

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

Departamento de Odontología Conservadora



**EFICACIA DE POLIMERIZACIÓN DE UNA MODERNA
LÁMPARA HALÓGENA A TRAVÉS DE LA CERÁMICA**

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR

PRESENTADA POR

Marta Reviejo Fragua

Bajo la dirección de los doctores

Juan José Hidalgo Arroquia

José María Vega del Barrio

Madrid, 2002

ISBN: 84-669-2141-9

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA



**EFICACIA DE POLIMERIZACIÓN DE UNA
MODERNA LÁMPARA HALÓGENA A TRAVÉS
DE CERÁMICA**

TESIS DOCTORAL

MARTA REVIEJO FRAGUA

Madrid, 2002

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

DEPARTAMENTO DE ODONTOLOGÍA CONSERVADORA

TESIS DOCTORAL

**“EFICACIA DE POLIMERIZACIÓN DE UNA
MODERNA LÁMPARA HALÓGENA A TRAVÉS
DE CERÁMICA”**

DIRECTORES: Prof. Dr. Juan José Hidalgo Arroquia
Prof. Dr. José María Vega del Barrio

AUTORA: Dña. Marta Reviejo Fragua



UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

DEPARTAMENTO
DE ODONTOLOGIA CONSERVADORA

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

Plaza de Ramón y Cajal, s/n.
Ciudad Universitaria
28040 Madrid

D. Juan José Hidalgo Arroquia. Profesor Titular del Departamento de Odontología Conservadora de la Facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid,

CERTIFICA:

Que los estudios conducentes al trabajo titulado: **“Eficacia de polimerización de una moderna lámpara halógena a través de cerámica”**, han sido realizados en este Departamento por **Dña. Marta Reviejo Fragua** bajo mi dirección, reuniendo dicho trabajo los requisitos que especifica la legislación vigente para ser presentado como Tesis Doctoral.

En Madrid, a ocho de mayo de 2002.

Fdo: Prof. Dr. Juan José Hidalgo Arroquia



UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

DEPARTAMENTO
DE ODONTOLOGIA CONSERVADORA

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

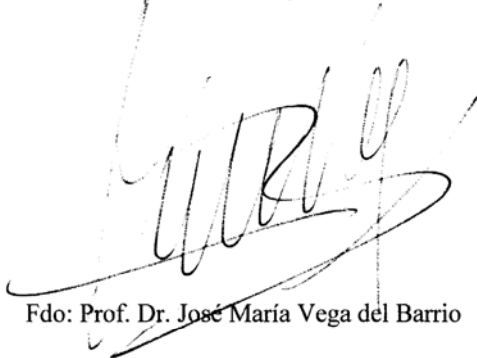
Plaza de Ramón y Cajal, s/n.
Ciudad Universitaria
28040 Madrid

D. José María Vega del Barrio, Profesor Titular del Departamento de Odontología Conservadora de la Facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid,

CERTIFICA:

Que los estudios conducentes al trabajo titulado: **“Eficacia de polimerización de una moderna lámpara halógena a través de cerámica”**, han sido realizados en este Departamento por **Dña. Marta Reviejo Fragua** bajo mi dirección, reuniendo dicho trabajo los requisitos que especifica la legislación vigente para ser presentado como Tesis Doctoral.

En Madrid, a ocho de mayo de 2002.



Fdo: Prof. Dr. José María Vega del Barrio

A mi futuro marido, Enrique, por su apoyo humano día a día, y sin cuyo esfuerzo e infinita paciencia no existiría esta tesis.

A mis padres, Antonio y M^a Teresa, por sus palabras alentadoras que tanto me han ayudado a afrontar los malos momentos.

AGRADECIMIENTOS

Estamos muy especialmente agradecidos al Departamento de Odontología Conservadora, por ofrecernos gentilmente sus instalaciones, así como permitirnos utilizar toda la aparatología e instrumental imprescindibles para poder realizar este trabajo.

Agradezco sincera y profundamente la ayuda recibida de los profesores D. Juan José Hidalgo Arroquia y D. José María Vega del Barrio, directores del presente trabajo, en especial por su contribución y asesoramiento científico.

Estoy agradecida igualmente a la profesora Dña. Magdalena Azabal Arroyo por su inestimable ayuda en la preparación y diseño empleados para la exposición de dicho trabajo.

Quiero dar las gracias al profesor D. Carlos Oteo Calatayud, el cual me inició en el campo de investigación de las facetas de porcelana.

Un agradecimiento especial a D. Ángel Molina Mesa, responsable del Dpto. Técnico de la empresa Ivoclar-Vivadent, por su inestimable ayuda en la preparación de los discos de cerámica empleados.

A M^a José González Martínez-Medinilla, directora del Dpto. de Productos Dentales de la empresa Ivoclar-Vivadent, le damos las gracias por facilitarnos de forma desinteresada el cemento de resina requerido para dicho estudio.

Igualmente, damos las gracias a D. Richard Rice, director de la empresa Kerr España y Portugal, por habernos proporcionado la lámpara de polimerización, imprescindible para la consecución de nuestro estudio.

Queremos agradecer a D. Ricardo García Mata, analista del Centro de Procesamiento de Datos (U.C.M.), su apoyo a esta investigación por llevar a cabo el análisis estadístico.

Agradecemos también a D. Alfonso Rodríguez Muñoz, jefe del Departamento de Microscopía Electrónica (U.C.M.), su colaboración en la preparación de las muestras y captación de imágenes con Microscopio Electrónico de Barrido (MEB).

Personalmente, quiero dar las gracias de todo corazón a estos amigos:

A Noel, cuyos consejos espero seguir a lo largo de mi ejercicio profesional.

A M^a Carmen, por su colaboración incondicional en todo momento.

A Fernando y Chuchi, por su ayuda en la realización de la iconografía.

A Almudena, por infundirme ánimo y espíritu positivo a lo largo de estos años.

Por último, quisiera mostrar mi agradecimiento más sincero a cuantos fueron mis profesores y a todos aquellos que han dedicado sus vidas al progreso de la ciencia dental.

ÍNDICE

	<u>Pág.</u>
1. INTRODUCCIÓN	1
2. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA Y JUSTIFICACIÓN	4
2.1. Cerámicas dentales	7
2.1.1. Generalidades y composición	7
2.1.2. Estructura y propiedades.....	14
2.1.3. Evolución y clasificación	17
2.2. Cementos de resina	25
2.2.1. Generalidades y composición	25
2.2.2. Características y propiedades	27
2.2.3. Tipos	31
2.2.4. Clasificación	33
2.3. Fotopolimerización de resinas compuestas	38
2.3.1. Generalidades	38
2.3.1.1. Fundamentos de los sistemas de polimerización	38
2.3.1.2. El fenómeno de la fotoactivación	39
2.3.1.3. Grado de polimerización	41
2.3.2. Factores que influyen en la polimerización	41

2.3.3. Lámparas de polimerización	45
2.3.3.1. Elementos y características	45
2.3.3.2. Tipos	50
2.3.3.3. Clasificación	52
2.3.3.4. Protocolos de polimerización fotoactivada	63
2.3.4. Métodos para medir el grado de polimerización	64
3. HIPÓTESIS DE TRABAJO	69
4. OBJETIVOS	71
5. MATERIALES Y MÉTODOS	73
5.1. Materiales	74
5.2. Métodos	79
6. RESULTADOS	91
7. DISCUSIÓN	107
7.1. De los materiales y métodos	108
7.2. De los resultados	121
7.3. Investigaciones futuras	136
8. CONCLUSIONES	137
9. BIBLIOGRAFÍA	139

INTRODUCCIÓN

1. INTRODUCCIÓN

Las **restauraciones de cerámica sin metal** representan desde hace unos cuantos años un concepto nuevo en lo que concierne a la elaboración y tratamiento de las prótesis. Es de destacar la rápida acogida que han tenido, pero esto a la vez es motivo de alerta porque es una técnica relativamente nueva todavía y a menudo se olvida esto debido a su gran difusión.

Las **propiedades mecánicas** inherentes y las **ópticas** (transmisión de luz) de estos nuevos sistemas, justifican la utilización de cementos "adhesivos", como los **cementos de resina**. Éstos se han hecho populares para el cementado de facetas (**figura 1**), inlays y onlays de porcelana grabada sobre preparaciones dentarias.



Figura 1. Faceta de porcelana

Desde que se describió por primera vez el **procedimiento de adhesión de la porcelana al diente**, esta técnica ha avanzado y se ha extendido mucho en su campo. Aunque no se pueden atribuir directamente los fracasos de este tipo de restauraciones al agente cementante, no hay duda de que el **cemento** es el material más débil y menos duradero de todos. Aun cuando la **polimerización de los cementos fotoactivados** continúa durante algún tiempo después de la radiación, se requiere cierto curado mínimo.

Las **facetas de porcelana** se han convertido en una popular modalidad de tratamiento para diversos problemas estéticos dentales, principalmente los dientes anteriores decolorados (**figura 2**), malposicionados o malformados, fabricándose en **diferentes espesores**, seleccionados por el dentista según la severidad de la tinción o defecto dentario a tratar..

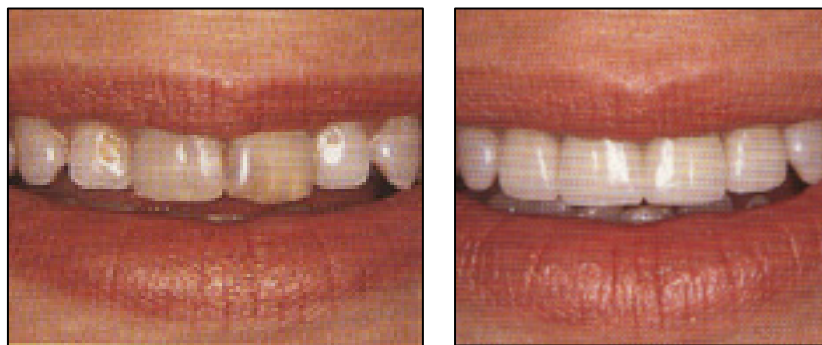


Figura 2. Facetas de porcelana sobre tinción dentaria

El **éxito clínico** de dichas **restauraciones adhesivas de cerámica** grabada radica en la integridad de la adhesión entre las dos superficies, es decir, cerámica y esmalte – dentina. A su vez, dicha **adhesión** depende en gran medida de un **adecuado curado** de la resina, fundamental para que el material desarrolle buenas propiedades mecánicas y biológicas. Una polimerización parcial, incrementa la solubilidad del cemento, con lo cual se facilita el fallo adhesivo (*Solomon y Osman, 1999*).

A su vez, este mayor o menor grado de polimerización depende de múltiples **factores**: En nuestro estudio intervienen concretamente el **material** interpuesto y la **fuentes emisora de luz o lámpara**.

Las resinas compuestas tan usadas para restauraciones directas, han sido estudiadas ampliamente y puede que haya bastante información válida en esos estudios aplicable también a los cementos de resina. Debido a que estas **resinas restauradoras** son químicamente similares a las **resinas cementantes o cementos de resina**, hay aspectos de la polimerización comunes a ambas, pero en el caso de los cementos debe considerarse la influencia que ejerce el material cerámico interpuesto: Se ha comprobado que el **grado de polimerización** de estos materiales disminuye con la profundidad desde la superficie expuesta a la luz. Además, si se interpone porcelana entre la fuente luminosa y el cemento de resina, este hecho puede contribuir a una incompleta polimerización. A su vez se ha observado que la **incompleta polimerización de los cementos de resina** va acompañada de una disminución de las propiedades mecánicas y rendimiento clínico. Los dobles enlaces residuales en los materiales poliméricos los hacen menos resistentes a las reacciones de degradación, apareciendo **problemas estéticos** debido a la decoloración en el caso de las facetas de porcelana (*Uctasli, Hasanreisoglu y Wilson, 1994*).

***PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA
Y JUSTIFICACIÓN***

2. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA Y JUSTIFICACIÓN

Después de lo dicho en el primer apartado, el **problema** que se nos plantea por tanto en este estudio, es el de la **atenuación luminosa cuando la luz emergente de la lámpara tiene que atravesar un determinado espesor cerámico (figura 3) para polimerizar el cemento de resina que se encuentra debajo.**



Figura 3. Calibrador comprobando el espesor de una carilla cerámica

Muchos dentistas piensan que el funcionamiento de la lámpara es la variable más importante en la determinación del grado de polimerización de las resinas compuestas y por ello, están convencidos de que su **unidad de curado** es la principal responsable del **éxito clínico final**. La mayoría de ellos están confusos con la reciente aparición de **lámparas polimerizadoras (figura 4)** que presentan **diferentes modos o protocolos de curado** (curado convencional, curado rápido con alta intensidad, curado lento con baja intensidad y la combinación de ambos). Todas estas modernas lámparas han aparecido como una alternativa a las lentas lámparas halógenas convencionales. Se espera una **mejor y más rápida polimerización de la resina a través de diferentes estructuras.**



Figura 4. Lámparas polimerizadoras con diferentes modos de curado

La continua aparición de nuevos materiales y aparatología dental puede estar desconcertando bastante al clínico, quien debe tomar decisiones en lo concerniente al uso de éstos sin la suficiente información disponible. Los materiales dentales restauradores son, por lo general, desarrollados por el fabricante y seleccionados por el odontólogo en base a las cualidades físicas, químicas y mecánicas del material, así como por sus propiedades biológicas. Puesto que el profesional, en general, no dispone de **información objetiva**, tiene que depender de los propios fabricantes y de los datos que aportan sobre el comportamiento y características de sus materiales. Además, por lo general, existe una gran variación entre los datos que aportan los fabricantes sobre sus propios productos y los que proporcionan sobre los mismos sus competidores. Así pues, los clínicos se enfrentan actualmente a una **plétora de nuevos materiales, aparatos y técnicas** que no han sido contrastados suficientemente.

Aunque los dentistas (con frecuencia y cada vez más) dirigen la luz a través de cerámica para polimerizar cementos utilizados bajo carillas o facetas, existen **muy pocos estudios experimentales** publicados al respecto usando este tipo de nuevas lámparas halógenas o **lámparas “multi-modo”**.

Por todo ello, hemos decidido iniciar este trabajo de investigación en el seno del **Departamento de Odontología Conservadora**.

A continuación, pasamos a hacer un **recordatorio** indispensable de todos los elementos y mecanismos que integran el apasionante mundo de la fotopolimerización a través de cerámica, por lo cual se revisarán las cerámicas dentales, los cementos de resina y la fotopolimerización de resinas compuestas.

2.1. CERÁMICAS DENTALES

2.1.1. Generalidades y composición

Etimológicamente, la palabra "**cerámica**" deriva del término griego "**kéramon**", que significa **arcilla**. Hace referencia, pues, al modelado y procesamiento de objetos hechos de arcilla o materiales similares (*Burdairon, 1991(b)*).

Según el Diccionario Ilustrado de Odontología (*Jablonski, 1995*), se define "**cerámica dental**" como cualquier material cerámico usado en odontología: cementos y porcelanas de silicato en restauraciones y dentaduras protéticas, etc.

Los términos "**porcelana dental**" y "**cerámica dental**", se usan a veces como sinónimos. En nuestra terminología común empleamos, queriendo matizar, las palabras vidrio, cerámica, porcelana, cristal y esmalte. Desde el punto de vista estructural todos son **vidrios**, porque vidrio define la estructura vítrea, amorfa, aceptada como una estructura opuesta a la cristalina. Cuando se habla de **porcelana** nos referimos a aquello que se obtiene de las arcillas más puras y que estructuralmente son semejantes al vidrio (*López Álvarez, 1987; Vega, 1996*).

La **calidad** de cualquier porcelana depende de la selección de sus componentes, de la correcta proporción de cada uno de ellos y del control del proceso de cocción. Sólo los ingredientes más puros se utilizan para la fabricación de porcelana dental debido a los exigentes requisitos de color, tenacidad sin fragilidad, insolubilidad y translucidez, así como también las características deseables de resistencia mecánica y expansión térmica (*Craig, 1988(b)*).

Una variedad compleja de **componentes** constituyen las porcelanas dentales. Básicamente, las porcelanas son polvos cerámicos que contienen arcilla de la China o caolín, que es un silicato hidratado de aluminio, sílice generalmente en formato de cuarzo y un fundente de baja fusión. Este fundente aglutina al caolín y la sílice durante la maduración. El fundente más comúnmente utilizado es el feldespatos, que es una mezcla de silicatos de sodio, aluminio y potasio, cuyas proporciones determina la temperatura del feldespatos. La temperatura de fusión de la porcelana también puede ser disminuida mediante la incorporación de otros fundentes de baja fusión, tales

como los carbonatos y el bórax. El caolín contribuye otorgando resistencia y color a la porcelana final, mientras que la sílice le otorga resistencia y translucidez (*Williams y Cunningham, 1982*).

A. Polvo: Se compone de polvos de porcelana de diversos colores y tipos para ser utilizados en el laboratorio. Contienen feldespato, sílice, arcilla, fundentes y fritas colorantes (*Craig, 1988(b)*).

Todas las porcelanas, sean las dentales, artesanales, ornamentales e industriales, están compuestas básicamente de los mismos elementos, todos ellos silicatos, y lo que les da las características diferentes es la proporción entre uno y otro de sus componentes (*López Álvarez, 1987*).

Las proporciones de una **porcelana dental feldespática** son 70-80 % de feldespato, 10-30 % de cuarzo y 0-3 % de caolín. Actualmente la proporción de caolín es muy baja o nula en las fórmulas porque disminuye la transparencia de la cerámica.

Las **porcelanas aluminosas**, tienen incorporada alúmina, y su presencia es mayor en los polvos para núcleos y opacificadores que en los polvos para dentina y esmalte. Por ejemplo, en el núcleo la proporción de alúmina es de 53 %, mientras que en la dentina y esmalte la proporción es de 13 %. La cantidad de sílice representa el 65-66 %. La alúmina hace que el vidrio sea menos quebradizo y disminuye el peligro de desvitrificación.

Actualmente, los **polvos de porcelana** vienen en partículas de diferente tamaño para que la condensación sea mejor, más compacta, de tal manera que los espacios que quedan entre las partículas más grandes puedan ser rellenados por las pequeñas, y así conseguir una porcelana más densa y, por tanto, más resistente. Es importante que las partículas tengan forma redonda, para su mejor condensación. Este aspecto de la granulometría, respecto a forma y tamaño de las partículas de polvo, tiene mucha influencia en las características de la cerámica.

- **Feldespato:** Los **feldespatos** forman un grupo de minerales muy abundantes, de brillo vítreo o nacarado, con un color indefinido entre el gris y el rosa. Son silicatos de aluminio combinados con uno o dos metales. Algunos átomos de silicio son sustituidos por aluminio y como en cada sustitución queda una valencia libre, ésta se une a un metal monovalente como el

sodio y el potasio, o bivalente como el calcio. Estos tres metales actúan como fundentes para ayudar a la formación de la fase vítrea.

Cuando se mezcla el feldespato con algunos óxidos metálicos y se cuece a temperatura alta, forma una fase de vidrio capaz de ablandarse y fluir a las temperaturas de cocción de la porcelana. El ablandamiento de esta fase durante el procedimiento permite que las partículas de polvo formen una coalescencia. El proceso por el cual se lleva a cabo se denomina **sinterización**, término que se refiere a la fusión de partículas a temperatura alta sin fundirse por completo (*Phillips, 1993(c)*).

Dentro del grupo de los feldespatos, existen unos minerales raros llamados **feldespatoideos**, cuya composición es parecida a la de los feldespatos, pero con menor cantidad de sílice. Entre ellos los más importantes son la **leucita** y la **nefelina**. Son variedades que aparecen a ciertas temperaturas durante el proceso de fusión de los feldespatos y raramente se encuentran como mineral en sí (*López Álvarez, 1987*).

La **leucita** es un mineral de potasio, aluminio y silicato con elevado coeficiente de expansión térmica en comparación con los vidrios de feldespato, que tienen coeficientes menores por grado centígrado. Cuando se calienta el feldespato a temperaturas que oscilan entre 1150 y 1530 grados centígrados, presenta una fusión y forma cristales de leucita en un vidrio líquido y un material cristalino diferente (*Phillips, 1993(c)*).

A menudo se encuentra **hierro y mica** como impurezas dentro del feldespato. Es particularmente importante eliminar el hierro ya que los óxidos metálicos actúan como fuertes agentes colorantes de la porcelana. Para eliminar el hierro, se rompe cada trozo de feldespato con un martillo de acero y sólo se seleccionan para el uso los pedazos de color claro uniforme. Estos pedazos de color se trituran hasta que se convierten en un fino polvo. Éste se vibra luego a lo largo de planos inclinados con bordes magnetizados por inducción. De esta manera se separa y elimina el hierro contaminante que quede y se deja al feldespato listo para ser utilizado (*Craig, 1988(b)*).

• **Sílice (cuarzo):** El **silicio** es el elemento más abundante en la naturaleza, pero no se encuentra nunca en estado libre. El silicio combinado con el oxígeno, forma el dióxido de silicio,

la **sílice**. Ésta es muy abundante en la naturaleza, presentándose en las siguientes formas (*López Álvarez, 1987*):

1. En forma de **silicatos**: Son combinaciones de un metal con la sílice y el oxígeno. Muchos de ellos son silicatos complejos que contienen varios metales, óxidos y silicatos.

2. En **estado libre**, bajo forma de:

- a) Sílice anhidra cristalizada (**cuarzo**).
- b) Sílice anhidra microcristalina (**calcedonia**).
- c) Sílice hidratada amorfa (**ópalo**).

La **sílice**, SiO_2 , tiene una fórmula química simple, pero es compleja en términos de su estructura cristalina ya que puede existir por lo menos en cuatro formas diferentes: **cuarzo**, **crystalita**, **tridimita** y **sílice fundida**. El silicio tiene valencia cuatro y las uniones covalentes que forma se orientan dirigidas hacia los vértices de un tetraedro (*Williams y Cunningham, 1982*).

Para porcelana dental se utilizan los cristales puros de cuarzo (SiO_2). Cantidades de hierro pueden estar presentes en el cuarzo como en el feldespato y deben ser eliminadas para evitar la decoración. La preparación de la sílice es muy similar a la del feldespato, con la excepción de que la primera se tritura hasta obtener las partículas más pequeñas posibles (*Craig, 1988(b)*).

El cuarzo tiene un coeficiente de dilatación lineal muy pequeño y ello hace que con variaciones bruscas de temperatura apenas aparezcan tensiones internas. Esto brinda estabilidad a la masa durante el calentamiento y hace de almacén de los otros componentes (*López Álvarez, 1987*).

• **Arcilla (caolín)**: Es el silicato hidratado de alúmina. La arcilla se utiliza desde hace miles de años en cerámica artesanal. Está formada por residuos de una mezcla de silicatos en forma de partículas muy pequeñas (milésimas de milímetro) que proceden de la destrucción de las rocas eruptivas y, más especialmente, de la destrucción y disgregación de los feldespatos por los agentes atmosféricos (viento, agua, hielo), perdiendo el silicato soluble de potasio. En este

proceso el residuo queda depositado sobre las márgenes y en el fondo de las corrientes de agua en forma de arcilla.

El **caolín**, representado por la fórmula $\text{Al}_2\text{-SiO}_2\text{-2H}_2\text{O}$, se prepara por lavados repetidos con agua hasta que se ha logrado separar todo material extraño. La arcilla se deja entonces sedimentar y, después de secada y tamizada, se tiene listo para ser utilizado un polvo casi blanco (*Craig, 1988(b)*).

Las partículas de caolín oscilan en tamaño entre 0,1-50 micrones. El caolín, la más fina de las arcillas, da plasticidad y se mezcla fácilmente con el agua, manteniendo su forma durante los procesos de secado y cocción. Además, no funde bruscamente, sino con un intervalo de fusión variable según su composición, pero de tal manera que se hace denso y resistente sin perder la forma dada a la masa. El caolín tiene la propiedad de dar plasticidad a la masa de porcelana húmeda y elasticidad a la porcelana fundida, pero si su presencia en el polvo de porcelana es superior al 10 %, disminuye la transparencia de la porcelana. Por eso su proporción en la composición tiene cierto punto crítico, con lo que actualmente sólo interviene en cifras muy bajas o nulas en la composición de las cerámicas dentales (*López Álvarez, 1987*).

- **Alúmina:** La **alúmina** en polvo puede añadirse a la porcelana para conseguir un aumento significativo de la resistencia. El mecanismo de refuerzo consiste en que la alúmina actúa frenando las grietas, evitando la propagación de las mismas a través del cuerpo de la porcelana. Esta mejoría de propiedades se consigue no sólo como resultado de las buenas propiedades mecánicas de la alúmina, sino también por la compatibilidad de ésta con la porcelana (*McCabe, 1988(b)*).

- **Fundentes:** Las temperaturas a las que funden estas sustancias son muy elevadas, por lo que es necesario rebajar su punto de fusión mediante **fundentes**, para que la manipulación de la cerámica pueda realizarse con facilidad.

Los fundentes se añaden en proporciones variables hasta conseguir las temperaturas deseadas. Actúan rebajando el punto de fusión porque reducen la cantidad de enlaces cruzados entre el oxígeno y el silicio.

Entre los óxidos más comúnmente utilizados, están el **óxido de sodio (Na₂O)**, el **óxido de potasio (K₂O)**, el **óxido de calcio (CaO)** y el **óxido bórico (B₂O₃)**.

El óxido potásico, óxido sódico y óxido bórico, disminuyen el punto de fusión de la porcelana, aumentan su coeficiente de expansión térmica haciéndolo más parecido al del metal y tienen el efecto de aumentar la viscosidad del cristal. Es necesario que la porcelana fundida tenga viscosidad alta para que no se desmorone al fundirse. En este sentido imparten viscosidad el óxido potásico y la alúmina Al₂O₃.

Los **óxidos bivalentes de calcio y magnesio**, actúan de manera similar, pero con menor efectividad.

Los **óxidos trivalentes**, como la **alúmina**, disminuyen la fluidez y translucidez porque no se disuelve bien en la masa y actúan aumentando el punto de fusión y la resistencia a la fractura de la porcelana. En cierta manera se podría decir que su acción es neutralizar a los óxidos uni y bivalentes (*López Álvarez, 1987*).

• **Pigmentos:** Los **pigmentos colorantes** que se agregan a la mezcla de porcelana se conocen con el nombre de "**fritas**". Estos polvos se agregan en pequeñas cantidades para obtener las delicadas tonalidades necesarias para imitar a los dientes naturales. Se preparan triturando conjuntamente óxidos metálicos con vidrio y feldespato, fundiendo la mezcla en un horno y volviendo a triturar la combinación hasta obtener un polvo (*Craig, 1988(b)*).

Los **óxidos tetravalentes, titanio, circonio y estaño**, se incorporan al polvo de porcelana en proporciones pequeñas y variables, y actúan como pigmentos para conseguir los diferentes **colores** del muestrario. Como óxidos metálicos base, tenemos entre otros, los siguientes (*López Álvarez, 1987*):

- **Óxido de titanio:** amarillo, castaño.
- **Óxido de manganeso:** marrón, castaño.
- **Óxido de hierro:** marrón castaño.
- **Óxido de cromo:** verde.

