L. Barium and strontium leaching from aged glass particle/resin matrix dental composites. *Dent Mater* 2005;21:145-155.