Los polvos de opacificador contienen óxidos metálicos en mayores proporciones para enmascarar el metal subyacente. Los tonos de los **opacificadores** son muy mates, y con el fin de obtener fluorescencia que aporte mayor belleza a la restauración cerámica, un fabricante les había incorporado sales de uranio, que dan tonos amarillos-naranja. Parece ser que se ha recomendado el cambio de este agente fluorescente, debido a una posible aunque remota peligrosidad radiactiva. En sustitución de este óxido se está probando la utilización de **óxidos de tierras raras**.

La temperatura de cocción también afecta al color, ya que algunos pigmentos claros son bastante inestables a temperaturas elevadas, las cuales pueden alterar su color final.

- **Aglutinantes:** El técnico de laboratorio confecciona la restauración cerámica con varios polvos de porcelana, mezclándolos con agua destilada para obtener una pasta de consistencia de arena mojada. Es necesario que el fabricante incorpore **aglutinantes** al polvo a fin de evitar la desintegración de la pasta dándole cohesión. Con esta finalidad son utilizados **almidón** o **azúcar**, que luego se queman durante la cocción (*Williams y Cunningham, 1982*).

Todos estos componentes primarios se mezclan y funden hacia los 1.300 °C. El producto obtenido se denomina "**frita**". La masa vítrea así obtenida es, a continuación, bruscamente enfriada en agua fría, después molida y finalmente tamizada antes de constituir el polvo que, por último, es comercializado en varias fórmulas según su translucidez: opaco, dentina, esmalte, a los que añaden **polvos correctores** de color para el "**maquillaje**" (*Burdairon, 1991(b)*).

Los diversos componentes mezclados por el fabricante hacen que se formen dos fases principales. Una es la **fase vítrea** y la otra la fase mineral o cristalina. La fase vítrea que se forma durante la fusión tiene propiedades típicas del vidrio. La **fase cristalina** incluye la sílice o cuarzo y ciertos óxidos metálicos que se incluyen como colorantes u opacificadores. La fase vítrea es preponderante en los polvos de porcelanas dentales y contribuye a muchas de sus propiedades características (*Craig, 1988(b)*).

Clásicamente, se tiene la idea de que la porcelana es un polvo que se funde a una determinada temperatura; realmente el proceso es lo que se denomina **sinterización**, que es una

fusión parcial en superficie de los polvos que forman la masa, creándose enlaces entre ellos, pero sin llegar a una fusión completa (*López Álvarez, 1987; Vega, 1996*).

B. Líquido: Es **agua destilada** o bien una mezcla de **glicerina y agua** o, incluso, algún líquido especial que contiene un **aglomerante hidrosoluble** que se elimina a temperatura elevada (alrededor de 350 °C), tal como el **cloruro de polivinilo** o la **metilcelulosa** (*Burdairon, 1991(b)*).

2.1.2. Estructura y propiedades

◆ **Estructura cristalina:** Los materiales cerámicos son compuestos de elementos metálicos y no metálicos. Su base es principalmente las **uniones iónicas** formadas entre dos tipos de átomos bastantes diferentes, aunque en algunas cerámicas pueden ser encontradas algunas **uniones covalentes**. El **silicio** es el componente principal de muchos e importantes materiales cerámicos.

Las **cerámicas** son generalmente **sólidos cristalinos**; algunos existen en la naturaleza como minerales de una única forma cristalina en la que la cristalinidad se manifiesta en su aspecto externo muy regular. Sin embargo, la estructura interna del cristal no es tan simple como en los metales en los que los átomos son idénticos o de tamaño muy similar. En un material cerámico existen iones con carga negativa (aniones) y otros con carga positiva (cationes) a menudo de tamaños significativamente distintos. De esta manera, aunque en los cerámicos se formen estructuras cristalinas similares a la cúbica a cara centrada y cúbica a cuerpo centrado de los metales, muchas veces, más de un átomo ocupa la posición en el reticulado (*Williams y Cunnigham, 1982; Vega, 1996*).

Particularmente interesantes son las estructuras cerámicas que se forman a partir de un **metaloide**, el silicio y el oxígeno, ya sea solos como en la **sílice** (dióxido de silicio, SiO_2), o combinados con cationes metálicos para formar **silicatos** (*Macchi, 1980*).

En el primer caso, **sílice**, las uniones que condicionan la estructura son todas covalentes. Debido a la elevada energía que estas uniones representan, la sílice es muy difícil de fundir o deformar.

Con la misma base de SiO₂, es decir, dos átomos de oxígeno por cada uno de silicio, existen en realidad varias **formas alotrópicas** según su forma cristalina. Las más comunes son las denominadas **cuarzo, tridimita y cristobalita** que, a su vez, pueden tener diferente configuración al cambiar la temperatura a que están sometidas. Ello posibilita cambios dimensionales, que se aprovechan en algunos materiales refractarios.

En el caso de los **silicatos**, los iones metálicos hacen que en algunas zonas de la estructura haya uniones iónicas. Al ser algo más débiles que las covalentes, se posibilita la fusión y se crea la posibilidad de separar trozos de material a lo largo de los planos constituidos por esas uniones.

♦ **Estructura vítrea:** Se entiende por estructura vítrea, todo fundido que solidifica en forma **amorfa**, es decir, sin seguir una red cristalina determinada. La estructura vítrea se representa como redes o disposiciones tridimensionales a las que le falta simetría y periodicidad, en las que ninguna unidad de la estructura se repite a intervalos regulares y su disposición es desordenada (*López Álvarez, 1987*).

No todos los materiales cerámicos son vítreos. Algunas cerámicas pueden existir como sólidos cristalinos o amorfos según las condiciones a que se hallen sometidos. La **sílice** constituye un buen ejemplo de esto. El ordenamiento regular de los tetraedros de SiO₄ da lugar a una constitución cristalina. Si estos tetraedros se ordenan aleatoriamente, no existe una estructura regular y el material es amorfo. **La mayoría de las estructuras de silicatos pueden ser preparadas como cerámicas cristalinas o como vidrios.** Generalmente estos últimos pueden ser obtenidos incorporando cationes de gran tamaño a las estructuras de silicatos para evitar su ordenamiento interno (*Williams y Cunnigham, 1982*).

Las **vidrio-cerámicas** son sólidos policristalinos producidos por la cristalización controlada de vidrio, es decir, se trata de una microestructura homogénea, no porosa, cuyo tamaño uniforme se deriva del crecimiento controlado de cristales en una matriz amorfa de vidrio. Un agente nucleante actúa como un punto iniciador para el crecimiento controlado del cristal, formado por un proceso de calor denominado **ceramización**. Dicho proceso térmico es necesario para conseguir suficiente cristalización. Ésta es imprescindible para lograr un incremento de la fuerza, opacidad, resistencia a la abrasión y durabilidad química, manteniéndose una adecuada translucidez y capacidad de pulido (*Anusavice, 1993; Vega, 1996*).

♦ Las **propiedades** de los silicatos vienen determinadas por su estructura. Por tanto, la porcelana es mala conductora térmica y eléctrica, tiene resistencia alta a la compresión, resistencia baja a la tracción y a las tensiones tangenciales, por su falta de elasticidad.

La principal característica de la porcelana, cristal, vidrio, es decir, de los silicatos fundidos y enfriados, es que son unos cuerpos muy frágiles que se fracturan con muy poca o ninguna deformación plástica previa y que esta fractura, llamada de tipo frágil, tiene lugar con una propagación rápida de la fisura (*López Álvarez, 1987*).

A. Propiedades físicas: Un conocimiento de los procesos físicos que se producen, puede permitir cambios en las fases cristalinas para ser utilizadas beneficiosamente (*Fairhurst, 1992*).

B. Propiedades mecánicas: La principal característica mecánica de los materiales cerámicos es su **gran rigidez**, es decir, un **elevado módulo de elasticidad** (*Macchi, 1980*).

C. Propiedades ópticas:

• **Isotropía.** La porcelana para coronas "jacket" tradicionales, de estructura fundamentalmente amorfa, es isótropa, mientras que el esmalte es de estructura cristalina y anisótropa. Como consecuencia, las diversas clases de luz no se reflejan y absorben de la misma manera en el tejido dentario y en la porcelana, por lo que las restauraciones vistas desde cierto ángulo pueden no tener el mismo aspecto que si se las mira de frente, es decir, aparecerán diferencias en una incidencia tangencial, mientras que no se darán en una incidencia normal (*Craig, 1988(a)*).

• **Translucidez.** Las porcelanas cocidas en un vacío relativo son cerca de veinte veces más translúcidas que las porcelanas cocidas a presión atmosférica (*Burdairon, 1991(b)*). Quizá la propiedad más importante de las vidrio-cerámicas es la naturaleza estética del material. La translucidez es muy similar a la del esmalte. La luz difractada desde los cristales alargados de mica aporta mucha profundidad a la translucidez al igual que los prismas de esmalte difractan la luz en el esmalte. El nivel de cristalinidad proporciona muchos fenómenos de dispersión que hacen cambiar la dirección constantemente a la luz, dando mayor translucidez. El color final se logra usando varios colores de **resinas cementantes foto-activas**. El hue, chroma y value

adecuados pueden ser obtenidos sin pérdida de translucidez. Los únicos límites en el proceso de coloración son la percepción del color y el arte del dentista, así como del técnico de laboratorio (*Lang y Starr, 1992*).

• **Coloración.** La coloración es de una estabilidad absoluta gracias a la introducción de óxidos colorantes en las "fritas", pero debe saberse que la longitud de onda dominante y, por tanto, la tonalidad, pueden variar en función de la temperatura de cocción en el laboratorio, por ejemplo, del amarillo al verde, de 990 a 1.140 °C, peligro que debe evitarse. Los tonos escogidos por el odontólogo, con ayuda de los muestrarios de matices o "juegos de colores", presentan una gama variable según las marcas y los fabricantes.

D. Propiedades químicas: La porcelana es inalterable por los ácidos corrientes y los agentes químicos, salvo el ácido fluorhídrico.

E. Propiedades biológicas: La porcelana es inalterable por los fluidos orales. Es bien tolerada por los tejidos dentales y por la encía marginal.

2.1.3. Evolución y clasificación

♦ Las **cerámicas** han acaparado la atención de la profesión dental durante más de 200 años. A pesar de la dureza intrínseca y naturaleza frágil de estos materiales, su **estética** insuperable y **biocompatibilidad** han proporcionado el estímulo para superar sus limitaciones.

Diversas fluctuaciones en la popularidad de las restauraciones cerámicas han tenido lugar a lo largo de las décadas como consecuencia de avances en otros campos, por ejemplo la introducción de las resinas acrílicas, elastómeros como materiales de impresión, etc. Igualmente el desarrollo de los **hornos de porcelana y cocción al vacío**, han influido grandemente en el producto final (*Piddock y Qualtrough, 1990*).

Los fabricantes han activado el desarrollo de nuevos productos para la fabricación de restauraciones cerámicas. Dentistas y técnicos de laboratorio han esperado con impaciencia para probar productos que den un resultado más estético para el paciente. Los dentistas buscan sistemas que demuestren menos potencial dañino para los tejidos periodontales, la dentición

natural y otras restauraciones existentes en boca. Los técnicos de laboratorio desean materiales que aporten resultados consistentes y sean menos sensibles a la técnica. Se espera que estos **nuevos materiales** acompañen los equipamientos y técnicas existentes (*Shillingburg y Kessler, 1985*).

A pesar de que surgen nuevos materiales y equipamiento, **técnicas ya existentes para la fabricación de restauraciones** son frecuentemente adaptadas o se describen nuevas técnicas por el fabricante. Probablemente ocurran nuevas modificaciones después de que el producto haya estado en uso por algún tiempo, a medida que dentistas, técnicos y fabricantes varían las técnicas. A veces un nuevo avance tecnológico en un área es adaptado para resolver un problema diferente. Aunque una nueva ola de productos cerámicos apareció en los años 80, la mayoría de los materiales normalmente disponibles son desarrollados a partir de las ideas establecidas hace más de veinte años (*Piddock y Qualtrough, 1990*).

El descubrimiento de que un gran número de porcelanas dentales y cerámicas de vidrio podían ser grabadas con ácido fluorhídrico, u otros ácidos, para crear áreas retentivas similares a las que aparecen al grabar el esmalte, ha conducido al desarrollo de las **restauraciones adhesivas de cerámica grabada** (*Uctasli, Hasanreisoglu y Wilson, 1994*). Estas restauraciones pueden ser usadas en las regiones anteriores como **carillas** y en las posteriores como **incrustaciones** (inlays y onlays).

En los **años actuales** se ha prestado mucha atención al uso de carillas de porcelana (*CRA Newsletter, 1998(b)*), inlays y onlays como restauraciones estéticas conservadoras. Se han utilizado carillas vestibulares normalmente en el tratamiento de pacientes con tinciones dentarias (*Plant y Thomas, 1987*). También pueden emplearse para enmascarar dientes rotados y conoides, así como para ocultar diastemas (*Reid y McCrosson, 1987*). Una **faceta de porcelana** consiste en una **delgada "lámina" de cerámica**, unida al esmalte dentario y/o dentina usando la técnica de **grabado ácido**. Ambos, porcelana y esmalte, son grabados antes de usar una **resina cementante foto-curable o de curado dual** para unir las dos estructuras (*McLean, 1988*). Se ha sugerido que los inlays cerámicos podrían representar una alternativa más estética que el oro o la amalgama, si bien los onlays de porcelana han sido reconocidos como una alternativa estética a las restauraciones metálicas coladas convencionales (*Warren, 1990*).

En **odontología estética**, se utilizan principalmente la **cerámica feldespática reforzada** o las **cerámicas de vidrio** compuestas por una matriz vítrea y una fase cristalina dispersa. El uso de **cerámicas de baja fusión** para la fabricación de carillas, inlays y onlays representa un abordaje particularmente interesante tanto en el aspecto estético como desde el punto de vista mecánico (*Magne P., Magne M. y Belser U., 1994*).

En términos generales, **Stookey** desarrolló con éxito un nuevo grupo de materiales controlando la cristalización de vidrios especiales: Un vidrio de base es tratado con calor para producir cristales incluidos en una matriz vítrea. Este producto multi-fase compuesto de vidrio y cristales se llamó **vitrocerámica o cerámica de vidrio**. Las diferentes etapas de este procedimiento deben ser cuidadosamente controladas. Primero, se desarrolla un vidrio especial. Además, una nucleación controlada en el vidrio es un prerequisite para la cristalización. Ésta se consigue, finalmente, mediante tratamiento con calor únicamente. La mayoría de las vitrocerámicas usadas con éxito en el campo de la ciencia, tecnología y medicina, han sido desarrolladas siguiendo el principio de **cristalización volumétrica**, según el cual cristales dispersos de casi el mismo tamaño y morfología, se desarrollan en el vidrio base. El solapamiento de las fases de nucleación y cristalización, es un requisito para la fabricación de vitrocerámicas según el mecanismo de la cristalización volumétrica. La vidrio-cerámica dental **Dicor** con un vidrio base derivado del sistema $\text{SiO}_2\text{-MgO-K}_2\text{O-F}$, fue también desarrollada según el mismo mecanismo. Las cerámicas y vitrocerámicas basadas en un sistema de leucita ($\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-K}_2\text{O}$) son también usadas para fabricar incrustaciones y coronas de cerámica total. La cerámica de vidrio IPS Empress[®] también pertenece a este grupo de materiales dentales que contienen leucita (*Höland y Frank, 1984*).

McCulloch fue el primero que describió el uso de **facetas de vidrio-cerámica colada** en 1988. Las primeras técnicas de facetas cerámicas fueron presentadas por **Calamia y Horn**. Inicialmente las cerámicas de vidrio eran demasiado frágiles. El uso de aire a presión y de vacío, combinados con la técnica de colado a la cera perdida, dio como resultado un material más fuerte, con propiedades similares a las del esmalte humano. Durante años la porcelana ha sido el material de elección de los dentistas que requerían facetas con la máxima estética. Las facetas estéticas de porcelana realizadas con **cerámicas de vidrio coladas (Dicor)** son cada vez más populares a causa de las características únicas del material. El tiempo de trabajo del técnico de

laboratorio puede ser disminuido como resultado de la precisión de esta técnica. (*Lang y Starr, 1992*).

Desde 1983 hasta que **Horn, Calamia y Simonsen**, en la Facultad de Odontología de la Universidad de Nueva York, pusieron a punto una técnica que permitía colar la cerámica, la realización de facetas cerámicas se ha desarrollado considerablemente en U.S.A. El importante número de ejemplares realizados, permitirá delimitar mejor las ventajas y los inconvenientes, así como establecer de manera más precisa las indicaciones. La habilidad del dentista para lograr la máxima estética y reducir el tiempo de trabajo, hacen de ella una técnica cuyo uso será probablemente incrementado en el futuro (*Radiguet y Genini, 1988*).

La introducción de un sistema nuevo de **cerámica de vidrio reforzada con leucita (IPS Empress®)** permite fabricar restauraciones adheridas ultraconservadoras que son biológicamente compatibles, con una mejor estética y más resistencia. La fidelidad marginal muy mejorada y la oportunidad de crear contornos del diente ideales mediante la técnica de la cera perdida, han hecho de este sistema una elección popular para crear restauraciones adhesivas de recubrimiento parcial. Este proceso ofrece una alternativa válida a la técnica metal-cerámica, siempre y cuando se seleccionen las indicaciones clínicas apropiadas (*Fradeani y Barducci, 1997*).

Los **materiales cerámicos** son el **soporte principal de la odontología estética**. Con el rápido avance de la tecnología, los productos fabricados son ahora materiales con un mayor potencial de imitación de lo natural. La búsqueda de una restauración que imite las propiedades del diente natural ha mantenido ocupada continuamente a la profesión dental. Recientemente importantes avances en cerámicas dentales han intentado encarar este problema. En el mercado han aparecido multitud de nuevos e interesantes sistemas.

El ritmo al que dichos productos dentales entran en el mercado y su cantidad por sí sola, son asombrosos. Además, dichos **avances** no surgen de un solo país, sino de fabricantes de todo el mundo (Japón, Alemania y Estados Unidos, entre otros), situación que indica una dependencia internacional común. Claramente, el decenio de 1990 surge como un periodo alentador en la producción de biomateriales para la prostodoncia fija integral y la odontología en general (*Naylor y Beatty, 1992*).

Aunque el **éxito o fracaso de una restauración cerámica** está en general controlado todavía por el equipo dentista-técnico de laboratorio, los materiales se encuentran ahora disponibles para su uso en muchas situaciones clínicas nuevas. El profesional debe decidir entre la restauración de metal-cerámica y la de cerámica total, así como también diferentes posibilidades en ambas categorías.

♦ Los **materiales cerámicos**, en función de su **uso**, pueden dividirse en tres **categorías** (Reality, 2002(a)):

1. Para restauraciones ceramometálicas

Esta categoría incluye cerámicas comercializadas principalmente para ser usadas en **restauraciones ceramometálicas**. Muchas de estas cerámicas se diferencian sólo en el color y translucidez. Sin embargo, también es posible usar este tipo de cerámicas para fabricar **inlays, onlays, facetas y coronas cerámicas de recubrimiento total**:

- **Creation[®]** (Jensen Industries)
- **IPS Clasic[®]** (Ivoclar)
- **Ceramco II[®]** (Dentsply / Ceramco)
- **IPS d.Sign[®]** (Ivoclar)
- **Duceram Plus[®]** (Degussa)
- **Omega 900[®]** (Vident)

2. Para restauraciones cerámicas sin metal (Cerámicas adheridas).

Esta categoría incluye cerámicas utilizadas exclusivamente para **restauraciones completamente cerámicas**. Son **cerámicas** típicamente **reforzadas**, destinadas a resistir las fuerzas de la oclusión sin el soporte de la infraestructura metálica. Van unidas a los dientes:

- **Finesse All-Ceramic[®]** (Ceramco)
- **Colorlogic[®]** (Ceramco)
- **Fortress[®]** (Mirage)
- **IPS Empress[®] 2** (Ivoclar)

- OPC[®] (Jeneric/Pentron)
- **IPS Empress[®]** (Ivoclar):

A) Componentes del sistema IPS Empress[®]

Desde 1990 pueden realizarse restauraciones de cerámica sin apoyo metálico con el sistema de inyección por calor comercializado como IPS Empress[®], basado en una **cerámica vítrea reforzada con leucita**.

El sistema IPS Empress[®] completo se compone de los siguientes materiales (*Höland y Frank, 1984*):

- Lingotes o pastillas de cerámica para la técnica de capas.
- Material de cerámica incisal para la técnica de capas.
- Material “Opal” para la técnica de capas.
- Lingotes o pastillas para la técnica de maquillaje.
- Tintes para la técnica de maquillaje.
- Tintes para la caracterización.
- Pasta y líquido para el glaseado.
- Accesorios (guía de colores Chromascop[®], etc.)
- Horno para cerámica.

B) Consideraciones de laboratorio

El sistema Empress[®] está basado en la técnica tradicional de la **cera perdida**, y el material restaurador que debe ser comprimido es **ceramizado** previamente por el fabricante. La restauración de Empress, que puede tener una variedad de tonos de muñón, es mejorada estéticamente mediante la **técnica de tinción (maquillaje)** o la de **adición por capas**. La última técnica es normalmente empleada para fabricar coronas anteriores a una temperatura de horno de 1180 °C, mientras que la coloración de la superficie se recomienda para coronas posteriores, inlays y onlays, cociendo a 1050 °C (*Fradeani y Barducci, 1996*).

Pueden crearse **carillas** empleando ambas técnicas, en función del aspecto clínico y del grado de cambio de color deseado. En **la técnica por capas**, se somete a presión una subestructura que constituye el núcleo y a continuación se cubre subsiguientemente con porcelanas de dentina y esmalte para alcanzar la forma justa del diente. Alternativamente, con **la técnica de la tinción**, se encera directamente la forma de toda la restauración y luego se somete a presión, empleando lingotes de varios colores y opacidades. La restauración se completa con una tinción superficial para adaptarse a los dientes adyacentes.

El **lingote o pastilla** de cerámica Empress[®] es inducido y luego comprimido en un horno de construcción específica, totalmente ajustable, a una presión 0.3 a 0.4 Mpa.. Los tratamientos de calor, requeridos para la coloración de superficie y el glaseado, incrementan la resistencia transversa a la flexión del material a 215 Mpa.

C) Propiedades

Se afirma que los **crisales de leucita** incorporados refuerzan el material, evitando la propagación de microgrietas que, de lo contrario, se expandirían por dentro de la matriz vítrea.

Las propiedades de **translucidez y refracción** de este material pueden salvar los problemas de opacidad inherentes a las restauraciones de porcelana fundida sobre metal, debido a la presencia de metal debajo. La superior transmisión de luz en el tercio cervical permite un fusión más armoniosa de la restauración con el tejido gingival que la rodea y evita el riesgo de la opacidad tan comúnmente observada en coronas de metal cerámica.

D) Indicaciones

El sistema de cerámica vítrea Empress[®] puede emplearse para **coronas, carillas, inlays y onlays individuales**. No se recomienda para la realización de prótesis fijas parciales. En general, la técnica de aplicación por capas se recomienda para coronas completas en la región anterior, mientras que la técnica de maquillaje puede ser adecuada para sectores posteriores.

E) Datos técnicos

◆ **Tipo de material:** Pastilla para técnica de maquillaje (TC1-TC5, O1, O2, T1, T2).

◆ **Composición estándar (% en peso):**

- SiO ₂ :	59.0 – 63.0
- K ₂ O:	10.0 – 14.0
- Al ₂ O ₃ :	17.0 – 21.0
- CeO ₂ :	0.0 – 1.0
- Na ₂ O:	3.5 – 6.5
- B ₂ O ₃ :	0.0 – 1.0
- BaO:	0.0 – 1.5
- CaO:	0.5 – 2.5
- TiO ₂ :	0.0 – 0.5
+ Pigmentos:	0.5 – 1.0

◆ **Propiedades físicas (Oehri, 1999):**

- Resistencia a la torsión (3 puntos): 120 N/mm²
- Solubilidad química: < 100 µg/cm²
- Coeficiente de expansión térmica lineal (100-400 °C): $17.0 \pm 0.5 \cdot 10^{-6} \text{ K}^{-1} \text{ m/m}$
- Temperatura de transformación: $625 \pm 10 \text{ °C}$

Dichas propiedades están controladas en conformidad con normas:

- ISO 6872: Dental ceramic
- ISO 9693: Dental ceramic fused to metal restorative materials

3. Miscelánea.

Esta categoría incluye una mezcla de materiales cerámicos que no se ajustan a las anteriores categorías:

- **Duceram LFC**[®] (Degussa)
- **In-Ceram Alúmina**[®] (Vident) .
- **In-Ceram Spinell**[®] (Vident) .
- **Finesse**[®] (Ceramco)
- **Procera AllCeram**[®] (Nobel Biocare)

4. Otras cerámicas dentales:

- **Cerinate**[®] (Den-Mat)
- **Dicor/Dicor Plus**[®] (Dentsply)
- **Ducera Gold**[®] (Degussa)
- **Hi-Ceram**[®] (Vita/Vident)
- **In-Ceram Zirconium**[®] (Vident)
- **IPS Empress**[®] 2 (Ivoclar-Williams)
- **Mirage**[®] (Mirage Dental Systems)
- **Mirage**[®] II (Mirage Dental Systems)
- **Sunrise**[®] (Tanaka)

2.2. CEMENTOS DE RESINA

2.2.1. Generalidades y composición

Muchos materiales restauradores y técnicas, han sido desarrollados en los últimos años para la restauración de la dentición estéticamente comprometida: resina de polimetacrilato, porcelana dental, dimetacrilato (BIS - GMA), resina compuesta y cementos de vidrio ionómero (*Barreto, Shiu y Renner, 1986*).

Los cementos de resina autopolimerizables para la cementación de coronas metálicas y puentes adhesivos, han estado disponibles desde principios de los años 70. Recientemente, los **cementos de resina fotopolimerizables** se han presentado en el mercado específicamente para la cementación de carillas de cerámica, coronas cerámicas de recubrimiento total, así como incrustaciones (*CRA Newsletter, 1998(a)*). Actualmente, hay cerca de unos 20 envases ("kits") de

resinas cementantes a elegir para la cementación de las restauraciones estéticas. Cada envase contiene materiales similares, pero éstos presentan diferencias en cuanto al manejo clínico (*O'Keefe y Powers, 1990*).

Las principales **ventajas** de los cementos de resina son las altas prestaciones mecánicas, la baja solubilidad y una buena estética. Sus **inconvenientes** son el elevado grosor de capa, la poca o nula adhesión a la dentina, la contracción de polimerización y la falta de efecto anticariogénico (*Van Zeghbroeck, 1995*).

Las dos **funciones** principales de un cemento de resina son:

- **Retención:** La retención de una restauración depende de su ajuste, de la geometría de la preparación y de la rugosidad de las superficies, así como también de factores tales como el grosor de capa y las propiedades de adhesión del cemento. Cuanto más delgada sea la capa de cemento, más depende la interfase diente/restauración de las propiedades físicas del diente y la restauración. El cemento ideal tiene unas propiedades fisicomecánicas similares a las de la estructura dentaria.

- **Sellado marginal:** Un cemento de resina debería cerrar el espacio entre la restauración y la superficie del diente y no debería permitir la filtración marginal bajo influencias térmicas y mecánicas. Un buen sellado marginal reduce la formación de placa, la enfermedad periodontal y las caries secundarias, lo que lleva a un éxito a largo plazo de la restauración. La adaptación marginal de una restauración depende de la calidad, viscosidad y tamaño del grano del cemento, del método de cementado y de diferentes aspectos del diseño de la preparación.

Según el Diccionario ilustrado de odontología (*Jablonski, 1995*), un **cemento de resina** es un cemento dental compuesto de **metacrilato** o **dimetacrilato de polimetilo**, que se forma mezclando un monómero acrílico líquido con polímeros acrílicos y minerales de relleno.

Básicamente, los cementos de resina son **composites modificados**, principalmente usados para adherir restauraciones indirectas de resina y cerámica (*Stefan, 2000*).

La **composición** básica de la mayor parte de los cementos de resina compuesta, es similar a los materiales para restauración de resina compuesta (algunas fórmulas sin relleno se expenden en el mercado sólo para usos especializados). Los cementos de resina constan de una **matriz** con **rellenos inorgánicos** que se unen a ella por una cubierta con un **agente acoplador organosilano (silano orgánico)**. Las **matrices**, por lo general, son **monómeros de diacrilato diluidos en monómeros de baja viscosidad de dimetacrilato**. Algunos de ellos, se incorporan a los mecanismos de un ion y se utilizan con los agentes de adhesión dentinaria en forma de **sistema de organofosforados, HEMA** (hidroximetacrilato de etilo) y el **4 META** (4 metacriletil trimelítico anhidro) (*Phillips, 1993(b)*). En muchos casos, la química general de los cementos de resina es similar a la de estos agentes adhesivos (*Ray, 1993*).

La **polimerización** se lleva a cabo por un sistema convencional de inducción peróxido-amina o **fotoactivación**. Algunos productos utilizan ambos mecanismos y se conocen como **materiales "de doble curado"**. Los **rellenos** que se utilizan en las resinas compuestas son **sílice** o **partículas de vidrio, de 10 a 15 micras de diámetro, o sílice coloidal**. Los niveles de relleno varían de **30 a más de 80 % del peso**. Con niveles más altos de relleno, se obtienen propiedades mecánicas más altas, es decir, resistencia y rigidez, reducción de contracción de polimerización y un bajo coeficiente de expansión térmica.

2.2.2. Características y propiedades

- **Colores:** Este aspecto es muy importante para las **restauraciones en el sector anterior**. Cuando se utiliza un **cemento de resina translúcido** para fijar la restauración, la luz incidente y especular junto con la reflexión difusa, pueden afectar el color total (*Exner, 1991*).

Cuando el diente presenta una decoloración marcada, debe utilizarse un **cemento de resina opaco u "opaquer"** (*Haga y Nakazawa, 1991*). El uso de cementos opacos con facetas delgadas de porcelana para conseguir el color, es imprevisible y generalmente resulta poco estético (*CRA Nesletter, 1998(a)*).

La utilización de **modificadores del color**, bien sean maquillajes u "opaquers", obligan a un mayor tiempo de polimerización, superior a los 60 s (*Anitua y Gascon, 1992*).

Las **restauraciones posteriores**, pueden cementarse normalmente usando un **color "universal"** (*Reality, 1995*).

- **Pastas de prueba:** Las pastas de prueba **solubles en agua** deberían estar disponibles, coincidiendo además con los colores de los cementos que presentan los fabricantes. Estas pastas (geles) permiten ver el efecto que tendrá el tono del composite de fijación sobre la restauración cementada.

- **Presentación:** En un principio, el cementado de las restauraciones se realizaba con resina compuesta convencional a la que se le añadía resina líquida para hacerla más fluida y conseguir una mejor manipulación. Con el tiempo, se ha producido una evolución en la presentación de estos cementos y ya se suministran comercialmente de una forma adecuada para su utilización (*Anitua y Gascon, 1992*).

De hecho, en la actualidad, la mayoría de los cementos se suministran en cajas que llevan el ácido ortofosfórico, silano, cemento de resina compuesta tipo "opaquer" y maquillajes, numerados los tubos siguiendo la guía de colores Vita.

Algunos **envases** son muy simples y funcionales, mientras que otros son más complejos (*Reality, 1995*).

- **Instrucciones:** Generalmente, las casas comerciales presentan unos diagramas explicativos para facilitar su uso.

Las instrucciones deberían venir plastificadas, de manera que puedan ser manipuladas por el auxiliar y, si fuera preciso, desinfectadas convenientemente.

- **Manipulación:** Manejo se refiere a si el cemento es fácil de colocar dentro de la restauración y fácil de retirar de la misma.

- **Radiopacidad:** Permite distinguir entre una línea de cemento y una caries recurrente. Casi todos los cementos de resina son **radiopacos**. Las excepciones son anotadas por el fabricante (*Reality, 1995*).

- **Viscosidad o consistencia:** Hay una amplia gama de consistencias para los cementos de resina, desde bastante líquido hasta muy espeso. No hay ningún problema para colocar las restauraciones con un cemento de baja viscosidad, pero puede refluir por los márgenes de la restauración al asentarla, dejándolos abiertos. Además, normalmente los **cementos de baja viscosidad** están menos cargados de relleno inorgánico, y se desgastan o degeneran más rápidamente durante su uso. Los **cementos espesos** requieren presión para colocarlos bajo las restauraciones, con el consiguiente riesgo de fractura de las mismas, necesitando recursos adicionales para su correcto asentamiento, tales como los ultrasonidos o similares.

- **Tiempo de fraguado extraoral:** Estos tiempos no pueden equipararse a los de curado intrabucal, los cuales pueden estar más adelantados debido a la temperatura corporal.

- **Tiempo de trabajo extraoral:** Este tiempo puede discrepar del exigido por el fabricante.

- **Espesor de la película:** Se han clasificado los **cementos en tipo I** (grosor de la capa menor o igual a 25 μ) y **tipo II** (grosor de la capa mayor de 25 μ pero menor de 40 μ), según especificaciones de la ADA para los **cementos "luting"**. Se considera que es necesaria una **capa de 25 μ o menos** para asegurar un cementado correcto de la restauración (*Van Zeghbroeck, 1995*).

Los **cementos "luting" de resina** tienen un **grosor** que difiere enormemente según su composición, sistema iniciador, viscosidad y propiedades físico-mecánicas. Con una variación del grosor de la capa entre **25 y 114 micras**. A este respecto, en un estudio *in vitro* realizado recientemente se comparó el efecto del espesor de varios cementos de resina sobre la retención, obteniendo los siguientes resultados: La retención para Relyx Arc[®] (3M) no cambió de 50 μ a 150 μ . Compolute[®] (ESPE) tuvo la mayor retención con 50 μ y no había diferencias entre 100 μ y 200 μ . Variolink[®] II (Vivadent) y Calibra[®] (Dentsply-Caulk) presentaron la mayor retención con 100 μ . Todos los cementos (excepto Compolute) presentaron una menor retención con 400 μ (*Nathanson y Banasr, 2001*).

Al igual que otras muchas instituciones, la Academia Americana de Prosthodontia Fija y el Comité de Investigación se encargan de apoyar y mantener el interés por la prótesis fija. Su

objetivo es diseminar el conocimiento mediante una revisión de la literatura anual referente a un tema relevante de investigación científica. El Comité seleccionó en el año 1998 “Cementos dentales” (Rosenstiel, Land y Crispin, 1998). En las **tablas I y II** aparece una lista de cementos de resina disponibles en el mercado, en las cuales se describen sus características y propiedades.

Tablas I y II. Comparación de diferentes cementos de resina (Foto-Curado/Curado Dual)

Nombre del producto (Fabricante)	Tiempo de trabajo extraoral (min.)	Tiempo de fraguado extraoral (min.)	Pastas de prueba	
			Colores	Viscosidad*
Variolink® II (Ivoclar-Vivadent)	5.0	8	Se igualan muy bien	3: Buena fluidez. Fácil de limpiar
Insure®/Insure Lite® (Cosmedent)	5.0	10	Se igualan muy bien	2: Alta fluidez.
Choice® (Bisco)	7.0-11.0	8-10	Sólo se igualan la mitad	4: Baja fluidez. Difícil de usar
Lute-It!® (Jeneric/Pentron)	3.0-3.5	20 +	Se igualan razonablemente bien	1: Muy alta fluidez
Nexus® (Kerr)	6.0	8	Se igualan bien	5: Espeso. Muy difícil de usar

* 1 (el más fluido) ⇒ 2 ⇒ 3 ⇒ 4 ⇒ 5 (el menos fluido)

Nombre del Producto (Fabricante)	Tipo de resina	% Relleno		Tamaño de partícula (μ)	Viscosidad*	Espesor de película (μ)	Colores
		Peso	Volumen				
Variolink® II (Ivoclar-Vivadent)	BIS-GMA	74	N/A	0.7	3-4	22	5
Insure®/Insure Lite® (Cosmedent)	BIS-GMA	71-75	N/A	1.5	2-3	30-60	7
Choice® (Bisco)	BIS-GMA/ UDMA	80	67	5.0	5	30	9
Lute-It!® (Jeneric/Pentron)	BIS-GMA/ UDMA/HDDMA	65	52	0.8	1	20	9
Nexus® (Kerr)	BIS-GMA	69	N/A	0.6	5	17	3

2.2.3. Tipos

A. Según el mecanismo de polimerización (Phillips, 1993(b):

- **Foto – Polimerizables:** Los cementos fotopolimerizables son sistemas de **un solo componente**, al igual que las resinas de restauración.

El **fraguado** de un cemento fotopolimerizable se inicia con luz visible de 460 nm, que estimula la acción catalítica de los activadores y finalmente la polimerización de la resina. Estas resinas no polimerizan sin luz y no podrán utilizarse con éxito donde aquella no penetre.

El **tiempo de exposición a la luz** que se necesita para la polimerización del cemento de resina, depende de la transmisión luminosa a través de la restauración y de la capa de cemento que se va a polimerizar. Incluso si el espesor de las restauraciones es menor de 1,5 mm, algunos materiales fotocurables no pueden polimerizar adecuadamente si la luz no es suficientemente potente y los tiempos de curado no se extienden hasta dos minutos. El tiempo de exposición no debe ser menor de 40 s.

Las **ventajas principales** son la **elección del inicio del fraguado** y la estabilidad del color. Estos cementos monocomponentes tienden a ser más estables en cuanto a color que los cementos duales. De hecho, casi todos los tonos de todas las marcas de cemento experimentan desde un ligero hasta un marcado cambio de color durante el fraguado. Noie y cols. en 1995, realizaron un estudio en el que se midió la estabilidad del color en 3 muestras con 3 colores diferentes de resinas foto-polimerizables y duales, después de un envejecimiento acelerado de unas 179 horas. La mayoría de las diferencias entre las muestras duales y fotopolimerizables, fueron estadísticamente significativas, pero no eran perceptibles visualmente (*CRA Newsletter, 1995*). La mayoría de los clínicos prefieren cementos de viscosidad media fotopolimerizables para asegurar una estabilidad a largo plazo y poder retirarlos antes de la polimerización si fuera necesario (*CRA Newsletter, 1998(a)*).

Se usan principalmente en **facetas de porcelana con menos de 1,5 mm de espesor**. También para la unión directa de **brackets cerámicos** y **retenedores ortodóncicos** y **férulas periodontales** que no contienen metal.

Las **carillas de porcelana** han ganado amplia aceptación en los últimos 10 años. La mayoría de los profesionales prefieren utilizar **cementos fotopolimerizables** porque pueden retirar las carillas y el cemento antes de fraguar si el color no es correcto. Además, con el tiempo no se decoloran por los iniciadores (*Kanca III, 1989; CRA Newsletter, 1993; Christensen, 1993*).

- **Duales (Fotoactivación + curado químico)**: Los cementos de curado dual o doble son sistemas de **dos componentes** y requieren una **mezcla** como los de fraguado químico. Esta reacción es muy lenta, lo que proporciona un **tiempo de trabajo extenso** hasta que el cemento se expone a la luz y, en este punto, solidifica con rapidez.

Son los más utilizados en las zonas con acceso de luz impredecible, con la seguridad de que el cemento fraguará incluso en la oscuridad (**coronas translúcidas gruesas, incrustaciones de 2 mm o más de espesor**, etc.). También pueden usarse para amalgamas adhesivas.

- **Auto-Polimerizables**: Cuando no hay posibilidad de fotopolimerizar, es necesaria una reacción química que inicie el fraguado.

Las versiones de **activación química** de estos cementos se suministran como sistemas de **dos componentes, polvo y líquido o dos pastas**. El iniciador de peróxido lo contiene el primer componente y el activador de amina el otro. Se combinan al mezclarlos en una loseta de papel durante 20 a 30 segundos.

Se utilizan con **restauraciones basadas en metal**, incluyendo inlays, onlays, coronas y puentes ceramometálicos, bajo **coronas opacas de cerámica o metal**, con **pernos endodónticos, puentes de resina adhesivos (Maryland)**, etc. También pueden utilizarse para amalgamas adhesivas.

B. Según el relleno (*CRA Newsletter, 1993*):

Los rellenos de los cementos son los mismos que en las resinas de restauración, pero se reduce su porcentaje para conseguir menos viscosidad y permitir la adaptación adecuada de las restauraciones. Generalmente se clasifican en microrrellenos e híbridos.

- **Microrrellenos:** El relleno de **dióxido de silicio (sílice)** proporciona bajo desgaste y gran pulido. Un desgaste bajo es importante en los márgenes de restauraciones sujetos a desgaste oclusal o al contacto con comida, como una incrustación intracoronal MOD.

- **Híbridos:** La mayoría de los cementos de resina contienen partículas de vidrio combinadas con **dióxido de silicio**, de manera que aumentan su resistencia y disminuyen la expansión y contracción. Sin embargo, hay mayor desgaste que con híbridos restauradores.

2.2.4. Clasificación

Desafortunadamente, existe una considerable confusión entre los clínicos en cuanto al uso de los sistemas cementantes de resina. El propósito de una clasificación, es clarificar las diferencias entre diversas marcas comerciales de cementos de resina (*Kanca III, 1989*).

Hemos dividido esta categoría de productos en tres secciones (**tabla III**). Comprando un "kit" de cada una, daríamos un suministro óptimo de materiales para cementar cualquier restauración adhesiva (*Reality, 2002(c)*).

1. **Cementos de Foto-Curado/Curado dual:** Los "kits" incluyen **colores (bases) fotocurables** más **catalizadores de curado dual**. Estos productos son los más versátiles, ya que un kit le permitirá al profesional cementar casi todos los tipos de restauraciones, excepto algunas basadas en metal. Los **cementos fotopolimerizables (bases)** se hacen duales al combinarse con productos autopolimerizables (catalizadores), presentes en el juego para mezclar si se desea.

A) Descripción de Variolink® II

Cemento de fijación en base a composite de polimerización dual (base y catalizador) o fotopolimerizable (base) que contiene flúor. Relleno del 74% por peso; tamaño promedio de

partícula 0.7 μm ; tiempo de trabajo extraoral alrededor de 5 min; tiempo de fraguado extraoral aproximadamente de 15 min.

B) Espesor de película: 22 micras.

C) Colores

La **pasta base** se presenta en cinco colores y tres grados de translucidez:

- Transparente: Permite utilizar un color neutro para el cementado que no interfiere con el color de la estructura dental circundante ni con la restauración. Es bastante translúcido, con lo que el color natural del diente se observa perfecto.

- Blanco (110 / A1 Chromascop): Equivale al B1 Vita.

- Amarillo (210 / A3): Equivale al B2.

- Marrón (340 / A4): Equivale al A 3.5.

En el caso de ser necesario, los colores blanco, amarillo y marrón, permiten modificaciones del color.

- Blanco opaco: Presenta excelentes propiedades de enmascaramiento. Gracias a ello, está especialmente indicado en preparaciones con coloraciones intensas.

La **pasta catalizador** se presenta en un sólo color, amarillo (210 / A3), muy aproximado al A3. Sería deseable que estuviera disponible también en el color transparente.

D) Consistencia y manejo

♦ **Tres diferentes consistencias:** El sistema Variolink® II está disponible en tres grados de viscosidad: ultra, alta y baja. La primera se utiliza para la técnica de cementado con ultrasonido. Además, siempre se dispone de una viscosidad apropiada según las diferentes necesidades clínicas. Los colores de pasta base tienen una viscosidad media, ideal para las facetas de porcelana. En el modo de curado dual, el catalizador se presenta en dos viscosidades: alta y baja. La segunda es probablemente la mejor elección para las coronas.

◆ **Fiabilidad en la aplicación:** El sistema Variolink® II representa una combinación única de componentes óptimamente coordinados, una conveniente forma de suministro y unas instrucciones de uso fáciles de seguir. De esta manera, trabajar con dicho sistema representa rapidez, facilidad y seguridad. Además, se aumenta la calidad de las restauraciones.

◆ **Sin presión de tiempo durante la manipulación:** La fotopolimerización le permite determinar el tiempo de polimerización.

Además, un nuevo sistema de catalizadores reduce la sensibilidad a la luz ambiente y operatoria. Esto proporciona un mayor margen de tiempo de trabajo durante el cementado.

E) Pastas de prueba

Variolink® Try-In es una pasta de glicerina hidrosoluble, pigmentada de igual forma que los colores de Variolink® II. Mediante este gel de prueba se puede comprobar, antes de la cementación definitiva, el resultado estético final evitando así sorpresas desagradables por selección de color incorrectas.

F) Seguridad clínica

◆ **Seguridad gracias a materiales clínicamente probados:** En combinación con el sistema de adhesión esmalte-dentinario, Variolink® II representa un sistema estético de cementación probado clínicamente con éxito a nivel mundial.

◆ **Fiabilidad por la liberación de flúor:** Variolink® II se caracteriza por dos rellenos especiales que proporcionan liberación de flúor a largo plazo. En este caso, los márgenes que se consiguen están además protegidos de desmineralizaciones por dicha liberación.

◆ **Fiabilidad gracias a la radiopacidad:** Este hecho permite identificar fácilmente caries secundaria y excesos del material mediante rayos X.

2. Cementos de curado dual solamente: Los "kits" incluyen **base de curado dual y catalizador**. Típicamente están indicados solo para porcelana, inlays de resina, onlays y coronas.

Normalmente, están limitados en cuanto a colores. La razón para comprar uno de estos kits en lugar de usar una combinación foto-curado/curado dual, puede deberse a ser un material de elección para el profesional, solamente disponible en esta configuración, precio y viscosidad. Los kits de curado dual solamente, son sencillos y muy fáciles de usar.

3. Cementos de Auto-curado: El kit sólo incluye **materiales no foto-sensibles** y que polimerizan sólo por reacción química.

Tabla III. Cementos de resina (actualizados)

<p><u>Foto-Curado/Curado Dual</u></p> <ol style="list-style-type: none">1. Variolink[®] II (Vivadent)2. Insure/Insure Lite[®] (Cosmedent)3. Choice[®] (Bisco)4. Lute-It![®] (Jeneric/Pentron)5. Nexus[®] (Kerr)6. Calibra[®] (Dentsply/Caulk) <p><u>Sólo Curado Dual</u></p> <ol style="list-style-type: none">1. Compolute[®] (ESPE)2. Dual Cement[®] (Vivadent)3. Panavia F[®] (Kuraray)4. RelyX ARC[®] (3M)5. Permalute[®] (Ultradent)6. Cement-It! Universal[®] (Jeneric/Pentron) <p><u>Auto-Curado</u></p> <ol style="list-style-type: none">1. Panavia 21[®] (Kuraray)2. C & B Luting Composite[®] (Bisco)3. Flexi-Flow[®] (EDS)4. C & B Metabond[®] (Parkell)
--

Otros productos en esta categoría aparecen en la **tabla IV**.

Tabla IV. Otros ejemplos en esta categoría de productos

Foto-Curado/Curado Dual

1. Colorlogic Porcelain Venner Cement[®] (Ceramco)
2. Curay-Match[®] (Sci-Pharm)
3. Diamond Link[®] (DMR)
4. Durafill Flow[®] (Heraeus Kulzer)
5. Enforce W/ FL[®] (Dentsply/Caulk)
6. FLC Vision[®] (Mirage Dental Systems)
7. G-Cera[®] (GC America)
8. Heliolink[®] (Vivadent)
9. Indirect Porcelain System Bonding Kit[®] (3M)
10. Luminbond[®] (Vident)
11. Mirage FLC Plus[®] (Chameleon)
12. Optec Bonding System[®] (Jeneric/Pentron)
13. PVS Porcelain Bonding Kit[®] (Jelenko)
14. Resiment LC[®] (Septodont)
15. 2bond2[®] (Heraeus Kulzer)
16. Ultra-Bond[®] (Dent-Mat)
17. V-Bond[®] (Temrex)

Sólo Curado Dual

1. Dual Cure Luting Cement[®] (Dental Technologies)
2. Duo Cement[®] (Coltène-Whaledent)
3. Duo-Link[®] (Bisco)
4. Imperva Dual[®] (Shofu)
5. Permalute[®] (Ultradent)
6. Sono-Cem[®] (ESPE-America)
7. Twinlook[®] (Heraeus Kulzer)

Auto-Curado

1. MegaBond[®] (Bosworth)
2. Resilute Resin Cement[®] (Pulpdent)
3. Resiment/Resiment w/Fluoride[®] (Septodont)
4. Universal Post Cementation Kit[®] (Brasseler)

2.3. FOTOPOLIMERIZACIÓN DE RESINAS COMPUESTAS

2.3.1. Generalidades

2.3.1.1. Fundamentos de los sistemas de polimerización

Ciertos materiales logran su reacción de **endurecimiento (fraguado)** por una reacción de polimerización. Cuando esta **polimerización** se realiza por adición, requiere energía para activar la etapa de iniciación y así se podrá completar convenientemente la reacción en un lapso no muy prolongado (*Macchi, 2000*).

En la **fotoactivación**, esa energía se obtiene por medio de la absorción de una radiación por una sustancia apropiada. Ésta, así activada, produce el desdoblamiento de dobles enlaces de moléculas (**monómeros**) presentes en un material.

La tecnología del fotocurado se basa en la **fotoquímica**, es decir, en la producción de trabajo a través de la energía radiante para desencadenar una reacción química. Para que se produzca el fotocurado es necesario que la radiación lumínica sea absorbida por el material. Dicha **absorción** se produce en función de la **longitud de onda** de la radiación incidente y de las características de la estructura sobre la que incide. En las resinas compuestas o composites y en algunos otros materiales usados en odontología, es posible incorporar sustancias que, al absorber una radiación de una determinada longitud de onda, pueden desencadenar el trabajo de polimerización.

La **polimerización** se produce, por tanto, a través de una serie de reacciones químicas por las cuales se forma una macromolécula o **polímero** a partir de una gran cantidad de moléculas simples conocidas como **monómeros**. En otras palabras, gran cantidad de moléculas de bajo peso molecular, de una o más especies, reaccionan y forman una molécula grande de elevado peso molecular (*Phillips, 1993(a)*).

El proceso de polimerización se lleva a cabo en cuatro **periodos**: Inducción, propagación, terminación y transferencia de cadena.

Las **radiaciones electromagnéticas** pueden ser identificadas por su **longitud de onda**. Su **espectro** comienza en valores inferiores al nanómetro (milésima de micrómetro) con los rayos cósmicos y se extiende hasta valores superiores al metro o sus múltiplos como las ondas de radio o televisión. Entre ambos extremos se encuentra el espectro de la llamada **luz visible**, constituido por las radiaciones que el ser humano es capaz de reconocer con su sentido de la visión. Su rango está entre los **400 y 700 nm** aproximadamente, con las radiaciones que se perciben como violetas en el límite inferior y las rojas en el superior. Los restantes colores se ubican entre ellas (*Macchi, 2000*).

En el caso de materiales en los que la reacción de polimerización debe ser activada en la **cavidad bucal**, la radiación a emplear debe reunir ciertas características básicas. No debe tener una longitud de onda reducida, ya que éstas son incompatibles con la seguridad biológica que el trabajo requiere. En el otro extremo, las radiaciones de muy larga longitud de onda como las ondas de radio o televisión, si bien no producen daño significativo, no resultan aptas.

Todas estas consideraciones hacen que, para las condiciones a que se está haciendo referencia (activación directa en el medio bucal), la sustancia que sea incorporada a un material para ser activada, debe hacerlo absorbiendo radiaciones con longitudes de onda de aproximadamente entre **450 y 500 nm**, que corresponden fundamentalmente al **color azul**. La combinación dicetona-amina cumple con estas condiciones.

Los dispositivos a utilizar con dichos materiales fotocurables deben ser capaces, por tanto, de generar una radiación de esas características y evitar su combinación con otras más cortas o más largas que producirían efectos indeseables. Las unidades para la activación intrabucal de la polimerización, funcionan aportando una radiación que oscila en un valor medio de alrededor de **470 nm**. Por ello, también pueden denominarse **dispositivos de luz azul**.

2.3.1.2. El fenómeno de la fotoactivación

Como acabamos de decir, para conseguir la polimerización del composite, necesitamos una fuente de luz que tenga una longitud de onda entre 400-500 nm para activar el **fotoiniciador** (fotoactivación). Éste puede ser **canforoquinona (CQ)**, **1-fenil-1,2-propandiona (PPD)**, o una

combinación de ambos. La CQ se puede activar entre 450-500 nm (máxima sensibilidad a 468 nm) y la PPD entre 400-450 nm (sensibilidad preferente a 410 nm), (Keogh, 2001).

La luz que se aplica también requiere una **intensidad** que puede ser variable y su acción dependerá del **tiempo de exposición**, para conseguir que lleguen los fotones lo más profundo posible para que haya **fotoactivación**. Al incidir los fotones sobre el fotoiniciador, los grupos funcionales los absorben, entrando en un estado de excitación y “chocando” con las aminas presentes en el medio, originando un intercambio de electrones, que da lugar a la formación de un **radical libre**. Este radical libre energético busca establecer un enlace covalente con el monómero, formando un complejo monómero-radical que prosigue la reacción o **fase de propagación**. La reacción terminará mediante los mecanismos característicos de la **fase de terminación**.

Cabe señalar que todas estas reacciones son químicas y que continúan una vez apagada la luz. Por este motivo, debemos referirnos a este proceso como **fotoactivación**, en contraposición con el término “fotopolimerización” empleado hasta el momento.

La **pauta de fraguado** en los materiales activados por luz, depende del hecho de que la activación se produce primero en las capas superficiales del material, donde la intensidad lumínica es mayor. El **potencial de activación** se reduce exponencialmente en función de la distancia a la superficie del material.

Dado que se requiere cierto nivel de intensidad para producir la activación, de ello se deduce que los **materiales activados por la luz** tienen una **profundidad limitada de curado**. La elevada viscosidad de la pasta retrasa la difusión de los radicales libres activados desde las capas superficiales a las capas inferiores no activadas y, en consecuencia, el material que no se activa inicialmente puede tardar un tiempo considerable en polimerizar o puede no hacerlo nunca (MacCabe, 1988(c)).

Se trata de aportar, pues, suficientes fotones con la longitud de onda adecuada para que esta reacción química produzca un composite con las mejores propiedades físicas. Esto nos lleva a abordar el tema del grado de conversión o polimerización.

2.3.1.3. Grado de polimerización

El **grado de polimerización o conversión** hace referencia a cuánta polimerización (porcentaje de monómeros que se han convertido en polímeros) ocurre en el composite (*Keogh, 2001*).

Actualmente se consigue entre un **60-70 %** de conversión y se ha especulado que con más intensidad se consigue mayor conversión, es decir, una polimerización más completa, además con menor tiempo de exposición. Esto, realmente, no es así puesto que el grado de conversión no sólo depende de la calidad de la luz, sino del sistema de catalización. No es posible en la actualidad una conversión del 100 % con los composites directos. Parece ser que un grado de conversión del 100 % tampoco es posible empleando resinas de composite indirectas.

La mayor parte de los monómeros remanentes, que no participan directamente en la polimerización, quedan unidos mediante enlaces covalentes a la cadena de polímeros mientras que una pequeña cantidad de monómero permanece libre y puede salir de la restauración. El aumento de intensidad no permite una mayor conversión, ya que el composite se “cristaliza” y será imposible reaccionar con terminaciones activas de la cadena.

2.3.2. Factores que influyen en la polimerización

La calidad o el grado de fotopolimerización que podemos conseguir cuando utilizamos como material resinas compuestas, depende de tres **factores**:

A) Factores dependientes de una correcta técnica

- **Tiempo de fotoactivación**: El tiempo de exposición a la luz surge de la fórmula de **potencia (trabajo/tiempo)**. Si el tiempo es reducido no se genera suficiente trabajo (inadecuada polimerización) aun cuando la potencia sea elevada. Esto se traduce en que unidades con alta potencia en la salida de luz pueden producir más trabajo por unidad de tiempo y facilitar así el trabajo clínico. Contrariamente, unidades de baja potencia requerirán mayor tiempo de emisión (*Macchi, 2000*).

El **mínimo tiempo de curado** es de **40 segundos**. Los composites que polimerizan por luz halógena lo hacen durante y después de la activación de la luz. Estas dos reacciones de curado se han denominado reacción con luz y reacción oscura. La **reacción con luz** es la polimerización que tiene lugar cuando la luz está incidiendo y atravesando la resina. La **reacción oscura** es la polimerización que comienza inmediatamente después de que se apaga la luz. Esta reacción, por tanto, no depende de la presencia de la luz y continúa por lo menos durante 24 horas, incluso en total oscuridad (*Albers, 1988*).

Un **50 %** aproximadamente de la polimerización de la resina (medida por la dureza de superficie) tiene lugar durante la llamada reacción oscura, que comienza después de que ha cesado la irradiación de la luz halógena. Debe aplicarse la luz un mínimo de 40 s sobre la resina compuesta para que el curado que ocurre en la reacción oscura continúe hasta que se complete. El curado en exceso de los composites, aunque no es perjudicial, no mejora las propiedades del material. En todos los composites se alcanza la **máxima dureza en siete días**, aunque el 90 % de ésta ocurre durante las primeras 24 horas.

- **Distancia luz-material:** Debe ser **mínima**, evitando el contacto material-punta y manteniendo la fuente de luz a 90° con la superficie del composite. La luz emergente del dispositivo debe ser aplicada lo más cerca del material como sea posible, ya que al alejarse la fuente se incrementa la superficie irradiada. Como la potencia de salida es la misma, disminuye así la potencia por unidad de superficie y por consiguiente la calidad de polimerización obtenida.

- **Potencia (intensidad) de la luz emergente:** Si se reconoce que el fotocurado es la producción de trabajo (fuerza que desplaza su punto de aplicación, en este caso de desplazamiento de electrones en una reacción química) por medio de la energía radiante, se pueden deducir ciertos aspectos de importancia. Si T (trabajo) = F (fuerza) \times d (distancia), y su unidad el **joule o julio (J = Newton \times metro)**, puede sostenerse que para lograr la correcta polimerización de un material se hace necesaria una cierta cantidad de julios. Pero a su vez, ese trabajo debe ser realizado en un tiempo compatible con la situación clínica. Para ello hay que utilizar un dispositivo de suficiente **potencia** ($potencia = trabajo/unidad\ de\ tiempo$), y su unidad **watt o vatio, W = J/s** y esta potencia debe estar disponible en la superficie del material a polimerizar. En definitiva, se necesita una **unidad de polimerización (unidad de luz o lámpara)** que permita obtener suficiente potencia por unidad de superficie para generar la

cantidad de trabajo de polimerización necesaria para que el material alcance sus propiedades finales convenientemente en un lapso razonable en una situación clínica (Macchi, 2000).

Se considera que la **potencia mínima** requerida para desencadenar la fotopolimerización de un modo adecuado, oscila alrededor de los **300-350 mW/cm²**. La capacidad de una unidad de polimerización determinada para alcanzar esta condición puede ser evaluada con dispositivos medidores denominados **radiómetros**. Éstos permiten hacer llegar la luz que emana de la unidad a una “ventana” y leer en un indicador la potencia que se genera por unidad de superficie.

Es también importante que la potencia de trabajo sea alcanzada con la **radiación de longitud de onda apropiada** (alrededor de **470 nm**). Si la potencia es elevada, pero en función de la ausencia de filtros que impidan que lleguen a la zona de trabajo radiaciones de mayor longitud de onda (cercasas al rojo), el material podría completar adecuadamente su polimerización aunque a expensas de generación de calor en tejidos vitales como la pulpa dentaria. Este requisito puede ser evaluado midiendo la potencia generada por eventuales radiaciones superiores a alrededor de 500 nm que lleguen a la zona de trabajo. El radiómetro que registra la potencia generada en esas condiciones se conoce como **radiómetro térmico** para diferenciarlo del **radiómetro de curado** que registra la potencia obtenida con radiaciones en el orden de los 470 nm.

- **Espesor del material**: A medida que la luz penetra en la masa de material es absorbida y pierde capacidad de hacer polimerizar a las zonas profundas.

- **Otros**: Polimerización a través de la estructura dentaria, reflexión de la luz del área periférica (luz ambiente, iluminación del equipo, incandescente, fluorescente), temperatura y humedad ambiental, etc...

B) Factores dependientes del material

- **Composición**: La composición de la matriz de resina, la concentración del inhibidor, la cantidad de acelerador activado por luz, la composición y forma del relleno, así como los índices refractarios del relleno y la resina, van a influir en la polimerización.

La dispersión de la luz está relacionada con las partículas de relleno, su tamaño y su peso o carga. Los **composites de microrrelleno** presentan mayor dificultad de polimerización, ya que sus micropartículas dispersan la luz incidente de manera muy eficaz (*O'Brien, 1997*). En general, cuanto mayor **carga de relleno inorgánico** tiene un composite, más fácilmente se polimeriza. Esto se debe a que las resinas absorben más luz que los rellenos inorgánicos. Muchos de éstos son vidrios que ayudan a transmitir la luz a través del material.

Además, la diferencia entre el índice de refracción de la resina y el del relleno controla la cantidad de luz perdida por refracción. La penetración de la luz en un composite va a depender de la absorción por parte de la matriz, ya que ésta va a ser la que consume esa energía que aporta la luz.

- **Color de la resina:** Los tonos más oscuros de composite requieren más tiempo de polimerización y experimentan un fraguado menos profundo que los tonos más claros, debido a que el pigmento absorbe la luz (*Albers, 1988*).

- **Otros:** Temperatura, cantidad de acelerador activado por luz.

C) Factores dependientes de la lámpara de polimerización

- **Extremo de la lámpara:** Debe evitarse la acumulación en el extremo de pequeñas cantidades de composite adheridas, que disminuirían de forma importante la intensidad de polimerización. La punta o terminal debe estar, pues, libre de cualquier contaminante. La luz emergente de la punta tiene que ser uniforme en toda su superficie. De este modo se manifestará una adecuada densidad lumínica (*Macchi, 2000*).

- **Haces de fibra óptica:** Las fibras ópticas de los haces son muy frágiles y pueden romperse con el uso. La integridad del sistema óptico de conducción es indispensable para el logro de una adecuada intensidad lumínica.

- **Filtros:** Las lámparas llevan un filtro, situado entre la bombilla y el terminal, que selecciona la longitud de onda apropiada para activar al fotoiniciador. Debe tenerse muy en cuenta que son los responsables de transmitir el **color azul** con mínima generación de calor. Sus alteraciones pueden producir una disminución de la potencia o la emisión de radiaciones no deseables.

2.3.3. Lámparas de polimerización

2.3.3.1. Elementos y características

A) Elementos principales

- **Bombilla, bulbo o lámpara propiamente dicha:** Consta de un **bulbo halógeno** y un **reflector**. Hay de distinta potencia de acuerdo con las características de los diferentes equipos (50, 75, 100, 150 W). Algunas unidades utilizan bombillas propias, que por lo general son más pequeñas y de mayor potencia que las convencionales (*Macchi, 2000*).

Las lámparas que se usan hoy en día utilizan **bombillas halógenas de tungsteno** como fuente de la energía de polimerización. Una lámpara halógena de cuarzo puede proporcionar una intensidad de luz constante durante un tiempo prolongado, o lo que es lo mismo, mantener una vida eficaz. Sin embargo, la intensidad de salida puede disminuir gradualmente a partir de un cierto tiempo, y variar incluso desde su origen siendo de la misma marca. Si la fuente de intensidad disminuye hasta 233 mW/cm^2 , se recomienda cambiar de bombilla. Ésta debe revisarse en el momento en que se advierta una caída en la intensidad (*Villacastín, 1998*).

- **Filtros:** Todas las lámparas deben tener filtros para el rango del color azul (absorción de todas las longitudes de onda del espectro, excepto la correspondiente a la del azul) y que absorban toda otra longitud de onda no deseada (*Macchi, 2000*).

La mayoría de las lámparas llevan un filtro que selecciona la longitud de onda apropiada. Por lo general están situados entre la bombilla y la guía de luz para limitar la radiación de salida (*Villacastín, 1998*).

• **Sistema de conducción de la luz (Guía de luz-Terminal):** La energía de radiación de las lámparas es transmitida al punto de aplicación de la cavidad oral a través de una **guía de luz**, que puede ser flexible (manguera) o rígida (varilla). En general, las guías están disponibles en tres variedades:

- Cable de fibra óptica flexible y una varilla en la pieza de mano.
- **Una única conexión de la varilla y pistola o pieza de mano.**
- Líquido en un tubo flexible y una varilla en la pieza de mano.

Las unidades más antiguas usan fibras flexibles, las cuales acaban rompiéndose con el tiempo, perdiéndose la posibilidad de conducir luz y así de disponer de potencia para la polimerización.

En la selección de una fuente de luz para la polimerización del material, el área de la punta o extremo de la guía, es decir, el **área de la boquilla o terminal** es importante. Los fabricantes han puesto en el mercado una gran variedad de diámetros de los terminales, permitiendo al operador flexibilidad durante diferentes situaciones donde la luz es requerida.

Muchas unidades de polimerización ofrecen en estos momentos una amplia variedad de terminales, con diferentes **diámetros y angulaciones**. Normalmente las boquillas o guías de luz disponibles son:

- 2 mm de diámetro, curvada: Para la polimerización de capas en posteriores.
- 3 mm de diámetro: Para la polimerización de capas posteriores.
- 3 mm de diámetro: Transiluminadora.
- 6 mm de diámetro: Para la polimerización de restauraciones anteriores y posteriores.
- 8 mm de diámetro: Boquilla estándar.
- **Punta Turbo + aceleradora:** Para polimerizar restauraciones profundas u opacas y para cementar restauraciones indirectas (facetas, incrustaciones, coronas).
- 11 mm de diámetro: Para la polimerización en general.
- 13 mm de diámetro, recta: Para la cementación de facetas y brackets de ortodoncia.

Tres tipos de terminales serían suficientes para la mayoría de los procedimientos: Uno de **2-3 mm**, útil para restauraciones indirectas tales como facetas, incrustaciones (inlays, onlays) y coronas. Uno de **8 mm** para las restauraciones de rutina en anteriores y premolares. Finalmente, uno de **13 mm curvado**, necesario para facetas, selladores de fisuras y grandes restauraciones posteriores (*Reality, 2000(b)*).

Sin embargo, algunos terminales anchos no transmiten completamente la potencia o intensidad de la luz. A este respecto, la norma general es la siguiente: **Si el diámetro de la varilla o guía de luz es mayor que el de la apertura de la pistola, entonces el terminal probablemente no transmita la potencia máxima.** Por ejemplo, si el diámetro del extremo de la varilla que se inserta en la pistola es 8 mm, pero el diámetro del extremo que emite luz sobre el diente es 13 mm, entonces la potencia de la luz a través del terminal de 13 mm será menor que si se hubiera usado el de 8 mm.

Por tanto, las guías de luz de **mayor diámetro en su punta**, pueden utilizarse solamente con lámparas de alta potencia para que la polimerización esté garantizada tanto en el ancho como en la profundidad del material irradiado (*Macchi, 2000*).

B) Elementos secundarios

- **Accesibilidad de control:** Localización de los controles para su fácil manejo (*Villacastín, 1998*).

- **Puesta en funcionamiento:** Suele encontrarse un interruptor o botón de control en la pieza de mano. Accionándolo pondremos en marcha la salida de la luz por el terminal óptico.

- **Temporizador y señales acústicas:** El temporizador controla los intervalos de tiempo de radiación luminosa. Las señales acústicas nos indicarán la puesta en marcha, el intervalo de tiempo de trabajo y el apagado.

Un temporizador o regulador de tiempo, pues, brinda la posibilidad de controlar el tiempo de exposición para adecuarlo a lo requerido para cada situación y/o material. En general se prefieren aquellas lámparas que emiten una señal audible para cada período seleccionado.

Algunas unidades tienen tiempos programados de 10, 20, 30, 40 segundos y encendido con emisión continua.

- **Cordón de transmisión de la luz:** Va a transmitir la energía desde la base de la lámpara hasta la pieza de mano. Es importante su longitud, así como su ausencia en las lámparas sin cable, que llevarán una batería para su funcionamiento.

- **Sistema de refrigeración:** Debe disipar el calor emitido por la bombilla, para protegerla y prevenir el sobrecalentamiento de la caja, con el menor ruido posible. Por tanto, es necesario un **ventilador**, preferentemente ubicado cercano al bulbo generador de luz.

- **Radiómetro incorporado:** Es un elemento útil, ya que de manera rápida y sencilla permite una evaluación continua de la potencia de salida del haz lumínico. Pueden ser:

- a) **Cuantitativos**, marcan el valor numérico de la potencia alcanzada.

- b) **Cualitativos**, indican la normalidad de la potencia del haz emitido por medio de una pequeña luz (LED) que se ilumina, o bien al alcanzar cierto color de una escala cromática (*Macchi, 2000*).

- **Regulador de voltaje:** Influye generalmente sobre la intensidad de la mayoría de las lámparas halógenas. Es difícil mantener constante el voltaje, ya que es ligeramente menor cuanto mayor es la distancia al transformador más cercano (*Villacastín, 1998*).

Para paliar estos problemas muchas unidades llevan incorporados reguladores de voltaje, que serán de suma importancia para aquellos profesionales que trabajen en zonas con fluctuaciones de voltaje.

- **Pantalla de protección ocular:** Algunas lámparas vienen con diferentes tipos de pantallas protectoras que se adaptan o ajustan a la guía de luz o varilla. Pretenden proteger los ojos del operador del haz de luz. Sin embargo la mayoría de ellas son muy voluminosas y difíciles de cambiar de un terminal a otro. Además, pueden dificultar la correcta ubicación del terminal sobre los segundos molares y no protegen cuando hay que polimerizar las superficies

linguales de los dientes anteriores. Por ello, es recomendable el uso de pantallas protectoras manuales (*Reality, 2000(b)*).

♦ Las **características** de las lámparas fotopolimerizadoras de resina consideradas esenciales son (*CRA Newsletter, 1998(c)*):

• **Gran intensidad o potencia de salida:** Para polimerizar de manera adecuada el cemento de resina a través de restauraciones indirectas (facetas, incrustaciones, coronas) se aconseja utilizar una **intensidad $\geq 400 \text{ mW/cm}^2$** .

• **Terminal o punta activa ancha:** Para conseguir una superficie de polimerización amplia. Actualmente la tendencia es usar puntas de **más de 10 mm**, vendidas como lo normal en una lámpara nueva. Las puntas menores de 10 mm tienen aplicaciones limitadas (*Villacastín, 1998*).

• **Radiómetro incorporado:** Para comprobar la intensidad lumínica antes de cada uso (*CRA Newsletter, 1998(c)*).

La introducción de **lámparas de alta intensidad** para la polimerización de resinas ha originado la necesidad de un nuevo y más amplio radiómetro. Los radiómetros utilizados hasta ahora con las lámparas halógenas no miden la intensidad hasta $>2000 \text{ mW/cm}^2$, muy común en las nuevas lámparas. Actualmente, **Spring Light Meter 3K** es el único radiómetro dental manual capaz de medir la intensidad de todas las lámparas actuales, ya que posee una pantalla con **dos escalas** para medir la energía de lámparas de alta y baja intensidad, incluyendo halógenas ($0\text{-}1000 \text{ mW/cm}^2$) y lámparas de arco de plasma y láser ($0\text{-}3000 \text{ mW/cm}^2$). Resulta, pues, necesario para aquellos clínicos que tengan lámparas de láser o de arco de plasma sin radiómetros incorporados. A menudo incluso resulta más rápido de usar que los radiómetros incorporados en algunas lámparas polimerizadoras (*CRA Newsletter, 2000(d)*).

• **Encendido continuo:** Sin necesidad de apagar para enfriar, que permita un tiempo de polimerización indefinido. Las lámparas que se calientan y apagan son inaceptables, porque los procedimientos restauradores pueden requerir hasta 12 min seguidos de polimerización, como ocurre con las facetas (*Villacastín, 1998*).

- **Cronómetro conveniente:** Ofreciendo varias elecciones a través de un amplio campo (*CRA Newsletter, 1998(c)*).

- **Características convenientes de uso:** Tamaño pequeño, ligera y mango que se pueda fijar para facilitar su transporte.

- **Coste razonable.**

2.3.3.2. Tipos

Existen tres tipos básicos de lámparas (*Villacastín, 1998*):

- **Lámpara tradicional de manguera:** Tiene la salida de luz y el filtro en una unidad diseñada para descansar en una superficie lisa en la habitación o en alguna parte de la unidad dental, con un tubo largo y flexible, el cual puede ser una fibra óptica u otro modelo de transmisión de luz. Algunas de estas lámparas se activan desde el extremo final de la manguera, de manera que el operador no ha de desplazarse para ponerla en marcha o apagarla.

Por lo general, presentan puntas de diámetro pequeño. Otra **desventaja** que presenta es que en este sistema los haces de fibra óptica pueden romperse con el tiempo, disminuyendo su eficacia clínica.

Las **ventajas** de estas lámparas son principalmente su mayor economía y que los elementos funcionantes, incluido el ventilador, quedan fuera del campo de trabajo.

- **Lámpara de pistola:** La lámpara, el filtro y el ventilador se encuentran en el cuerpo de la pistola y la luz se transmite a través de una fibra óptica rígida de cuarzo o de vidrio. La pistola está unida por un cordón a un soporte (base) de mesa o de pared que contiene el transformador.

La **base** es la parte que incluye la electrónica que hace funcionar la lámpara. Normalmente (pero no siempre) contiene el temporizador, algún tipo de agarrador para la pistola y el interruptor para el encendido y apagado. El temporizador debería ser fácilmente visible y accesible para cambiar el tiempo de exposición. A su vez, el agarrador debería mantener la pistola en una posición estable (*Reality, 2000(b)*).

La **pistola** es la parte que aloja la bombilla, el ventilador, el gatillo y el “portal” para las boquillas o terminales. Una pistola debería ser fácilmente sostenible. En general, la mayoría no son excesivamente pesadas. Muchas pistolas se calientan demasiado cuando son activadas durante más de uno o dos minutos. Para intentar compensar esta generación de calor, las lámparas más modernas tienen ventiladores muy potentes (a veces bastante ruidosos). Algunas incluso se apagan después de un cierto periodo de tiempo para permitir la refrigeración.

Las **ventajas** son principalmente que se activan desde la misma pistola. Son de menor tamaño, más manejables y fácilmente transportables. La posibilidad de deterioro de las fibras ópticas es muy baja, ya que suelen ser rígidas (*Villacastín, 1998*).

Una de las principales **desventajas** radica en la instalación del ventilador en la propia pistola, que puede producir un ruido molesto y es posible que no tenga suficiente capacidad para mantener el sistema refrigerado por espacios largos de tiempo, produciendo un excesivo calentamiento de la pieza.

- **Unidades de pieza de mano:** Consiste en un aditamento para piezas de mano de fibra óptica. En estos aditamentos el extremo es de diámetro semejante o incluso menor que el de las mangueras.

Estas unidades van a generar gran cantidad de calor en el diente, sobre todo porque la mayoría no llevan filtros de luz incorporados.

Sus **ventajas** son principalmente la economía cuando ya se posee una pieza de mano de fibra óptica, pues sólo ha de añadirse el aditamento. Son pequeñas y no necesitan instalación especial en el entorno del gabinete dental.

Las principales **desventajas** de este sistema son el excesivo calor que puede producir, que generalmente tienen un extremo de diámetro más pequeño y que la fuente de luz es menos intensa. Además los cordones de fibra óptica pueden sufrir un deterioro con el tiempo.

2.3.3.3. Clasificación

A) Lámparas halógenas convencionales

La lámpara halógena convencional se mantiene como “**lámpara tipo**”, pues los fabricantes de composites los han diseñado en función de éstas. El tiempo de fotopolimerización de un composite viene dado, por tanto, en función de las características de las lámparas halógenas convencionales (Galán, 2000).

Dichas características son las siguientes (**figura 5**):

- **Longitud de onda:** Representa el color de la luz, es decir, la clase de luz que aplicamos. Viene dada en nanómetros (nm).
- **Densidad de la iluminación:** Representa la intensidad lumínica que se ejerce en una superficie dada, es decir, potencia/superficie. Viene dada en mW/cm^2 .

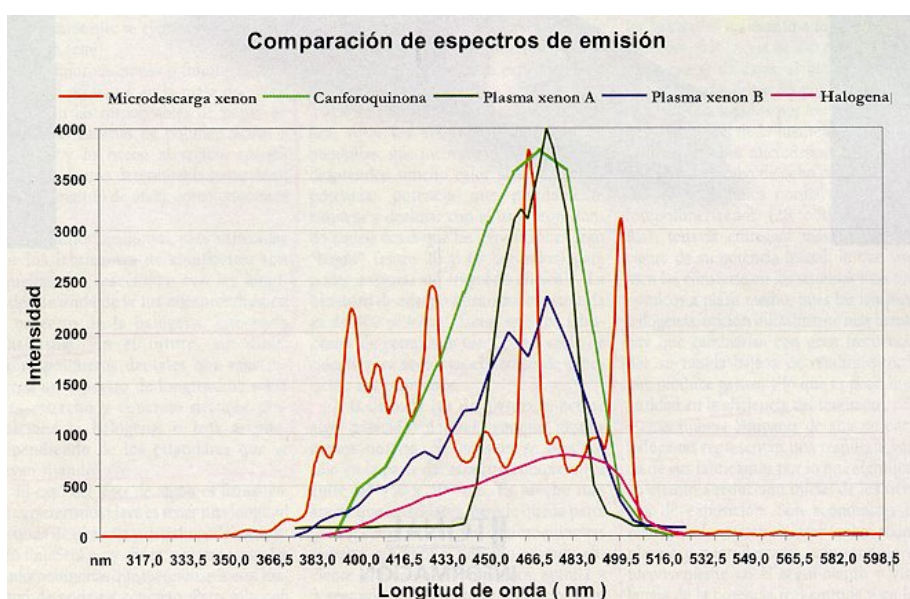


Figura 5. Longitud de onda y densidad de la iluminación

Las **canforoquinonas o fotoiniciadores** que están presentes en la masa del composite son las responsables de poner en marcha las cadenas de polimerización o fraguado y lo hacen al recibir energía luminosa de una determinada naturaleza, color o longitud de onda. Las canforoquinonas más utilizadas por los fabricantes de composites son aquellas que reaccionan con las longitudes de onda de la luz comprendida en el espectro de la halógena, que es la más usual.

La **luz normal** incluye todas las longitudes de onda de los colores visibles más las correspondientes a la parte invisible del espectro (ultravioleta e infrarrojo). Por ello, cualquier compuesto fotopolimerizable, a la larga, acaba por fraguar al exponerlo a la mera luz normal.

La **luz halógena** es mucho más específica, entre los **400 y 550 nm**, pero las bombillas, que incorporan óptica propia, desprenden mucho calor al aumentar la potencia, que rápidamente empieza a declinar con el uso, propiciando ambas cosas que las exposiciones sean “largas” (entre 20 y 60 segundos) para poder asegurar un fraguado eficiente. La densidad de energía normalmente emitida es de 400 mW/cm^2 , factor que los fabricantes de composite usan como regla de cálculo para aconsejar el tiempo de exposición del composite.

Las lámparas halógenas utilizan un **filamento de tungsteno** dentro de una **bombilla** rellena de **gas cloro**. Dichas lámparas emiten de forma continua luz blanca que se filtra para pasar solamente las **ondas azules** necesarias para fotoactivar las resinas compuestas.

Algunas **marcas comerciales** actualmente en el mercado son (*CRA Newsletter, 1999(a); Reality, 2002(b)*):

- **Con cable:** Heliolux[®] DLX y Astralis[®] 5 (Ivoclar-Vivadent), Coltolux[®] 3 y 4 (Coltène-Whaledent), Curing Light[®] 2500 y XL3000 (3M Dental), Hilux[®] 250 (First Medica), VCL[®] 300, QHL75[®] y Spectrum[®] 800 (Dentsply / Caulk), Translux[®] CL y EC S (Heraeus Kulzer), Acta[®] (Satelec), Apollo[®] CP, CS y S (Lares Research), Executor[®] y Poly-Lite[®] 1000 (Pro-Den), Fiber-Lite[®] 176 (Dolan-Jenner), Jelite[®] 1000 y 2000 (J. Morita USA), Maratón Two[®] (Den-Mat), Megalux[®] CS (Megadenta), Optilux[®] 360 y 400 (Demetron / Kerr).

- **Sin cable:** ProLite[®] (Dentsply / Caulk), Arcus[®] 1 & 2 (Litema Dental).

B) Lámparas de láser de argón

La característica clave del láser de argón es tener una **longitud de onda** de una sola y determinada medida: **476 nm**. Será muy eficaz, por tanto, con las canforoquinonas que reaccionan a esta longitud de onda en concreto. Pero sólo con éstas, no con todas las demás. Habría, por consiguiente, un número muy grande de composites que no reaccionarían en absoluto a la luz láser si la gama de canforoquinonas utilizada fuera estrecha. No es así, ya que éstas, como se ha dicho, suelen estar presentes en todo el espectro de la halógena y la reacción en cadena tiene lugar, aunque, según los casos, no será todo lo eficiente que se desearía (*Galán, 2000*).

Los láseres de argón emiten una **luz azul-verde** en unas pocas ondas discretas, las cuales están bien igualadas para la mayoría de los iniciadores de resinas. Los tubos de los láseres de argón requieren unas fuentes grandes de energía y un enfriamiento prolongado, lo cual se almacena dentro de una mayor base. Se envía la luz a la pieza de mano a través de una guía fina de fibra óptica flexible (*CRA Newsletter, 2000(c)*).

Algunas **marcas comerciales** actualmente en el mercado son: AccuCure[®] 3000 (LaserMed), Britesmile[®] (ILT), Arago[®] (Premier Laser Systems) (*CRA Newsletter, 1999(a)*).

C) Lámparas de arco de plasma

A la llamada **luz de plasma** le ocurre algo parecido al láser, aunque mucho menos notorio. Su emisión se produce sólo en la parte del espectro comprendida entre los **450 y 500 nm**. Es mucho más ancha que la del láser, pero le queda parte del espectro en que las canforoquinonas trabajan sin cubrir, por ello es muy eficiente con muchos composites, entre 1 y 3 segundos de tiempo de fraguado, pero falla con algunos. De momento, son los menos, si olvidamos un buen número de adhesivos (*Galán, 2000*).

El arco de plasma utiliza un **arco eléctrico** (sólo 1 mm de largo) entre dos electrodos en una lámpara rellena de **gas xenon** a presión (plasma) para generar un haz muy enfocado de luz blanca intensa (*Reality, 2002(b)*). Las lámparas de arco de plasma se almacenan en **unidades de base** en vez de dentro de “pistolas” por el alto voltaje que utilizan y el alto calor generado. La

guía de luz resulta relativamente rígida por el **gel** que contiene en vez de la fibra de vidrio utilizada por los láseres y algunas lámparas halógenas sin el diseño de “pistola”. Al igual que ocurre con las lámparas halógenas, la luz blanca emitida se filtra para dejar pasar solamente **luz azul** (*CRA Newsletter, 2000(c)*).

Algunas **marcas comerciales** actualmente en el mercado son: Apollo[®] 95 E y Elite (DMD), Arc Light[®] I y II M (Air Techniques), PAC[®] LC120 Lightning Cure (ADT), Virtuoso[®] y PowerPac[®] (Den-Mat), Wavelight[®] (New Wave Dental) (*CRA, 1999(a)*; *CRA, 2000(b)*).

D) Lámparas de microdescarga de xenon

Tienen la ventaja de entregar la mayor densidad energética (**1600 mW/cm²**) con poco calor, utilizando todo el espectro de las halógenas en cuanto a fotoiniciadores se refiere, por lo que su uso es tan universal como el de éstas, si bien facilitando una reducción de un 75 % de los tiempos aconsejados por los fabricantes (*Galán, 2000*).

La **duración de la fuente de energía** de estas lámparas es notable, tanto que al cabo de ocho o diez años de uso en una clínica normal como único fotopolimerizador (28 obturaciones al día), todavía entregará más del 90 % de su potencia inicial, lo que también las convierte en los **sistemas más económicos a plazo medio**, pues las lámparas halógenas, opción inicialmente más barata, hay que cambiarlas con gran frecuencia por su rápida bajada de rendimiento, lo que produce gastos, y lo que es peor, inseguridad en la eficacia del curado.

Una de las **marcas comerciales** que actualmente podemos encontrar en el mercado es la lámpara Aurys[®] (UEDA).

E) Lámparas halógenas de alta potencia

Las nuevas lámparas de alta potencia halógenas representan una respuesta válida de sus fabricantes en cuanto a la **reducción inicial de los tiempos de exposición**. Son **económicas** en relación a los sistemas láser (sobre todo), plasma y microdescarga, centrándose su inconveniente en el seguimiento y vigilancia de la potencia real emitida y en los costos de sustitución de las lámparas.

Estas **lámparas rápidas halógenas** emiten luz con una potencia significativamente más intensa que las otras lámparas halógenas actuales. Esto se consigue utilizando lámparas de **mayor emisión** y/o **puntas Turbo**, las cuales enfocan la luz y la concentran sobre una zona más pequeña (*CRA Newsletter, 2000(c)*).

Algunas **marcas comerciales** actualmente en el mercado son: Elipar[®] HighLight y Trilight (ESPE), Kreativ Kuring Light[®] I y II (Welch Allyn), Spectrum[®] 800 (Dentsply / Caulk), VIP[®] (Bisco), Astralis[®] 7 y 10 (Ivoclar-Vivadent), Hilux[®] 250 TA y Lunar[®] TA (First Medica), BlueLight Pro[®] (Mectron)), Optilux[®] 501 (Demetron / Kerr), Virtuoso Phase II[®] (*CRA Newsletter, 1999(a); CRA Newsletter, 2000(c), CRA Newsletter, 2001(b)*).

1. Descripción de la lámpara Optilux[®] 501 (Demetron – Kerr)

La Optilux[®] 501 es una unidad de polimerización de luz visible diseñada para que los profesionales de odontoestomatología puedan polimerizar materiales por luz. La bombilla halógena es de 12 V / 80 W. Viene con dos guías de luz de fibra óptica curvadas, la nueva Turbo + estándar de 8 mm y una accesorio de 11 mm.

2. Características ergonómicas

Se han incorporado en la Optilux 501 muchas características ergonómicas que se definen a continuación (*Manual de instrucciones, Demetron/Kerr*):

- **Asa para transportar:** La parte posterior y superior de la unidad se ha diseñado para que sirva de asa para transportar. La unidad está debidamente equilibrada y cuando la pistola de polimerización está en su posición, se puede transportar la unidad fácilmente.
- **Ranuras de ventilación:** Las ranuras de la unidad están escondidas en la parte superior e inferior para evitar que los líquidos puedan penetrar.

- **Soporte de la pistola de polimerización:** El soporte se ha diseñado para sujetar la pistola y evitar que se descuelgue accidentalmente cuando se transporta la unidad. Además, el material del soporte es duradero y a prueba de impacto.
- **Colocación de la pistola de polimerización:** Se puede colgar la pistola de polimerización en el soporte hacia ambas direcciones para usuarios diestros o zurdos, sin que afecte a su estabilidad.
- **Fácil de agarrar:** Cuando la pistola de polimerización está en el soporte, el cuerpo en sí estará en dirección opuesta a la superficie frontal de la unidad de control. Esto permite que la mano enguantada del usuario pueda deslizarse cómodamente y agarrarla.
- **Teclado:** Las teclas resaltadas del teclado permiten sentir cuando éstas se pulsan. Además se obtendrá confirmación visual y auditiva de su selección.
- **Superficies lisas:** Las superficies de la Optilux son lisas para su fácil limpieza.

3. **Funcionamiento** (*Manual de instrucciones, Demetron/Kerr; Reality, 2002(b)*)

- **Encendido:** Colocar el interruptor principal en la posición de encendido “**On**” (**I**) y permitir que transcurran 5 segundos para que se active el sistema de control antes de usar la lámpara. Siempre se deberá verificar que el interruptor principal esté en la posición de apagado “**Off**” (**O**) al final del día.
- **Cronómetro de tiempo transcurrido:** Después de encender la unidad inicialmente, la lectura en pantalla durante los primeros 5 segundos será **E 0**, que indica el tiempo transcurrido. El cronómetro acumulará el tiempo de uso en incrementos de una hora hasta presentar una lectura en pantalla de **E 99** ó 99 horas. Después de 5 segundos, la unidad pasará al ciclo de polimerización continuo y presentará las letras **CCC** en pantalla. La lámpara ahora está lista para polimerizar.
- **Ciclos de polimerización** (Ver apartado 4).

- **Características del teclado:** Cuando se pulsa cualquiera de las teclas, el indicador luminoso azul se encenderá y la unidad emitirá un tono para confirmar la selección.
- **Ventilador de enfriamiento:** Al pulsar el gatillo se activará también el ventilador de enfriamiento de la unidad. El ventilador funcionará durante el ciclo de polimerización y también durante un periodo breve una vez que la lámpara se apague. La duración del ciclo de polimerización automáticamente determinará la duración del ciclo del ventilador. El ventilador debe completar el ciclo de enfriamiento antes de colocar el interruptor de la unidad de control en la posición de apagado.
- **Selección del tono:** La unidad cuenta con cuatro diferentes funciones de tono (Beep).
- **Volumen del tono:** La unidad cuenta con dos opciones para el volumen del tono.
- **Radiómetro:** El radiómetro de polimerización incorporado permite al usuario evaluar el funcionamiento de la unidad de polimerización. Debe utilizarse únicamente en el modo continuo. La abertura se encuentra encima de la pantalla luminosa. Para alinear la guía de luz de fibra óptica con la abertura, existe una serie de escalones circulares moldeados. La pantalla pasará automáticamente al modo de radiómetro cuando la guía de luz ilumine la abertura. El radiómetro medirá con precisión la energía útil de polimerización (rango de longitud de onda 400-510 nm en unidades de polimerización) de 100 mW/cm² a 1999 mW/cm².

4. Modos de curado o ciclos de polimerización (figura 6)

- **Continuo:** Después de encender la unidad, el dispositivo pasará automáticamente al modo de curado continuo y el indicador azul luminoso se encenderá junto a C (ciclo de polimerización continuo) en el teclado. La unidad presentará CCC en la pantalla. Cuando el ventilador termina o se inicia una nueva polimerización, el cronómetro se restablecerá automáticamente. La **intensidad** con la punta Turbo + es **superior a 850 mW/ cm²** y emite un tono audible cada 10 segundos.

- **Convencional:** Hay cuatro modos o ciclos estándar de polimerización. Las teclas están identificadas con los números **10, 20, 30 y 40**. Cada una de ellas selecciona un modo de curado medido en segundos. Al pulsar una de estas teclas se cambia la presentación en pantalla para indicar el ciclo de polimerización que se seleccionó. Al concluir éste, la presentación en pantalla se congelará en el tiempo máximo. Se puede hacer concluir el modo estándar en cualquier momento pulsando el gatillo por segunda vez. La presentación en pantalla se restablecerá automáticamente cuando el ventilador de enfriamiento se apague o cuando se inicie un nuevo ciclo de polimerización. La **intensidad** luminosa con la punta Turbo + es mayor de **850 mW/cm²**.
- **Ramp:** Cuando se pulsa la tecla con la letra **R**, se selecciona el modo de curado Ramp de **20 s**. Inicialmente, la presentación en pantalla mostrará 10. Al final del ciclo, la presentación en pantalla se congelará a 20 s y la lámpara se apagará. El ciclo puede interrumpirse pulsando el gatillo por segunda vez.
- **Boost:** Se selecciona dicho modo de curado cuando se pulsa la tecla con la letra **B**, con una duración de 10 s. Al pulsar el gatillo se activa la lámpara de polimerización. El contador iniciará el conteo ascendente de 0 a 10 s. Al final del ciclo, la presentación en pantalla se congelará a 10 s. y la lámpara se apagará. Dicho ciclo puede interrumpirse pulsando el gatillo por segunda vez.
- **Bleach:** Se selecciona al pulsar la tecla con la palabra **Bleach**. Permite al usuario utilizar la unidad con materiales para blanqueamiento dental, con un sonido audible incorporado en intervalos de 10 s.

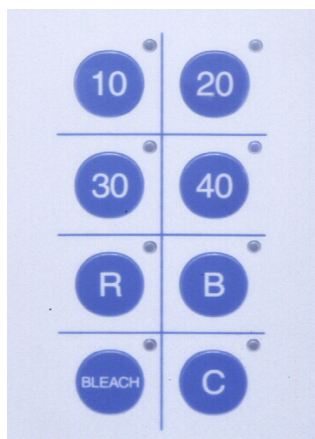


Figura 6. Optilux[®] 501: Panel con los modos de curado

5. Ventajas (CRA Newsletter, 2000(c))

- La punta Turbo + disminuye el tiempo de curado con respecto a las lámparas halógenas convencionales en un 25-50 %.
- Seis nuevas características en el modelo 501:
 - 4 modos de curado: Convencional, Boost, Ramp, Bleach.
 - 2 puntas (Turbo + de 8 mm y otra de 11 mm), incluidas en la compra.
 - Radiómetro digital incorporado, que mide 4 dígitos.
 - La bombilla alcanza el máximo de potencia más rápido.
 - El contador muestra el tiempo transcurrido en todos los modos.
 - El nuevo filtro reduce calor en tejido blando y duro.
- Catorce características conservadas del modelo 500.

6. Inconvenientes

- Más lentas que las lámparas de arco de plasma.
- Deben usarse las puntas de 8 mm Turbo + o la original para lograr los esperados tiempos de curado más rápidos.

- Los tiempos de curado se reducen por el uso de las puntas anteriormente citadas, no por cambios en el diseño de la propia lámpara.
- El coste es mayor en comparación con otras lámparas halógenas.
- Pausa de 1 segundo tras activar el gatillo antes de la radiación luminosa (pero esto ha sido reducido recientemente a 1/2 s.
- Ventilador ruidoso.

F) Lámparas de diodo

La última generación de lámparas se basa en la nueva y revolucionaria tecnología de emisión lumínica por diodos o “**Light Emitting Diode**” (**LED**). Los diodos son **semiconductores** que emiten luz en un espectro determinado, en función del material del que están compuestos. Dicha luz se emite vía átomos excitados con electricidad. La combinación de diferentes números y/o tipos de diodos, hace que los resultados de las lámparas difieran (*CRA Newsletter, 2001(a)*).

Las lámparas polimerizadoras de resina mediante Diodos Emisores de Luz (DEL), son **aparatos de bajo voltaje** en estado sólido, debiéndose utilizar múltiples diodos para conseguir suficiente intensidad. Cada diodo tiene **3 mW/cm²** aproximadamente, pareciéndose la intensidad total a la de las lámparas convencionales, pero con estas **ventajas** (*CRA Newsletter, 2001(c)*):

- No llevan bombillas, filtros, cables, ni ventilador.
- No producen calor.
- Pequeño tamaño.
- Muy resistentes.

Algunas **marcas comerciales** actualmente en el mercado son: LUXoMAX[®], Elipar[®] Freelight, CoolBlue[®] etc. La casa comercial **GC** ha sacado al mercado la **lámpara e-Light[®]**, con las siguientes características (*Dental Products Report, 2001*):

- **Tecnología LED:** El avance se debe a la nueva y revolucionaria tecnología LED, desarrollada para superar los problemas de las tecnologías de curado existentes.

- **Fácil de usar:** La lámpara *e-Light*[®] hace el curado más fácil, ya que es la única que puede usar todos los modos de curado actuales, incluyendo el “conventional”, “fast”, “soft-start”, “rapid” y “pulsed”.

- **Eficaz y segura:** Asegura unos óptimos resultados clínicos, gracias al software especial GC, que crea el mejor perfil de curado para cualquier material fotopolimerizable y color.

- **Equipada para el futuro:** Es la única lámpara que el clínico necesitará cuando en un futuro próximo sea capaz de instalar directamente en la unidad los perfiles de curado para los actuales y futuros materiales fotopolimerizables. Dichos perfiles podrán ser descargados vía Internet, mediante un lector de código de barras o añadiendo un nuevo chip- tarjeta de memoria.

- **Más ventajas:** Como no hay bombillas, se genera muy poco calor y, por tanto, no hace falta un ventilador ruidoso. Además, no lleva cable.

Sin embargo, parece ser que las lámparas LED no superan la eficacia de polimerización de las halógenas convencionales, obteniendo profundidades de curado similares (*Jandt y cols., 2000; Hartung y Kürschner, 2001*), aunque deben llevarse a cabo más investigaciones al respecto.

La corta duración de vida de las lámparas halógenas convencionales, la extrema generación de calor de las lámparas de alta intensidad y la inadecuada polimerización de las lámparas de baja intensidad, han sido las razones para introducir la nueva generación de lámparas polimerizadoras. Sin embargo, no existe hasta el momento la lámpara óptima clínicamente que permita una alta conversión, baja temperatura y mínima contracción de polimerización (*Meniga y cols., 1999*).

2.3.3.4. Protocolos de polimerización fotoactivada

La **fotoactivación** que hemos empleado en los últimos 20 años aplicaba una fuente de luz con una longitud de onda de **400-500 nm** y una intensidad entre **400 y 500 mW/cm²**. Las lámparas que estamos empleando no generan un valor continuo a lo largo de su uso diario. No obstante, siempre que se mantenga la longitud de onda y no caiga la intensidad por debajo de 350 mW/cm², los resultados clínicos han sido muy aceptables hasta ahora. Este protocolo de polimerización se denomina **“fotoactivación continua”**. En la actualidad, y con la aparición de lámparas de alta intensidad, seguimos empleando la modalidad continua, es decir, se aplica luz durante un tiempo X a una intensidad Y.

La reducción en intensidad está vinculada con un término nuevo de la fotoactivación llamado **“soft start”** o **“intensidad inicial reducida”**. Esta baja intensidad inicial se traduce en una menor velocidad de polimerización, lo cual permite alargar la fase de pre-gel y producir cadenas de polímeros largas, minimizando las contracciones propias de la polimerización. En una segunda fase de polimerización la intensidad varía, constituyendo el “hecho diferencial” entre los protocolos de fotoactivación. Este efecto se consigue sin problemas con las **lámparas** especiales **Soft-Start**. La **primera generación** de estos aparatos funcionaba con una conmutación de dos pasos y una intensidad luminosa fija, con un valor inicial mínimo que, tras 10 o 20 segundos, se eleva a la máxima potencia. Pueden utilizarse los siguientes aparatos: Degulux soft-start[®] (Degussa) y Elipar[®] Highlight (ESPE). Posteriormente apareció la **segunda generación** de esta clase de lámparas, cuya primer representante es la Elipar[®] Trilight (ESPE) (Boer, 2000).

Dentro de los protocolos que emplean un mecanismo de intensidad inicial reducida tenemos el de **“dos pasos”**, la fotoactivación en **“rampa”** o **“progresivo”** y el **“pulsado diferido”**. Estas modalidades de fotopolimerización sólo se pueden obtener con ciertas lámparas de halógeno (Keogh, 2001).

La **fotoactivación en dos pasos** se caracteriza por una primera fase de exposición de baja intensidad (150-200 mW/cm²), seguida inmediatamente de una segunda fase de exposición a mayor intensidad (500-600 mW/cm²).

La **fotoactivación en rampa o progresiva** se caracteriza por una fotopolimerización continua, que se inicia a baja intensidad y va aumentando progresivamente en un tiempo determinado. La intensidad progresiva varía con la lámpara. Se suele aplicar 150 mW/cm^2 como punto de partida y se va incrementando hasta llegar a una intensidad de $600\text{-}700 \text{ mW/cm}^2$, dependiendo del fabricante.

El empleo de **luces de alta intensidad**, bien sean **láser** o **arcos de plasma**, se ha puesto de moda gracias al eslogan de "más rápido y mejor". Estas lámparas generan luz de alta intensidad por encima de los 1.900 mW/cm^2 pero su longitud de onda se encuentra limitada a **450-500 nm**. En las instrucciones de estas lámparas se indica que funcionan a 430 nm pero no polimerizan el PPD. Éste requiere 410 nm para una fotoactivación óptima. Las nuevas lámparas de plasma probablemente se modificarán para poder cubrir este espectro de luz, además de variar la intensidad y controlar el tiempo de exposición. Sin embargo, surgirá un problema importante que aún está por ver cómo lo resuelven. Para conseguir 400 nm tienen que emplear **filtros** que amplíen la emisión de luz hasta esta longitud de onda, pero a la vez generará más **calor** de lo que producen actualmente los modelos de lámpara de plasma. Aunque la modalidad de láser de argón no genera tanto calor como la de plasma, ambas son superiores a las luces de halógeno.

Estas luces se emplean durante **cortos periodos de tiempo**, a **alta intensidad**. Por este motivo los fabricantes sostienen que es posible polimerizar composites en bloques grandes. Es posible que esta tecnología incipiente pueda ser útil en el futuro con **nuevas formulaciones de composites y fotoiniciadores**.

2.3.4. Métodos para medir el grado de polimerización

El **grado de polimerización o conversión** de los composites fotoactivados ha sido evaluado por diversos métodos, tales como dureza, infrarrojos, rascado, microscopía óptica, análisis térmico diferencial y cambios colorimétricos (*Leung, Kahn y Fan, 1984*).

◆ **Dureza**

En un sentido muy amplio, se puede definir la **dureza** como la resistencia que ofrece el material a la indentación o penetración permanente de su superficie. La definición más corriente de sustancias duras y blandas se refiere a su resistencia relativa a la indentación. Por consiguiente, la dureza es una medida de la **resistencia a la deformación plástica** y se mide como la fuerza por unidad de superficie de indentación. Sin embargo es **difícil formular una definición** que sea completamente aceptable, ya que cualquier método que suponga la aplicación de fuerzas, implicará mecanismos complejos de estrés o tensión en el material que está siendo evaluado, interviniendo pues varios factores durante un ensayo de dureza (*Craig, 1998*).

La **dureza** es una de las propiedades mecánicas más demostrativas del comportamiento y durabilidad de las resinas compuestas. La medida de dureza es un **método indirecto de evaluación del grado relativo de polimerización o curado**, ya que se correlaciona muy bien con el grado de conversión determinado directamente a partir de espectroscopia infrarroja (FTIR) (*Dewald y Ferracane, 1987*).

El **valor de dureza**, denominado **número de dureza**, depende del método utilizado para su evaluación (*McCabe, 1988(a)*). En realidad, hay tantas durezas como métodos de medida. Además, la dureza es una noción relativa que vale especialmente para la comparación (*Burdairon, 1991(a)*).

El **método de determinación** consiste en hacer penetrar bajo una cierta carga un determinado cuerpo, llamado **indentador**, dentro de la sustancia a estudiar, e identificar, después de que la carga cese, la penetración, la **profundidad de la huella** o una magnitud que esté en función de ellas.

La dureza es calculada sobre la base de la **geometría de la indentación** y es expresada en una de varias **escalas**. La escala más comúnmente utilizada es la de **Vickers**. Entre los métodos comunes utilizados para evaluar la dureza, también se incluyen los de Knoop, Brinell, Rockwell y Shore A. Los métodos de Vickers y Knoop implican el uso de **indentadores piramidales de diamante**. En el caso de dureza Vickers, la pirámide de diamante tiene una base cuadrada,

mientras que en la dureza Knoop, un eje de la pirámide de diamante es mucho mayor que el otro.

La prueba de dureza Brinell utiliza un marcador de **bola de acero** que produce un corte de sección transversal circular. La dureza está en función del diámetro del círculo para la dureza Brinell y de la distancia entre los ejes diagonales en los métodos de Vickers y Knoop. Se permiten discrepancias según la magnitud de la fuerza aplicada (*McCabe, 1988(a)*).

Las mediciones suelen hacerse utilizando un **microscopio**, dado que a menudo las hendiduras son demasiado pequeñas para que se puedan ver a simple vista.

Cada una de estas pruebas difiere ligeramente de las otras, y presenta determinadas ventajas e inconvenientes. No obstante, tienen una cualidad en común: todas ellas dependen de la penetración de algún objeto de forma geométrica definida en la superficie del material estudiado. Las distintas **pruebas de durometría** se diferencian en el material, la geometría y la carga del indentador. Los **indentadores** pueden ser de acero, carburo de tungsteno o diamante y tener la forma de una esfera, un cono o una pirámide. La elección de una prueba de durometría depende del material estudiado, de la dureza que previsiblemente pueda tener y del grado de localización que se desee (*Craig, 1998*).

Independientemente de la prueba, el **método general** para medir la dureza consiste, pues, en aplicar una fuerza estandarizada o un peso determinado sobre la punta penetradora. La aplicación de esa fuerza sobre el indentador produce una indentación de forma simétrica, en la cual se puede medir la profundidad, la superficie o la anchura por medio de un microscopio. Seguidamente se correlacionan las dimensiones de la indentación con unos valores tabulados. Con una carga fija aplicada a un indentador estandarizado, las dimensiones de la indentación variarán en forma inversa con respecto a la resistencia a la penetración del material examinado.

◆ Dureza Vickers

Esta dureza, en abreviatura **V.H.N. (Vickers Hardness Number)** o **V.P.N. (Vickers Pyramidal Number)**, o **D.P.N. (Diamond Pyramidal Number)** en las publicaciones anglosajonas, está determinada por un **indentador (figura 7)** constituido por una **pirámide de diamante con base cuadrangular** cuyas caras laterales opuestas forman entre ellas un ángulo (α) de **136°**,

permitiendo una prueba muy corta y dando impresiones poco profundas, piramidales, de superficie lateral (*Burdairon, 1991(a)*).

El **número de dureza Vickers o de la pirámide de diamante** se calcula dividiendo la carga aplicada, P , por la superficie de la indentación producida, S , de tal forma que estando P expresada en decanewtons (daN) y siendo d la longitud de la diagonal del cuadrado de la base de la impresión piramidal en milímetros (mm), y $2 \operatorname{sen} 68^\circ = 1,854$.

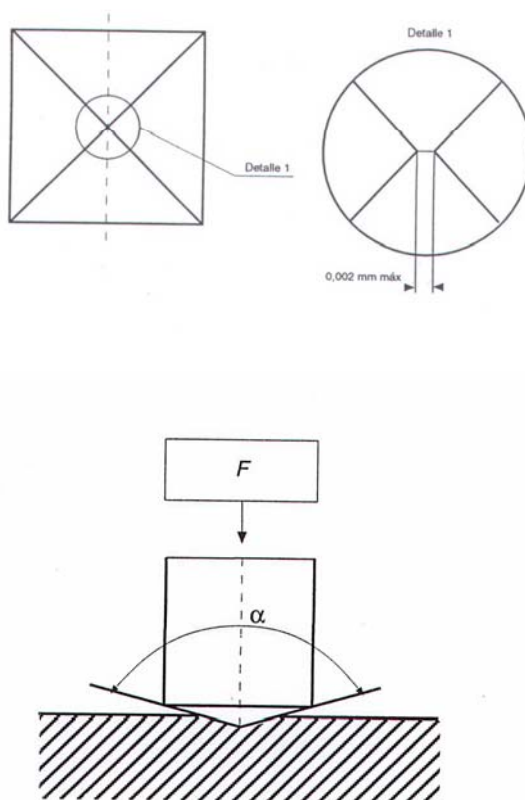


Figura 7. Indentador (diamante en forma de pirámide)

Este método da cifras comparables a las de Brinell para las durezas inferiores a 300, pero se desvía para los cuerpos duros, para los cuales es preferido. Se ha utilizado en escala limitada para ensayar la dureza de las resinas compuestas fotocurables.

◆ **Microdureza Vickers**

Esta prueba de dureza convencional bajo cargas muy débiles utiliza como **indentador** una **pirámide Vickers**, con lo cual se obtiene una indentación o huella cuadrada (**figura 8**). La observación se hace en el **microscopio metalográfico**, donde se utilizan métodos de reflexión y no de transmisión como en el microscopio clásico. La definición de la microdureza es la misma que para la dureza Vickers normal, siendo expresado P en daN y d en mm, o P en mN y d en μm .

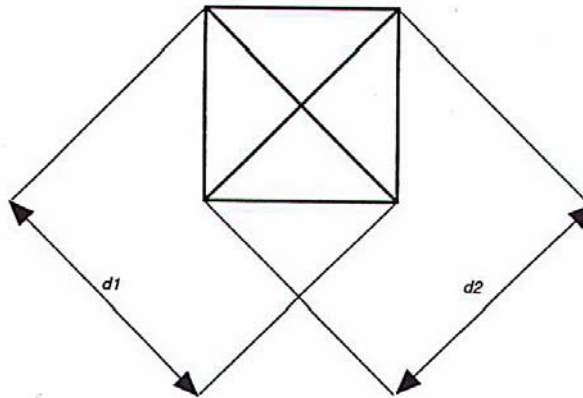


Figura 8. Huella Vickers

◆ **Microdureza dinámica**

Esta técnica permite reconocer la profundidad de la indentación **durante la aplicación de la carga**. La curva resultante es usada para determinar, además de la microdureza, otra información concerniente a las propiedades físicas. Estos valores presentan menor variabilidad que los obtenidos mediante microdureza convencional (*Daronch y cols., 2000*).

HIPÓTESIS DE TRABAJO

3. HIPÓTESIS DE TRABAJO

Dado que, como hemos visto, existen múltiples factores que influyen en la fotopolimerización (tipo de luz, material, tiempo de exposición, intensidad, etc.), si a ello se añade el espesor de una cerámica que debe ser atravesada por el haz luminoso, la cantidad de variables e incógnitas a despejar es grande.

Con este trabajo, pues, pretendemos comprobar si se cumple la siguiente hipótesis: ***“Bajo espesores cerámicos de rango clínico (0.5, 1.0 y 1.5 mm), al emplear los nuevos modos de curado rápido (≤ 20 s) y alta intensidad (≥ 1000 mW/cm²), se consigue una polimerización más eficaz del cemento en comparación con los modos convencionales de curado lento (≥ 40 s) e intensidad menor (< 1000 mW / cm²)”***.

OBJETIVOS

4. OBJETIVOS

Los **objetivos** de este estudio son los siguientes:

- 1.-** Comparar la dureza entre las superficies expuesta y opuesta de un cemento de resina fotopolimerizado a través de varios espesores cerámicos mediante una nueva lámpara halógena con diferentes modos de curado.

- 2.-** Analizar el efecto que el modo de curado y el espesor cerámico ejercen sobre el grado de polimerización del cemento.

- 3.-** Comparar, por separado, la eficacia de polimerización entre los modos de curado y espesores cerámicos empleados.

MATERIALES Y MÉTODOS

5. MATERIALES Y MÉTODOS

5.1. Materiales

Para la realización de este estudio *in vitro* se han utilizado los siguientes **materiales** :

■ **Cemento de resina Variolink® II** (Vivadent), concretamente la pasta base fotopolimerizable transparente (**figura 9**).



Figura 9. Cemento de resina Variolink® II (Base)

■ Pastillas de **Cerámica IPS Empress®** (Ivoclar) para técnica de maquillaje (**figura 10**), color TC1 (apenas sin pigmento).



Figura 10. Cerámica IPS Empress® para técnica de maquillaje

■ **Líquido de glaseado** “IPS Empress® Glazing and Staining Liquid” y **tinte para la técnica de maquillaje** IPS Empress® color 2A (**figura 11**).



Figura 11. Líquido de glaseado y tintes IPS Empress® para técnica de maquillaje

■ **Horno para cerámica** Programat X1®, con sistema de control de vacío electrónico (**figura 12**).



Figura 12. Horno para cerámica Programat X1®

■ **Tres moldes de acero** cilíndricos (ancho: 25 mm; espesor: 0.5, 1.0 y 1.5 mm respectivamente) con un orificio en su interior (8.0 mm de diámetro), destinado a albergar el patrón de cera y el disco de cerámica resultante (**figura 13**).



Figura 13. Moldes portacerámica de acero

■ **Dispositivo cilíndrico de polimerización**, (ancho: 30 mm; alto: 7 mm). Se describirá con más detalle en el apartado 5.2 (**figura 14**).



Figura 14. Dispositivo cilíndrico de polimerización

■ **Dos bloques de acero** cuadrados (30 mm de lado).

■ **Prensa hidráulica** Pugliese® (Costruzioni Meccaniche, Cuneo, Italia), (**figura 15**).



Figura 15. Prensa Pugliese®

■ **Termohigrómetro digital TFA®** modelo 5752 (figura 16).



Figura 16. Termohigrómetro digital TFA® 5752

■ **Radiómetro analógico Curing Radiometer[®]** modelo 100 (Demetron – Kerr), (figura 17).



Figura 17. Radiómetro analógico Curing Radiometer[®] 100

■ **Lámpara polimerizadora halógena Optilux[®] 501** (Demetron – Kerr) con **terminal** o guía de luz curvada Turbo + de 8.0 mm, (figura 18).

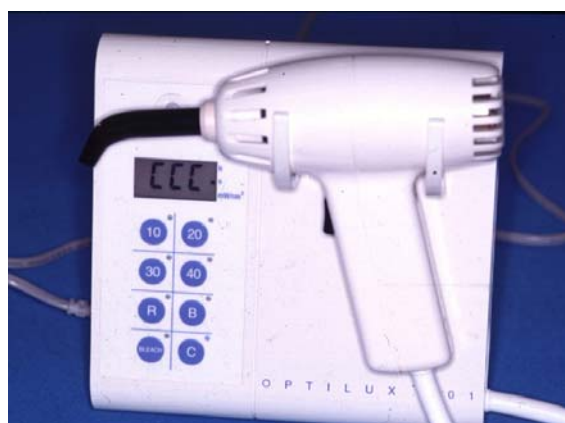


Figura 18. Lámpara halógena de polimerización Optilux[®] 501

■ **Microdurómetro digital HVS[®]-1000 (figura 19).**



Figura 19. Microdurómetro digital HVS[®]-1000

5.2. Métodos

Para la realización de este estudio *in vitro* se ha llevado a cabo la siguiente **metodología**:

En primer lugar, la confección de los discos de cerámica.

En segundo lugar, la confección de los discos de cemento de resina.

En tercer lugar, el ensayo de dureza.

Y en cuarto lugar, el análisis estadístico.

1º. Confección de los discos de cerámica

Se realizaron (siguiendo las instrucciones del técnico de laboratorio), según el proceso de la cera perdida, tres **discos cerámicos** mediante la **técnica de maquillaje**:

- Se colocaron el revestimiento y el bebedero en el patrón de cera de los discos. El patrón fue fabricado a medida en tres **espesores (0.5, 1.0, 1.5 mm)** y **8.0 mm de diámetro** mediante tres **moldes cilíndricos de acero**.

- Los lingotes o pastillas de cerámica IPS Empress[®] color TC1 fueron ajustados a una cubeta refractaria y se usó un rodete cerámico como dispositivo de tipo pistón (émbolo) para empujar la cerámica dentro del espacio de revestimiento. Tras quemar el patrón de cera, el lingote cerámico calentado junto con el cilindro de óxido aluminoso, se colocaron en un horno de presión especial (**figura 20**)*, concretamente el **Programat X1**[®], que calentó (1075 °C) y aplicó presión sobre el émbolo durante 50 min, inyectando la cerámica fundida en el espacio creado por el patrón de cera (**figura 21**).

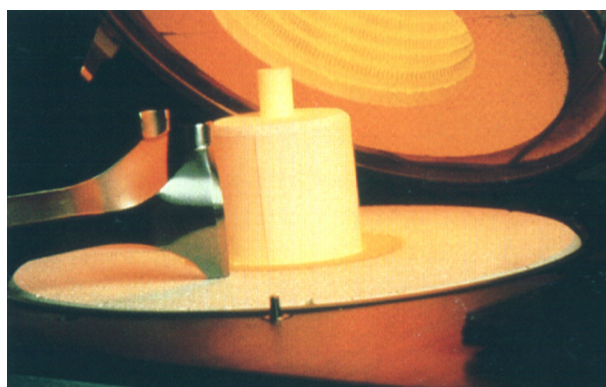


Figura 20*. Lingote cerámico y cilindro de óxido aluminoso dentro del horno de presión

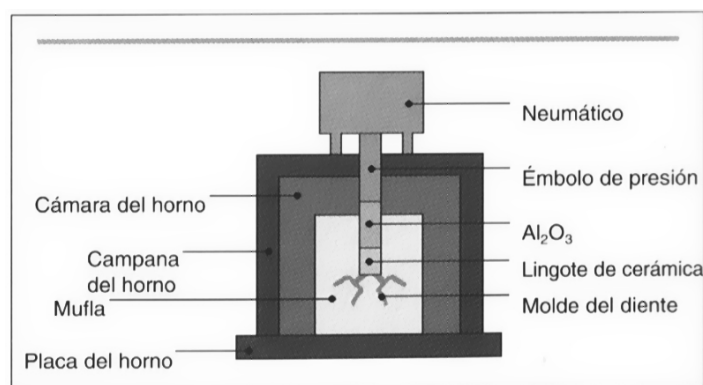


Figura 21*. Dibujo mostrando la inyección de la cerámica fundida en el espacio creado por el patrón de cera

* Las **figuras 20 y 21** son cortesía de Ivoclar-Vivadent S.A.

- Tras cortar y retirar cuidadosamente el revestimiento enfriado, los tres discos cerámicos resultantes fueron pincelados o coloreados en superficie con una mezcla del **tinte IPS Empress color 2A** y el **líquido de glaseado “ IPS Empress® Glazing and Staining Liquid ”**, éste último utilizado para disminuir la viscosidad del tinte.
- Seguidamente, los discos de cerámica se introdujeron de nuevo en el horno, al vacío y a una temperatura de 850 °C durante 15 min. El **color resultante** equivale al **2A/130** de la **gama 100** de la guía Chromascop® (**figura 22**).

Las dimensiones finales de los tres discos cerámicos se comprobaron con un **calibrador de coronas**. Para **identificar la superficie del disco cerámico** que va a contactar con el terminal de la lámpara, se marcó la letra **“E”** (Expuesta) en el centro de la misma (**figura 23**).

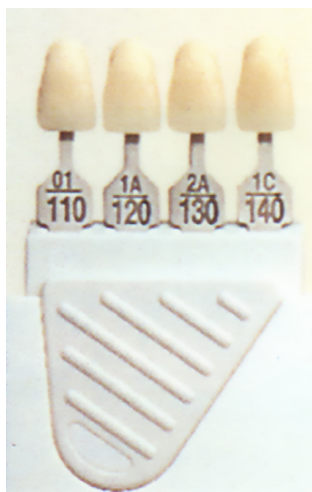


Figura 22. Guía de colores Chromascop® (gama 100)



Figura 23. Moldes cilíndricos de acero y discos cerámicos

2º. Confección de los discos de cemento de resina

Se fabricó un **dispositivo cilíndrico** consistente en la superposición de una serie de **piezas (figura 24)**. Siguiendo el esquema (**figura 25**), de abajo a arriba son: (1) La **plancha de base**, (2) la **lámina separadora 1**, (3) el **molde de reservorio**, destinado a albergar el cemento de resina, (4) la **lámina separadora 2**. Para asegurar un espesor homogéneo del cemento, dicho molde junto con las dos láminas se colocaron a modo de "sandwich" entre los dos **bloques de acero**, sometiéndolos a presión (10 Kp/cm^2) en una **prensa hidráulica (figura 26)**. De este modo, se volvieron a recolocar encima de la base. Siguiendo con la secuencia de piezas tenemos: (5) el **molde portacerámica**, eligiendo un espesor de 0.5, 1.0 o 1.5 mm según el disco cerámico que vaya a contener, (6) el **disco cerámico**, con sus tres espesores, (7) el **disco de terminal de lámpara**, en cuyo orificio encaja la guía o terminal de la lámpara (9), y, por último, (8) el **encofrado**, englobando todas las piezas para dar estabilidad al conjunto.



Figura 24. Componentes (piezas) del dispositivo cilíndrico de polimerización

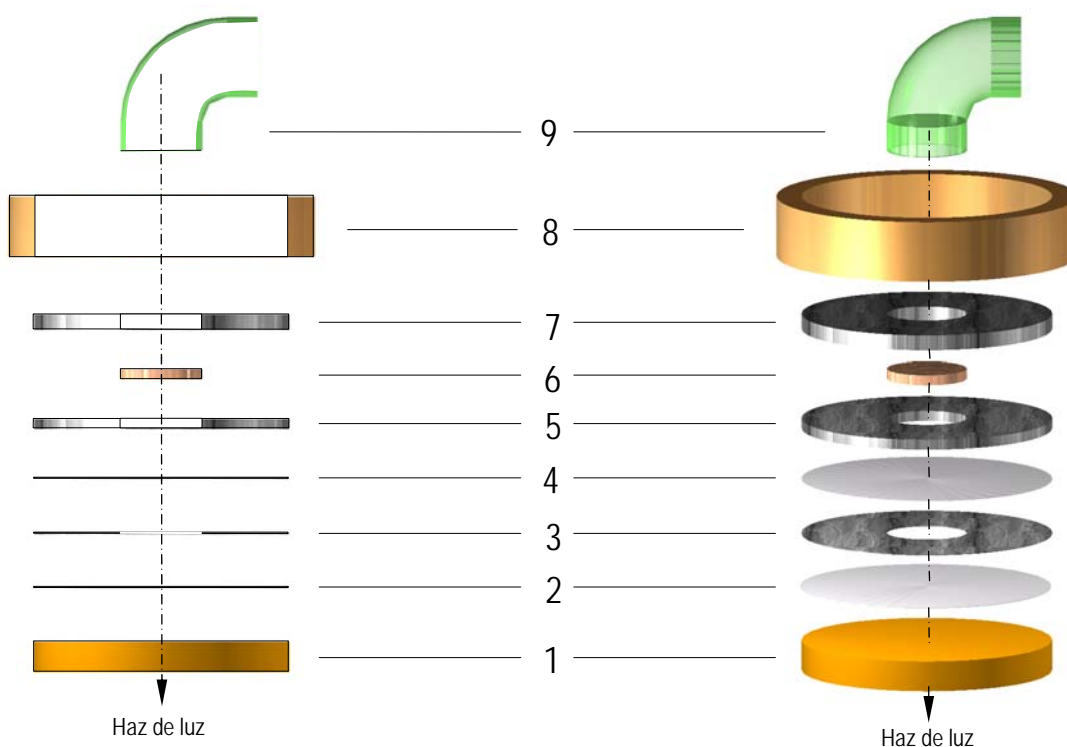
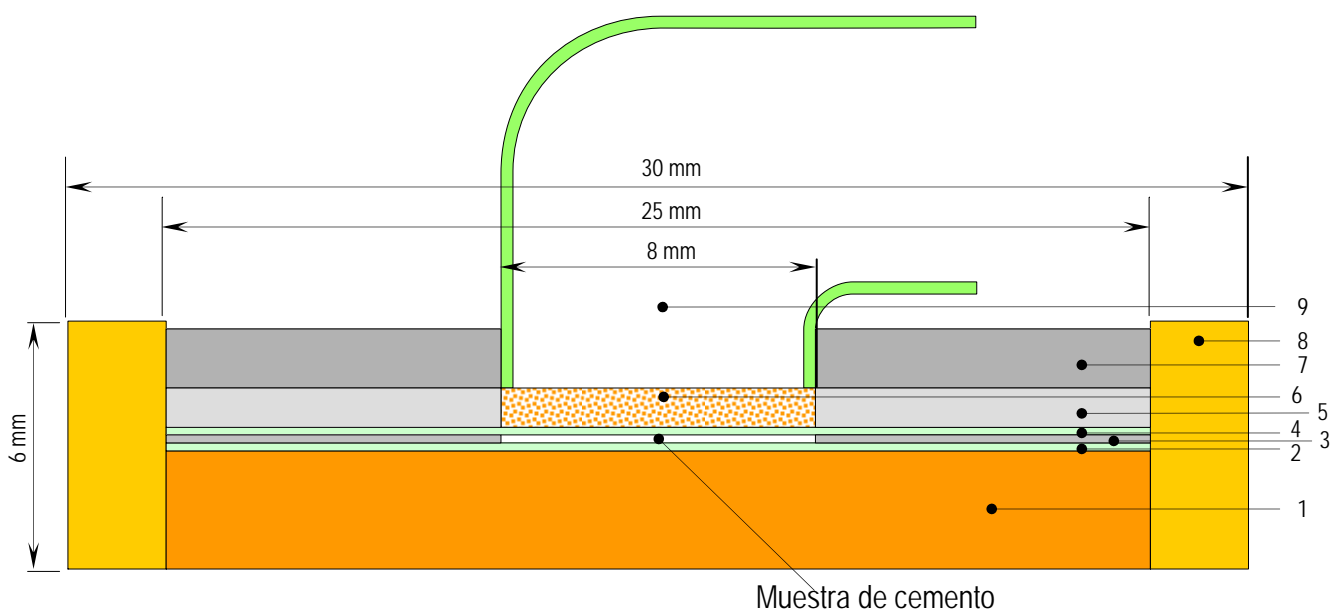


Figura 25. Desglose del dispositivo cilíndrico de polimerización



Figura 26. Rellenando el reservorio con cemento y prensándolo

Tras comprobar la intensidad lumínica con el **radiómetro** y posicionar todas las piezas citadas anteriormente dentro del encofrado, el **terminal de la lámpara** (9) se situó perpendicularmente en contacto con el disco de cerámica (**figura 27**), seleccionando el **modo de curado** correspondiente.



Nº DE PIEZA	NOMBRE	MATERIAL	ESPEJOR (mm)
1	Plancha de base	Metacrilato	3
2	Lámina separadora 1	Acetato	0.1
3	Molde de reservorio	Acero inoxidable	0.1
4	Lámina separadora 2	Acetato	0.1
5	Molde portacerámica	Acero inoxidable	0.5 - 1.0 - 1.5
6	Disco cerámico	Porcelana	0.5 – 1.0 – 1.5
7	Disco de terminal lámpara	Acero inoxidable	1.5
8	Encofrado	Latón	--
9	Terminal de lámpara	Fibra óptica	--

Figura 27. Montaje (corte longitudinal) del dispositivo cilíndrico de polimerización

Según se resume en la **tabla V**, el protocolo de curado seguido en dicho estudio, puede esquematizarse de la siguiente manera:

Tenemos tres grupos de modos de curado:

- Curado “ **Rápido y alta intensidad** “, formado por estos tres modos:
 - **Boost**: Permite polimerizar el cemento mediante radiación continua, con una intensidad luminosa mayor de 1000 mW/cm^2 , durante 10 s.
 - **Ramp**: Permite polimerizar el cemento mediante radiación secuencial, con una intensidad luminosa inicial de 100 mW/cm^2 , que aumenta exponencialmente hasta 1000 mW/cm^2 en los primeros 10 s del ciclo. La intensidad permanece a 1000 mW/cm^2 durante los 10 s finales. Por tanto, presenta una primera fase ascendente o en rampa y una segunda continua.
 - **Bleach**: Permite polimerizar el cemento mediante radiación continua, con una intensidad luminosa mayor de 1000 mW/cm^2 , durante 30 s.

- Curado “ **Convencional** “, integrado por los modos **Convencional 10** al **40**. Todos ellos permiten polimerizar el cemento mediante radiación continua, con una intensidad luminosa de 950 mW/cm^2 , diferenciándose únicamente en el tiempo de exposición, que aumenta de 10 a 40 s. Para mayor comodidad se han empleado las abreviaturas Conv_10 al Conv_40, que aparecerán posteriormente en los apartados de Resultados y Discusión. Estos cuatro modos son fijos, ya que hacen referencia a **ciclos estándar de polimerización** preestablecidos.

- Curado “ **Continuo** “, integrado por los modos **Continuo 50** al **80**. Los cuatro permiten polimerizar el cemento mediante radiación continua, con una intensidad luminosa de 950 mW/cm^2 , diferenciándose únicamente en el tiempo de exposición, que aumenta de 50 a 80 s. Para mayor comodidad se han empleado las abreviaturas Cont_50 al Cont_80, que aparecerán posteriormente en los apartados de Resultados y Discusión. El curado **Continuo** se diferencia del **Convencional** en que no es fijo, ya que el cronómetro empieza a contar en incrementos de 1 segundo, pudiéndose interrumpir el ciclo en cualquier momento. El cronómetro presentará en pantalla el tiempo total para el ciclo de polimerización, en este caso 50, 60, 70 y 80 s.

Tabla V. Protocolo de curado seguido en el estudio

MODO DE CURADO (Nombre)	RADIACIÓN (Liberación de Energía)	INTENSIDAD (mW/cm²) *	TIEMPO DE EXPOSICIÓN (s)
Boost	Continua	> 1000	10
Ramp	Secuencial: 1ª Fase (Rampa) 2ª Fase (Continua)	↑ exponencial 100-1000 1000	10 10
Bleach	Continua	> 1000	30
Convencional_10 (Conv_10)	Continua	950	10
Convencional_20 (Conv_20)	Continua	950	20
Convencional_30 (Conv_30)	Continua	950	30
Convencional_40 (Conv_40)	Continua	950	40
Continuo_50 (Cont_50)	Continua	950	50
Continuo_60 (Cont_60)	Continua	950	60
Continuo_70 (Cont_70)	Continua	950	70
Continuo_80 (Cont_80)	Continua	950	80

* Medida con el radiómetro analógico Curing Radiometer, modelo 100 (Demetron Kerr).

Las **condiciones ambientales** se controlaron en todo momento mediante el **termohigrómetro digital** (Temperatura (T) = $20 \pm 1^\circ \text{C}$; Humedad Relativa (HR) = $40 \pm 2\%$).

Tras la fotopolimerización de las **33 muestras de estudio** (una por cada combinación modo de curado / espesor cerámico), sobre ambas superficies (expuesta y opuesta) de los discos de cemento polimerizado resultantes, se **marcaron y numeraron (figura 28)** cuatro **cuadrantes** (1, 2, 3 y 4).

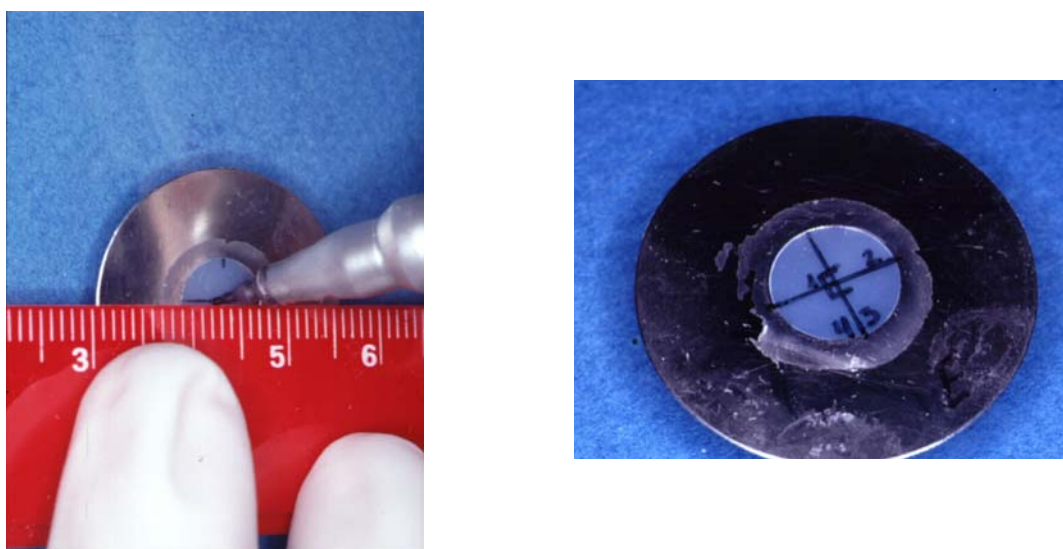


Figura 28. Marcando y numerando los cuatro cuadrantes

A continuación, se retiró el cemento de resina rebosante mediante una **espátula**.

3°. Ensayo de dureza

Inmediatamente después, se llevó a cabo el **ensayo de dureza Vickers** :

- En primer lugar, con el **objetivo de 10 aumentos (figura 29)**, se obtuvo una visión inicial de la superficie de la muestra.

- A continuación, el **indentador (figura 29)** se puso en contacto con la superficie de ensayo, aplicándose perpendicularmente una **carga** o fuerza de 0.49 newtons (N) durante 15

segundos (s). Se realizó una medición de la microdureza sobre ambas **superficies** (expuesta y opuesta) de cada muestra, concretamente en el centro de cada uno de los cuadrantes marcados.

- Seguidamente, con el **objetivo de 40 aumentos (figura 29)**, se visualizó con un mayor nivel de magnificación la **huella** realizada por el indentador.

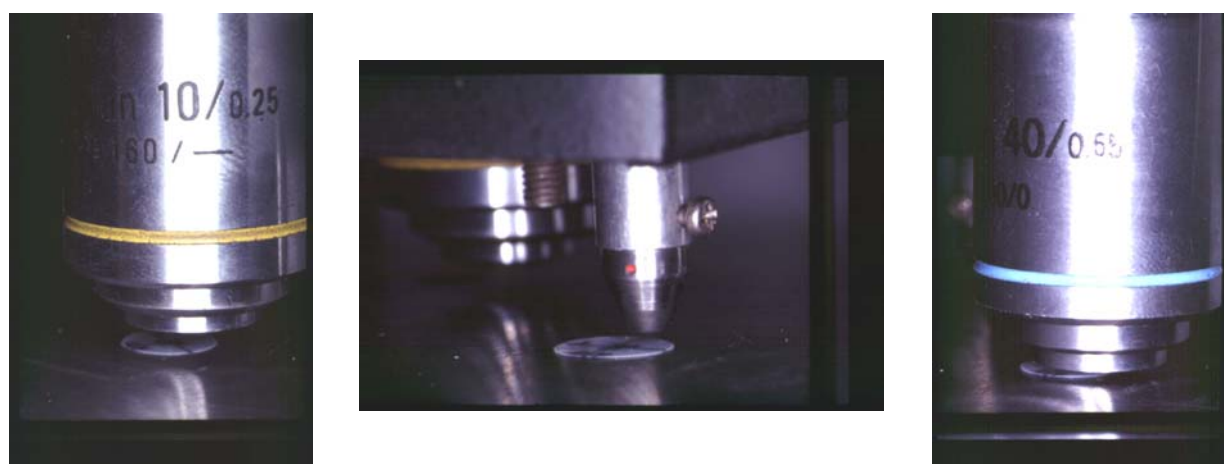


Figura 29. De izquierda a derecha: Objetivo ($\times 10$), indentador y objetivo ($\times 40$)

- Por último, se midieron para cada huella dos **diagonales**, d_1 y d_2 . La media aritmética microprocesada de las dos lecturas se toma como **valor de dureza Vickers (figura 30)**.

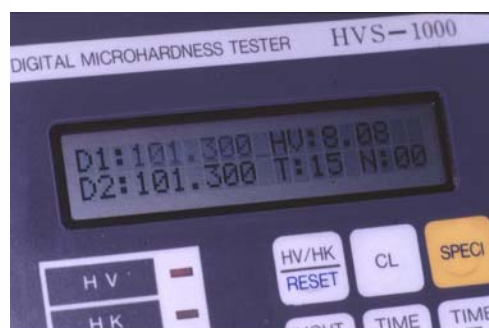
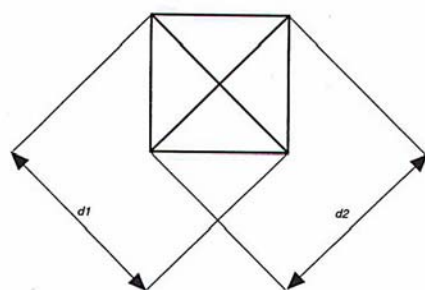


Figura 30. Midiendo diagonales (D1, D2) y dureza Vickers (HV)

Tras quedar registradas todas las mediciones en las correspondientes **hojas de resultados**, éstas se archivaron en una **carpeta** junto con todos los discos de cemento resultantes, debidamente clasificados y almacenados a prueba de luz para futuras investigaciones.

Puesto que el microdurómetro utilizado no lleva incorporada una cámara fotográfica, con el fin de poder archivar las huellas Vickers obtenidas, algunas de las muestras o discos de cemento, tras proceder a la **metalización** (figura 31) previa de los mismos, se visualizaron bajo un microscopio electrónico de barrido (MEB), obteniendo las **imágenes*** (con varios niveles de magnificación) **impresas de las huellas** (figura 32) localizadas en los diferentes cuadrantes seleccionados.



Figura 31. Metalización de muestra (cuadrante 2)

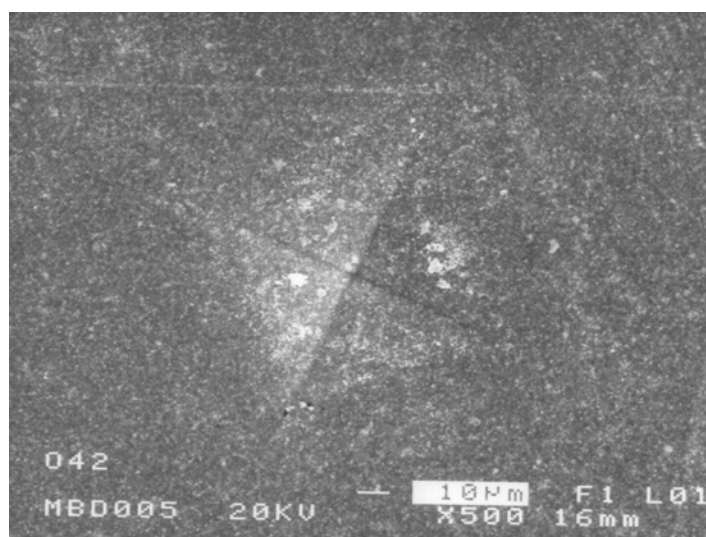


Figura 32. Huella Vickers (cuadrante 2) vista al MEB

* Realizadas en el Centro de Microscopía Electrónica (U.C.M.).

4º. Análisis estadístico*

Se aplicaron, con un **nivel de significación del 5%**, las siguientes pruebas:

- Estadística descriptiva
- Test de la *t*-Student para muestras pareadas
- Análisis de Varianza (ANOVA) unifactorial
- Test de Duncan de rango múltiple

* Realizado en el Centro de Procesamiento de Datos (U.C.M.).

RESULTADOS

6. RESULTADOS

Tras realizar la ***estadística descriptiva*** para un tamaño muestral (N) de 33, las medias de los Números de Dureza Vickers (VHN), las desviaciones estándar, así como los valores máximos y mínimos, se muestran en la **tabla VI**: Los valores más altos de dureza, tanto de la media (9.72) como del máximo (12.92) y mínimo (6.61), se han conseguido en la superficie expuesta (la más cercana al haz luminoso), y los más bajos en la superficie opuesta (la más alejada del haz luminoso), tal como se esperaba.

Tabla VI. Estadística descriptiva: Valores de dureza* en superficie de indentación

Variable	N	Media	Desviación estándar	Coefficiente de variación	Máximo	Mínimo
Dureza expuesta	33	9.72	1.64	16.89	12.92	6.61
Dureza opuesta	33	9.01	1.65	18.25	12.01	5.76

*Expresada en Número de Dureza Vickers (VHN)

Para corroborar dicha diferencia de valores entre ambas superficies de indentación, aplicamos un **test de la t-Student para muestras pareadas (tabla VII)**, donde al ser $p < \alpha$ (0.05), rechazamos la **hipótesis nula (H_0 : Media dur_e = Media dur_o)**, es decir, existe una **diferencia estadísticamente muy significativa** entre la dureza de la superficie expuesta (dur_e) y la opuesta (dur_o) que no se debe al azar, por lo que a partir de ahora consideraremos solamente el valor de una nueva variable que incluya ambas superficies, concretamente la **dureza promedio**, como medida de **dureza propiamente dicha**.

Tabla VII. Diferencia entre superficies de indentación: Test *t*-Student pareado

Fuente de variación	GL	SC	CM	F	<i>p</i> Valor*
Superficie	1	8.25	8.25	194.49	< 0.0001
Error	32	1.36	0.04		

* $\alpha = 0.05$; GL: Grados de libertad; SC: Suma de cuadrados; CM: Cuadrado de las medias

Por tanto, al considerar la **superficie de indentación**, podemos apreciar en la figura 33 el grado de polimerización: **9.7, 9 y 9.4** son las **medias de dureza** en superficie y promedio respectivamente, apareciendo también las correspondientes **desviaciones estándar**.

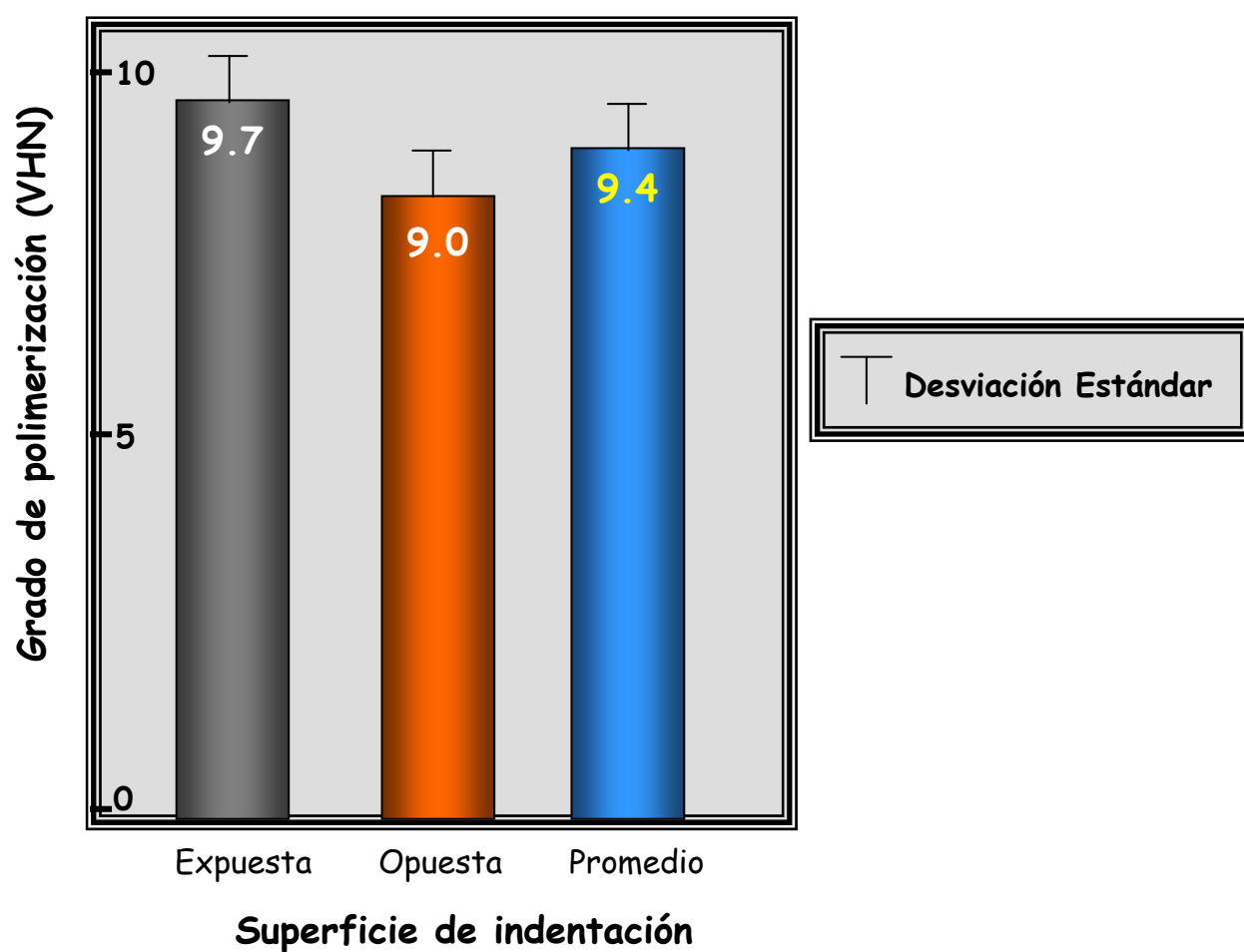


Figura 33. Grado de polimerización según la superficie de indentación

Considerando el factor ***modo de curado***, vamos a evaluar cada uno de los tres grupos de modos de curado empleados en este estudio:

Podemos apreciar en la **figura 34** el efecto del **curado "Rápido y alta intensidad"** sobre el grado de polimerización: Las medias de las tres variables de dureza, expresada en Número de dureza Vickers (VHN), aparecen marcadas en el interior de las columnas y sobre éstas las desviaciones estándar. Los valores más bajos se han conseguido con el modo o programa **Boost**, seguido del **Ramp**, obteniéndose las mayores medias de dureza con el modo Bleach, es decir, dentro del grupo de curado "Rápido y alta intensidad", el modo **Bleach** ha conseguido el mayor grado de polimerización.

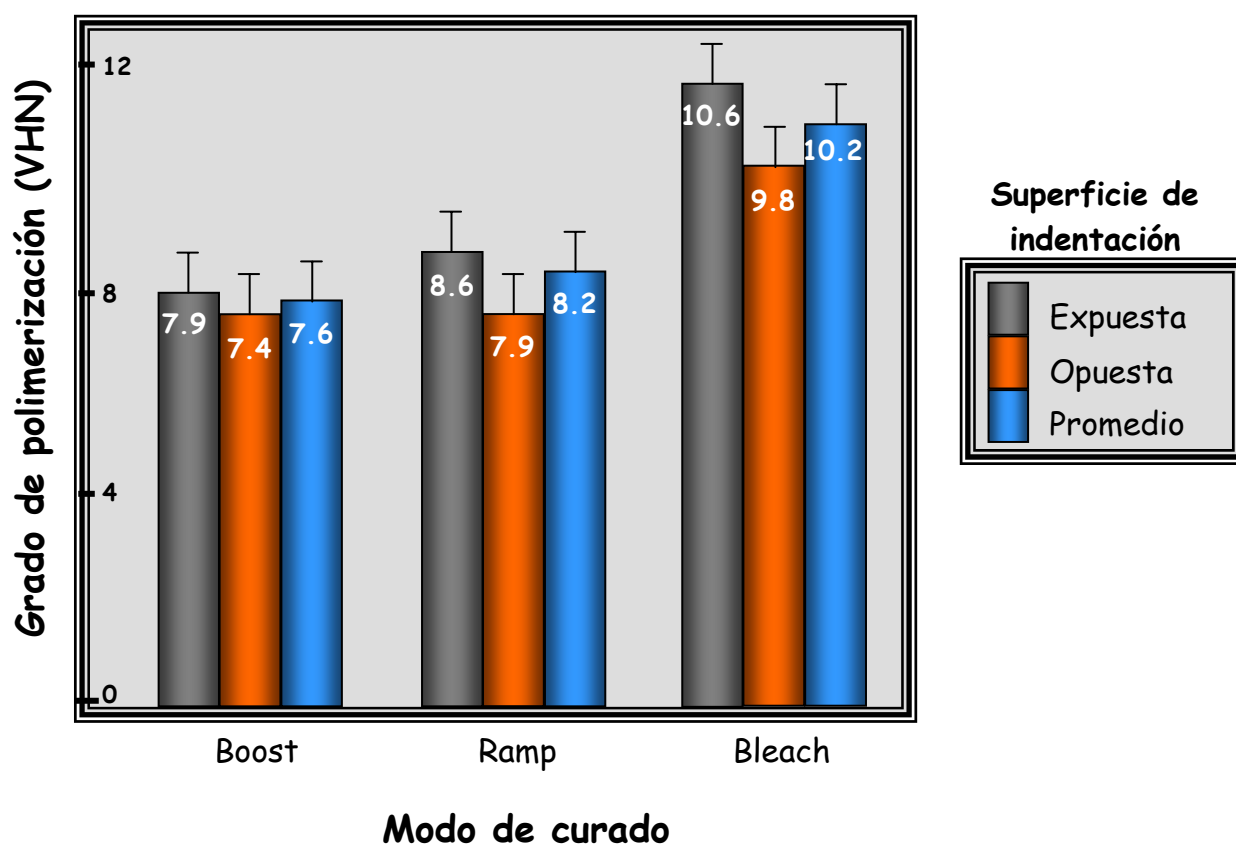


Figura 34. Efecto del curado "Rápido y alta intensidad" sobre el grado de polimerización

En cuanto al grupo de *curado* “Convencional” (figura 35), los valores más bajos se han conseguido con el modo **Conv_10**, obteniéndose las mayores medias de dureza con el modo **Conv_40**, siendo éste pues el que ha conseguido el mayor grado de polimerización.

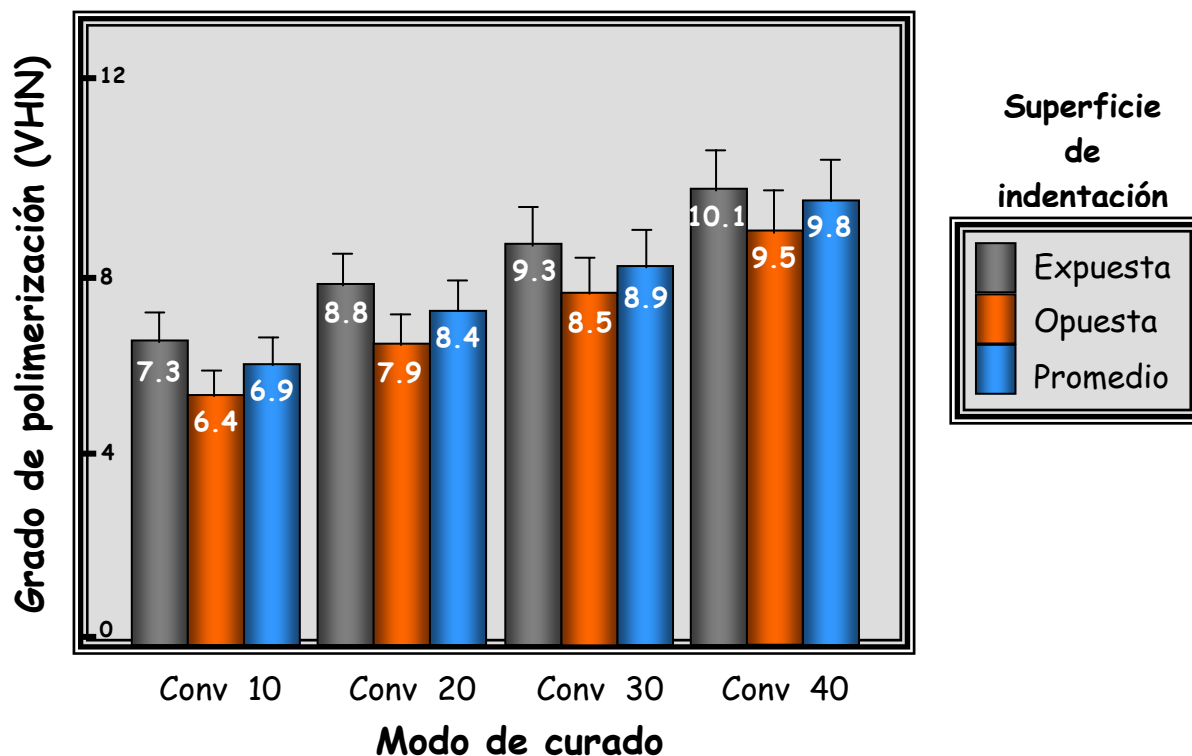


Figura 35. Efecto del curado “Convencional” sobre el grado de polimerización.

En cuanto al grupo de *curado* “Continuo” (figura 36), los valores más bajos se han conseguido con el modo **Cont_50**, obteniéndose la mayor media de dureza expuesta con el modo **Cont_80**; sin embargo con el **Cont_70** se han alcanzado las medias más altas para la dureza opuesta y promedio.

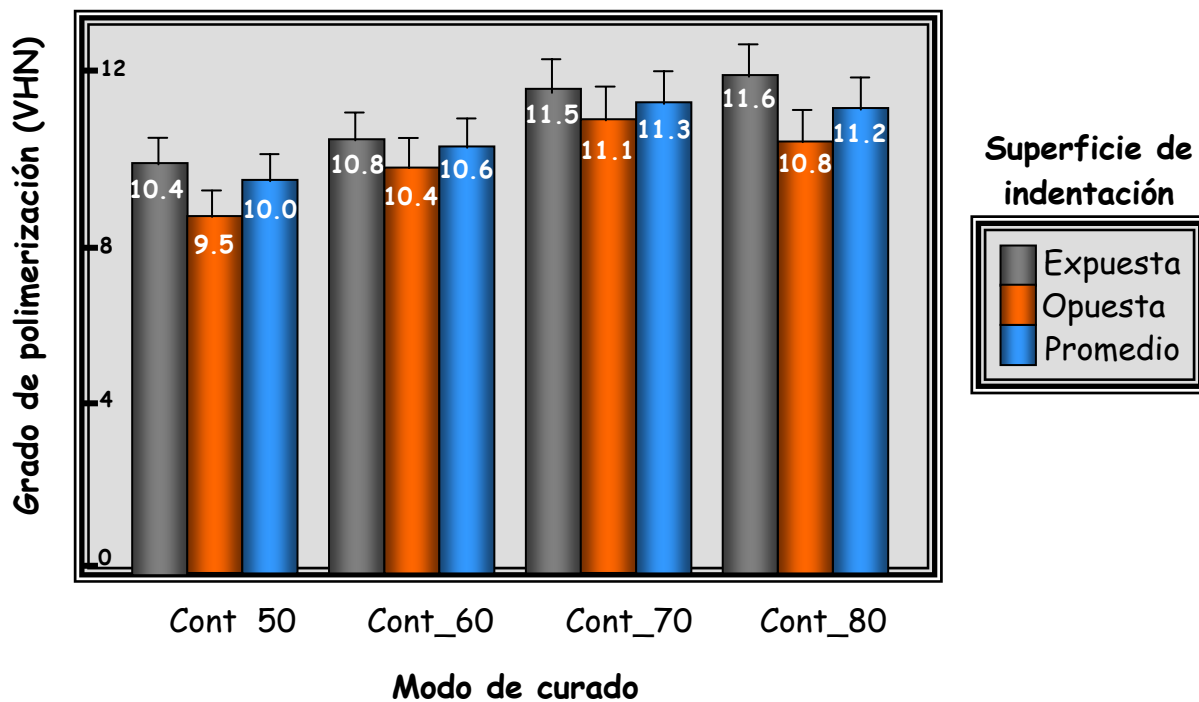


Figura 36. Efecto del curado "Continuo" sobre el grado de polimerización

En la **tabla VIII** podemos ver que, tras aplicar un **Análisis de Varianza (ANOVA)**, al ser $p < 0.05$, volvemos a rechazar la hipótesis nula, es decir, existe una diferencia estadísticamente significativa para la dureza de la superficie expuesta (dureza expuesta) y muy significativa en el caso de la dureza de la superficie opuesta (dureza opuesta) y promedio en función del modo de curado empleado. Además, la dureza expuesta es menos susceptible ($F=5.60$) al efecto del modo de curado que la dureza opuesta ($F=8.14$).

Tabla VIII. Comparación entre modos de curado: ANOVA

Variable dependiente	Fuente de variación	GL	SC	CM	F	pValor*
Dureza expuesta	Modo	10	61.99	6.19	5.60	0.004
	Error	22	24.33	1.10		
	Total	32	86.32			
Dureza opuesta	Modo	10	68.20	6.82	8.14	< 0.0001
	Error	22	18.43	0.84		
	Total	32	86.63			
Dureza promedio	Modo	10	64.77	6.48	6.78	< 0.0001
	Error	22	21.03	0.96		
	Total	32	85.80			

* $\alpha = 0.05$; GL: Grados de libertad; SC: Suma de cuadrados; CM: Cuadrado de las medias

Considerando exclusivamente la **dureza promedio o dureza propiamente dicha**, podemos comparar la **eficacia de polimerización según el modo se curado** empleado, tal y como se muestra en la **figura 37**, resultando **el mejor modo o más eficaz el Cont_70 y el peor o menos eficaz el Conv_10**. Esto quiere decir que el primer modo es el que ha conseguido el valor más alto de dureza (11.3) o mayor grado de polimerización del cemento, y el segundo el valor más bajo (6.9) o menor grado de polimerización (siempre expresado en VHN), existiendo un abanico de valores intermedios correspondientes al resto de modos.

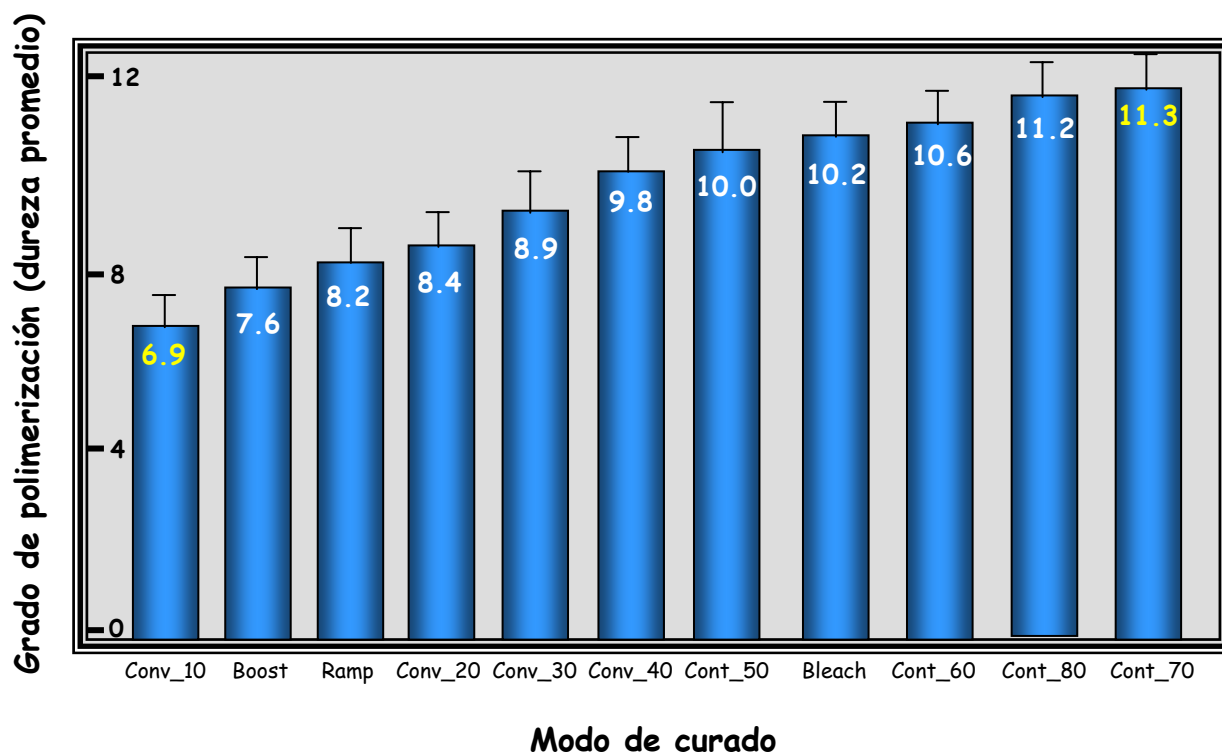


Figura 37. Eficacia de polimerización según el modo de curado

Como el test de ANOVA ha indicado significación, está justificado el uso de un test “a posteriori”, concretamente el **test de Duncan de rango múltiple**, para comprobar entre qué modos de curado existen diferencias significativas, referidas a las tres variables de dureza (tablas IX, X y XI). En este sentido, **medias con la misma letra no son diferentes significativamente.**

Tabla IX. Test de Duncan: Dureza expuesta

Agrupamiento**		Media (VHN)	Modo
	A	11.6 (1.22)*	Cont_80
	A	11.5 (1.09)	Cont_70
B	A	10.8 (0.80)	Cont_60
B	A C	10.6 (1.77)	Bleach
B	A C	10.4 (0.79)	Cont_50
B	A C	10.1 (0.74)	Conv_40
B	D C	9.3 (1.18)	Conv_30
B	E D C	8.8 (1.50)	Conv_20
	E D C	8.6 (0.22)	Ramp
	E D	7.9 (0.66)	Boost
	E	7.3 (0.65)	Conv_10

*Desviaciones estándar dadas entre paréntesis

**Medias con la misma letra no son diferentes significativamente ($\alpha = 0.05$)

Tabla X. Test de Duncan: Dureza opuesta

Agrupamiento**			Media (VHN)	Modo
	A		11.1 (0.93)*	Cont_70
	A		10.8 (1.06)	Cont_80
	A		10.4 (0.75)	Cont_60
B	A		9.8 (1.40)	Bleach
B	A	C	9.5 (0.65)	Cont_50
B	A	C	9.5 (0.79)	Conv_40
B	D	C	8.5 (0.91)	Conv_30
E	D	C	7.9 (0.46)	Ramp
E	D	C	7.9 (1.43)	Conv_20
E	D		7.4 (0.49)	Boost
E			6.4 (0.60)	Conv_10

*Desviaciones estándar dadas entre paréntesis

**Medias con la misma letra no son diferentes significativamente ($\alpha = 0.05$)

Tabla XI. Test de Duncan: Dureza promedio

Agrupamiento**				Media (VHN)	Modo
		A		11.3 (1.00)*	Cont_70
		A		11.2 (1.14)	Cont_80
B		A		10.6 (0.78)	Cont_60
B		A	C	10.2 (1.58)	Bleach
B	D	A	C	10.0 (0.71)	Cont_50
B	D	A	C	9.8 (0.74)	Conv_40
B	D	E	C	8.9 (1.05)	Conv_30
F	D	E	C	8.4 (1.46)	Conv_20
F	D	E		8.2 (0.33)	Ramp
F		E		7.6 (0.57)	Boost
F				6.9 (0.57)	Conv_10

*Desviaciones estándar dadas entre paréntesis

**Medias con la misma letra no son diferentes significativamente ($\alpha = 0.05$)

Por tanto, tras aplicar el test de Duncan, analizando cada **modo de curado**, tenemos lo siguiente:

- **Boost:** Diferencia significativa con Conv_40, Bleach y todos los Continuos, para las tres variables.
- **Ramp:** Diferencia significativa con Cont_60, Cont_70 y Cont_80 para las tres variables; además con Bleach para Dur_o y Dur_p.
- **Bleach:** Diferencia significativa con Boost y Conv_10 para las tres variables; además con Ramp y Conv_20 para Dur_o y Dur_p.
- **Conv_10:** Existe diferencia significativa con todos los modos, salvo con Boost, Ramp y Conv_20, en el caso de las tres variables de dureza.
- **Conv_20:** Diferencia significativa con los modos Cont_60, Cont_70, Cont_80 para Dur_e y Dur_p; también con Bleach para Dur_o.
- **Conv_30:** Diferencia significativa con Cont_70 y Cont_80 para las tres variables de dureza, con Cont_60 para Dur_o, con Conv_10 para Dur_o y Dur_p.
- **Conv_40:** Diferencia significativa solamente con Conv_10 y Boost para las tres variables de dureza.
- **Cont_50:** Diferencia significativa sólo con Conv_10 y Boost para las tres variables de dureza.

- **Cont_60:** Diferencia significativa con Conv_10, Boost y Ramp para las tres variables; además con Conv_20 para Dur_o y Dur_p; también con Conv_30 para Dur_o.
- **Cont_70:** Diferencia significativa con Conv_30, Conv_20, Conv_10, Ramp y Boost para las tres variables de dureza.
- **Cont_80:** Diferencia significativa con Conv_30, Conv_20, Conv_10, Ramp y Boost para las tres variables de dureza.

Considerando el factor ***espesor cerámico***, podemos apreciar en la **figura 38** el efecto sobre el grado de polimerización: Como en el caso del anterior factor, las medias de las tres variables de dureza, expresada en Número de dureza Vickers (VHN), aparecen marcadas en el interior de las columnas y sobre éstas las desviaciones estándar. Los valores más altos se han conseguido bajo el menor grosor, es decir, con los discos cerámicos de 0.5 mm, y los más bajos con el mayor espesor, 1.5 mm, obteniendo valores de dureza intermedios al emplear el grosor intermedio, 1.0 mm.

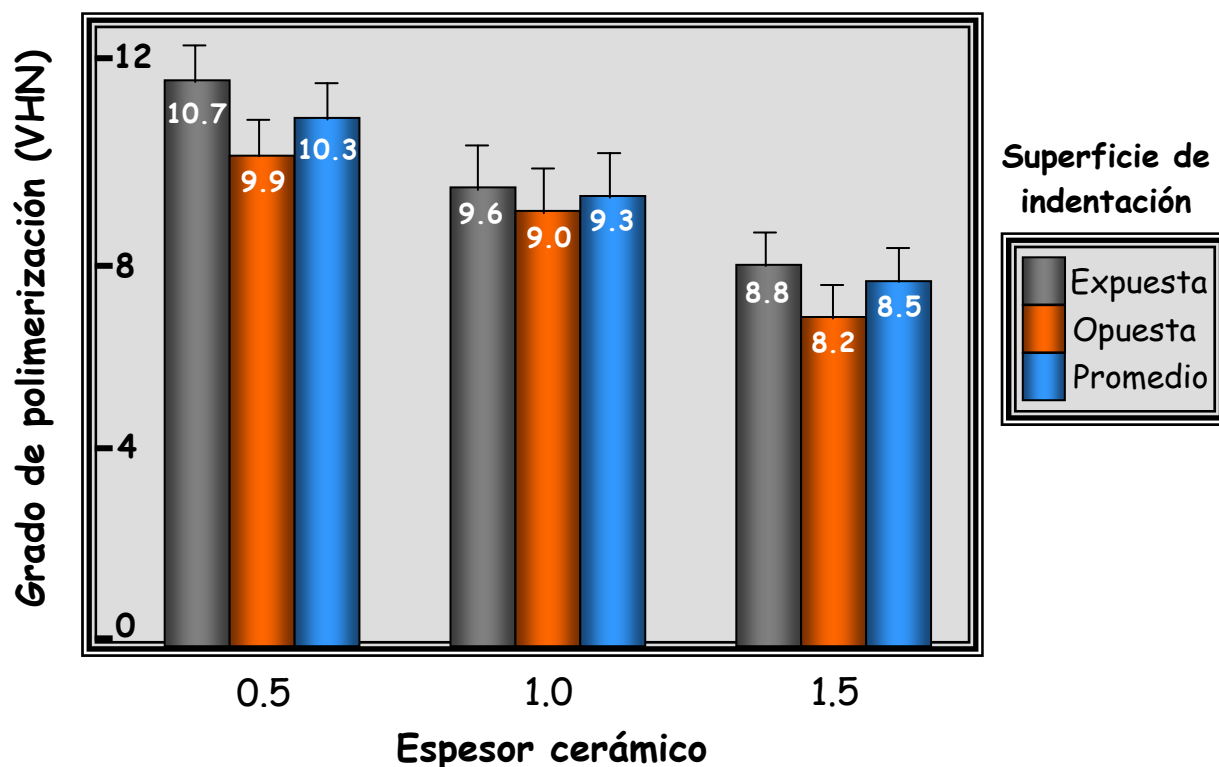


Figura 38. Efecto del espesor cerámico sobre el grado de polimerización

En la **tabla XII** podemos ver que, tras aplicar un **Análisis de Varianza (ANOVA)**, al ser $p < 0.05$, volvemos a rechazar la hipótesis nula, es decir, existe una diferencia estadísticamente muy significativa para la dureza expuesta y significativa para la dureza promedio, estando en el límite de la significación la dureza opuesta.

Tabla XII. Comparación entre espesores cerámicos: ANOVA

Variable dependiente	Fuente de variación	GL	SC	CM	F	p Valor*
Dureza expuesta	Espesor	2	20.09	10.04	4.55	0.0188
	Error	30	66.23	2.20		
	Total	32	86.32			
Dureza opuesta	Espesor	2	15.45	7.73	3.26	0.0525
	Error	30	71.18	2.38		
	Total	32	86.63			
Dureza promedio	Espesor	2	17.68	8.84	3.89	0.0314
	Error	30	68.12	2.27		
	Total	32	85.80			

* $\alpha = 0.05$;

GL: Grados de libertad;

SC: Suma de cuadrados;

CM: Cuadrado de las medias

Además, la dureza de la superficie expuesta (dureza expuesta) es más susceptible ($F=4.55$) al efecto del espesor cerámico que la dureza opuesta ($F=3.26$).

Si consideramos de nuevo la **dureza promedio o dureza propiamente dicha**, podemos comparar esta vez la *eficacia de polimerización según el espesor cerámico (figura 39)*, obteniendo el mayor grado de polimerización (10.3) bajo **0.5 mm**, resultando pues éste el mejor espesor cerámico o **más eficaz** y el peor o **menos eficaz** el de **1.5 mm** al haber conseguido el grado de polimerización más pequeño (8.5), ocupando la posición intermedia 1.0 mm.

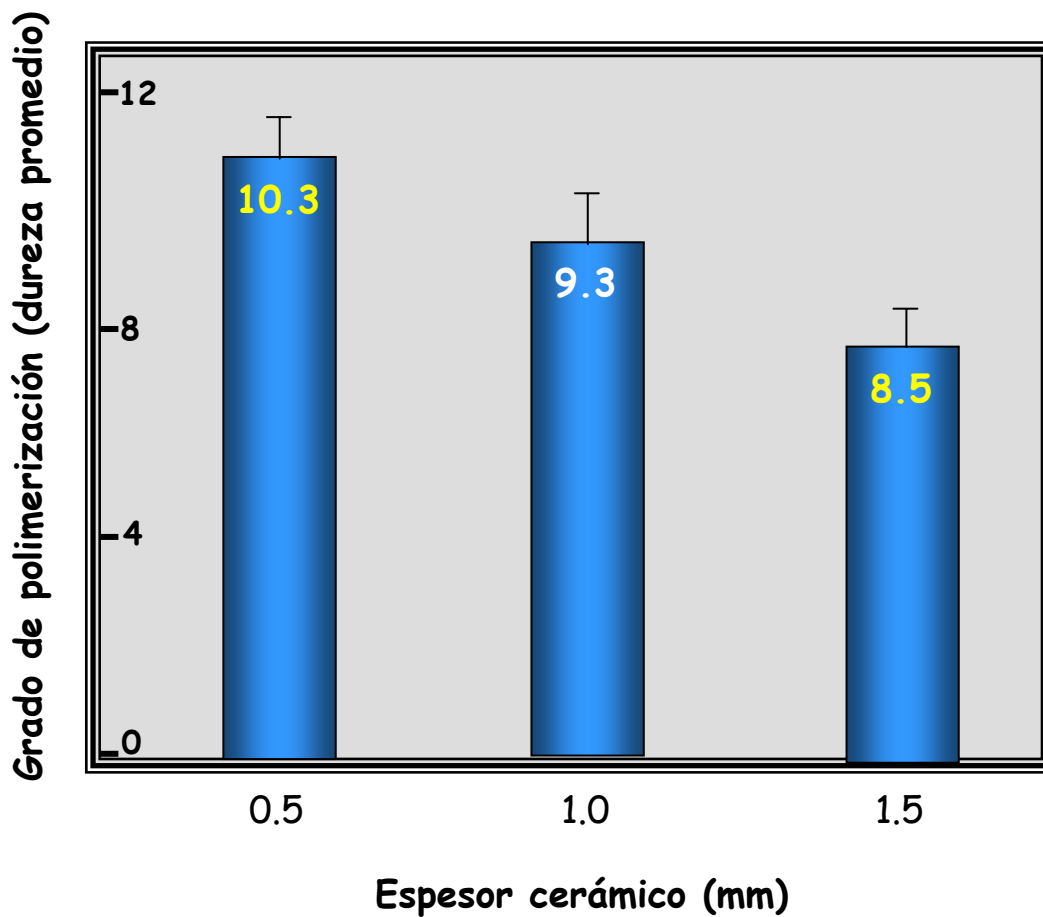


Figura 39. Eficacia de polimerización según el espesor cerámico

Como este ANOVA ha indicado significación, aplicamos otro **test de Duncan** para comprobar entre qué espesores existen las diferencias (**tabla XIII**). En este sentido, medias con la misma letra no son diferentes significativamente.

Tabla XIII. Comparación entre espesores: Test de Duncan

Variable	Agrupamiento**	Media (VKN)*	Espesor (mm)
Dureza expuesta	A	10.07 (1.72)	0.5
	B A	9.6 (1.38)	1.0
	B	8.8 (1.34)	1.5
Dureza opuesta	A	9.9 (1.67)	0.5
	B A	9.0 (1.51)	1.0
	B	8.2 (1.43)	1.5
Dureza promedio	A	10.3 (1.69)	0.5
	B A	9.3 (1.44)	1.0
	B	8.5 (1.38)	1.5

* Desviaciones estándar dadas entre paréntesis

** Medias con la misma letra no son diferentes significativamente

Por tanto, tenemos **diferencias significativas** al pasar de 0.5 mm a 1.5 mm en las tres variables.

DISCUSIÓN

7. DISCUSIÓN

7.1. De los materiales y métodos

■ Con respecto a la selección de la **cerámica** empleada en nuestro estudio, conviene aclarar en primer lugar el significado de dos términos: cerámica y porcelana, que fácilmente se confunden en el lenguaje oral y escrito. “**Cerámica**” consiste en el arte de fabricar vasijas y otros objetos de barro y loza, de todas clases y calidades. Sin embargo, “**porcelana**” define el producto final obtenido (*Fons, 2001*). A lo largo del texto se ha hecho referencia indistintamente a los dos términos, hablando pues tanto de facetas o carillas de cerámica como de porcelana.

Aspectos muy característicos de la porcelana como su composición o los sistemas de trabajo de las mismas en el laboratorio, hacen que, ante el dilema de la **elección** de un tipo u otro de porcelana, el profesional no pueda decidirse con claridad ya que desconoce las características de resistencia e incluso el tipo de porcelana de que se trata. Esto es fundamental ya que, dependiendo del tipo de porcelana empleada, la eficacia de la polimerización puede variar significativamente (*Rasetto y cols., 2001*).

El término “**vitrocerámica**” engloba a todo un grupo de nuevas porcelanas en las cuales la omisión por un lado de las características de su composición y por otro el intento de hacerlas parecer distintas, hace que sea difícil clasificarlas correctamente, creando confusión. En este sentido, algunas de las nuevas porcelanas, a pesar de que por su composición sean feldespáticas o aluminosas, por sus características particulares en cuanto a su elaboración así como la incorporación de pequeñas cantidades de otros elementos (MgO, leucita, o cristales de alta resistencia y elasticidad), hace que se clasifiquen también como vitrocerámicas: En este apartado se incluyen aquellas porcelanas en cuya técnica de elaboración existe una fase inicial en la cual se obtiene un vidrio y una segunda fase en la que dicho vidrio, mediante un proceso térmico o ceramización, pasa de ser una masa amorfa a organizarse en una estructura parcialmente cristalizada.

Hay vitrocerámicas que pueden, a su vez, centrifugarse (colado) o comprimirse al vacío (inyección) en el interior de un revestimiento empleando el proceso de la **cera perdida** (*Crispin, 1998(b)*).

Por tanto, la cerámica utilizada en nuestro estudio, **IPS Empress®**, es una **porcelana feldespática de alta resistencia** (según su composición química) y una **vitrocerámica moldeada por inyección** (según su técnica de elaboración), que se suministra en lingotes precristalizados, con una gran variedad de colores y opacidades para elegir.

La **composición y estructura de la porcelana** influye en la transmisión luminosa y consiguiente curado del cemento de resina subyacente. A este respecto, en un estudio donde se emplearon varios tipos de cerámica, concretamente Dicor® coloreada, Optec® y Ceramco®, se comprobó que la estructura del material cerámico determina la absorción de fotones en una determinada longitud de onda. Se llegó a la conclusión de que el tamaño y la propagación de las fases cristalinas definen la geometría de los obstáculos en la propagación del haz luminoso (*Le Denmat, Estrade y Fleiter, 1990*). En otro estudio, los dos cementos de resina estudiados desarrollaron mejores patrones de curado bajo la cerámica de vidrio colada Dicor® que bajo la porcelana feldespática Vita VMK 68® (*Blackman, Barghi y Duke, 1990*). En un estudio posterior se volvió a constatar que Dicor® permitía mayor transmisión luminosa y por tanto valores de curado mayores que la porcelana Colorlogic® (*Myers, Caughman y Rueggeberg, 1994*). En otro estudio se comparaba el grado de polimerización de un cemento de resina a través de una porcelana feldespática de alta resistencia (IPS Empress®), una aluminosa convencional (Vitadur-N®) y una aluminosa de alta resistencia (Procera All-ceram®), dando como resultado diferencias de dureza Knoop (*McLean y Fasbinder, 2000*). Recientemente se ha publicado un trabajo en el que se ha evaluado el grado de polimerización de un cemento de resina a través de una porcelana feldespática, una aluminosa y una cerámica inyectable. Los datos indicaron que el valor de dureza Knoop (KHN) del cemento, varió en función del material cerámico empleado (*Rasetto, Driscoll y Fraunhofer, 2001*).

Hemos seleccionado para realizar nuestro estudio la cerámica **IPS Empress®**, ya que, como las modificaciones estéticas pueden conseguirse añadiendo capas en la superficie con tintes (**técnica de maquillaje**), el efecto del color, concretamente la absorción luminosa por

parte de los pigmentos, repercute principalmente en la capa superficial y no en la masa del material, como en el caso de otras porcelanas.

No se ha utilizado la cerámica **IPS Empress® 2** (recientemente aparecida) porque, según las indicaciones del técnico de laboratorio, ésta se emplea cuando se trabaja con **mayores espesores** de material, es decir, en caso de estructuras de puentes, coronas o incrustaciones. En estas situaciones, el **disilicato de litio** confiere una alta resistencia a la porcelana, empleando la **técnica de capas**. En casos de espesores menores de 2 mm, como las **facetas de porcelana**, se suele utilizar la **técnica de maquillaje**, para lo cual está más indicada la cerámica **IPS Empress®**.

■ Con respecto al **cemento de resina** empleado en nuestro estudio, debemos hablar acerca de tres aspectos que influyen en la fotopolimerización de las resinas compuestas, a saber, tipo de relleno, color y mecanismo de polimerización:

• **Tipo de relleno (tamaño de partícula y carga):** El **relleno inorgánico** de las resinas compuestas está compuesto por cuarzo, sílice o vidrio. Es importante conocer el contenido de relleno o “carga” (que puede representarse como porcentaje en peso o en volumen), así como el tamaño de partícula del relleno. En este sentido los **macrorrelenos** más recientes del mercado presentan partículas con tamaños de 1 a 5 μm (partícula pequeña). Los **microrrelenos** contienen partículas de sílice submicrónicas (0.04 μm) en lugar de cuarzo o cristales. Los **híbridos** pueden describirse como composites de macrorrelleno de partícula pequeña (0.6-5 μm) con microrrelleno de 0.04 μm incorporado a la matriz de resina., subdividiéndose en función del tamaño de macrorrelleno empleado. Los híbridos introducidos más recientemente presentan unos tamaños de partícula inferiores a 1 μm , con tamaños máximos de 2-4 μm , dependiendo de la marca (*Crispin, 1998(a)*). Las **resinas de cementado híbridas** constan de **sílice coloidal y partículas de vidrio** que contienen materiales pesados.

Se ha comprobado que el grado de polimerización de las resinas compuestas varía según el tamaño de partícula del relleno inorgánico. Investigadores japoneses estudiaron el efecto del tamaño de sílice sobre la polimerización midiendo la dureza Knoop de la resina. Vieron que la cantidad de luz emitida por la lámpara disminuía al incrementar el diámetro de la partícula de sílice, reduciéndose así la dureza de manera muy significativa ($p < 0.001$), con lo cual el factor

“tamaño de partícula” influyó en el grado de polimerización (*Fujita y cols., 1999*), aunque la relativa contribución del tamaño de partícula en relación a otros factores, tales como intensidad luminosa, tiempo de exposición y espesor del material sobrepuesto, es muy pequeña.

Las partículas del relleno tienden a dispersar la luz. Además, la diferencia entre el índice de refracción de la resina y el relleno, controla la luz perdida por refracción. En este sentido, las **partículas de relleno más pequeñas (0.01-1 µm)** son las que provocan mayor dispersión luminosa, debido a que dichos tamaños son similares a las longitudes de onda emitidas desde las lámparas de polimerización. Todos los composites de microrrelleno y bastantes híbridos usados hoy en día, contienen partículas de relleno que se encuentran dentro de dicho rango (*Caughman, Rueggeberg y Curtis, 1995*). En general, los **composites de microrrelleno** presentan **mayor dificultad de polimerización que los híbridos**, ya que en los segundos las **partículas de vidrio** ayudan a transmitir la luz a través del material. Además, cuanto mayor **carga de relleno** inorgánico tiene un composite, más fácilmente se polimeriza. Por tanto, una cantidad de luz determinada polimerizará de modo más completo un macrorrelleno o un híbrido fuertemente cargado que un composite de microrrelleno (*Crispin, 1998(a)*).

- **Color:** Al manejar restauraciones de cerámica total adhesivas, el color final dependerá del color del diente subyacente y del color de la luz transmitida por el cemento de resina (*Touati y Miara, 1993*). La luz se transmite más fácilmente por las resinas de colores claros que por las de colores oscuros (*Crispin, 1998(a)*). El mejor cemento, desde un punto de vista cromático, es muy translúcido, casi transparente. Esta propiedad óptica potencia el color final de la restauración (*Fuzzi, Carnevale y Tonelli, 1996*).

- **Sistema de polimerización:** Los fabricantes hoy en día proponen al lado de los materiales de fraguado químico (**quimiopolimerizables**), cementos de resina activados por luz (**fotopolimerizables**) y otros de sistema doble (fotoactivación + curado químico), denominados **duales**. Los cementos fotopolimerizables son generalmente el material de elección en el caso de las facetas de porcelana, debido a su mayor estabilidad del color y su capacidad de permitir al operador controlar el tiempo de trabajo. El uso del catalizador en las facetas de porcelana es problemático debido al **potencial de decoloración** (*Linden y cols., 1991*). En un trabajo publicado recientemente, los investigadores concluyen que el cemento de resina Variolink® II, así como también Geristore® y Natural-Flow®, pueden ser empleados como un buen material

para cementar facetas de porcelana (*Barceleiro y cols., 2000*). Sin embargo, los clínicos discrepan a la hora de seleccionar un cemento de elección, prefiriendo unos los fotocurables y otros los de curado dual (*Rosenstiel, Land y Crispin, 1998*).

Para la realización de nuestro estudio, elegimos el cemento de resina **Variolink® II (Vivadent)**, concretamente la **pasta base fotopolimerizable transparente**, por las siguientes razones:

En cuanto al **tipo de relleno**, se compone de vidrio de bario, trifluoruro de iterbio, vidrio de fluorsilicato de Ba-Al y óxidos mixtos esferoidales. El tamaño de partícula oscila entre 0.04-3.0 μm , siendo el tamaño promedio de **0.7 μm** (*Reality, 2001*). La carga de relleno es de **73.4 % (peso)** o 46.7 % (vol.). Por tanto, se trata de un composite híbrido, con partículas de vidrio y con mayor carga que otros de los cementos propuestos en un principio, con lo cual la transmisión luminosa se espera sea mejor.

En cuanto al **sistema de polimerización**, se ha preferido la **pasta base** únicamente, es decir, la **fotoactivación**, ya que, en el caso de la presentación dual, al tratarse de dos pastas (base + catalizador) que deben ser mezcladas, se podría cometer un error de cantidades, pudiendo variar la proporción exacta de cada componente, añadiendo más base ó más catalizador. Otra causa por la que no se ha utilizado el catalizador es el **cambio de color** que se produce **en los cementos duales**. A este respecto, en un estudio donde se evaluaron cinco cementos de resina duales, los investigadores comprobaron que hubo cambios de color a corto y largo plazo en todos los materiales probados (*CRA Newsletter, 1993*). Como en nuestro departamento se tienen previstas investigaciones futuras con el material elegido para dicho estudio, es importante considerar este problema.

En cuanto al **color**, se trata del **transparente**, que es el más claro de su gama, obteniendo un grado de translucidez alto, con lo cual se intenta una aproximación a la situación clínica ideal para las facetas de porcelana, reduciendo la absorción luminosa por parte de los pigmentos.

■ Con respecto a la **lámpara de polimerización** empleada en nuestro estudio, dudamos en un principio a la hora de elegir entre la Optilux[®] 501 ó la Spectrum[®] 800. Finalmente, tras revisar la bibliografía existente (*Reality, 2002(b)*); *CRA Newsletter, 2000(c)*), optamos por la primera, ya que dispone del terminal Turbo +, con el cual se consigue una mayor intensidad o potencia luminosa de salida, y además, para mayor comodidad, presenta una amplia gama de programas o **modos de curado automáticos**. Sin embargo, hay autores que prefieren las lámparas con modos programables, tales como la Spectrum[®] 800 o la VIP[®], de manera que el clínico pueda crear su propio protocolo de intensidad variable (*Keogh, 2001*).

■ Con respecto a la **confección de los discos de cerámica:**

En relación a la **técnica de laboratorio**, se empleó la **técnica de inyección**, ya que es específica de esta cerámica. Dado que se emplea el proceso de la **cera perdida**, se rellena todo el molde con un solo material. En la condensación sobre modelos de revestimiento, donde la porcelana se condensa directamente sobre troqueles, se produce mayor contracción del material, con lo cual se necesitarían sucesivas correcciones.

En un primer momento los **moldes portacerámica**, destinados a contener los patrones de cera y posteriormente los discos cerámicos resultantes, se fabricaron de latón y con forma cuadrangular, pero al comprobar que se deformaban con relativa facilidad al someterlos a presión, decidimos sustituir el latón por **acero**, mucho más resistente. Cambiamos también el **diseño** cuadrangular por el **cilíndrico**, ya que el segundo reproducía la forma del terminal de la lámpara y, además, era más fácil de fabricar al carecer de ángulos rectos.

Refiriéndonos al grosor de los **discos cerámicos**, elegimos los **espesores de 0.5, 1.0 y 1.5 mm** por considerar que **representan la situación clínica** que acabamos de describir en los dos párrafos anteriores. En los artículos revisados al respecto, la mayoría de los investigadores (*Strang y cols., 1987; Linden y cols., 1991; O'Keefe, Pease y Herrin, 1991; Uctasli, Hasanreisoglu y Wilson, 1994; Guimaraes y cols., 1999*) seleccionaron este rango también y rangos mayores para los casos de incrustaciones, concretamente de hasta 6.0 mm (*Chan y Boyer,*

1989; Blackman, Barghi y Duke, 1990; Warren, 1990; Le Denmat, Estrade y Fleiter, 1990; Myers, Caughman y Rueggeberg, 1994; Prinsloo y cols., 1997; McLean y Fasbinder, 1999).

Desde el punto de vista clínico, la mayor parte de las facetas de porcelana tienen alrededor de **0.5-1.0 mm de espesor**. Sin embargo, en aquellos casos donde la faceta reconstruye también el contorno del diente (dientes malformados o fracturados) o en tinciones graves por tetraciclina, la porcelana puede ser considerablemente más gruesa. Así pues, las carillas de cerámica son excelentes para realizar modificaciones del color (dientes con tinción), alinear dientes o modificar formas no deseadas. Algunos clínicos han empleado **carillas de cobertura parcial** para reemplazar pequeñas porciones de un diente, lo que con frecuencia implica también modificaciones en el tallado (*Crispin, 1998(b)*).

En cuanto a la **reducción vestibular**, es esencial eliminar al menos 0.5 mm de superficie dentaria para que el protésico pueda trabajar sin que la carilla se fracture. Además, debe quedar sitio suficiente de manera que se puedan crear las ilusiones de profundidad, translucidez y caracterización, para no tener una cerámica opaca y monocromática (*Garber, 1993*). Con las carillas, como se ha mencionado anteriormente, el material teñido en superficie es el material de elección, ya que dimensiones tan pequeñas no permitirían utilizar correctamente la técnica de capas sin sobrecontornear.

La **reducción incisal** es el factor más importante en la resistencia a la fractura a largo plazo. Se debe reducir el borde incisal completo 1.5 mm.

La **preparación dentaria de una faceta de porcelana**, como tratamiento conservador, debería suponer una reducción parcial del esmalte (0.5-0.6 mm) evitando o reduciendo al mínimo la exposición de la dentina, ya que **el cemento de resina se une de forma más predecible al esmalte que a la dentina**.

■ Con respecto a la **confección de los discos de cemento:**

En relación a las **piezas del dispositivo cilíndrico de polimerización**, elegimos para confeccionar la **plancha de base** un material plástico (metacrilato) translúcido de color blanco para simular de la manera más aproximada posible las propiedades ópticas (reflexión) de los tejidos dentarios (esmalte-dentina), ya que por el propio diseño del dispositivo no era posible obtener secciones de tejido dentario con un diámetro tan grande. A este respecto, la mayoría de los autores utilizaron resinas sintéticas (*Blackman, Barghi y Duke, 1990*), tales como metacrilato (*Warren, 1990*) o nailon (*Uctasli, Hasanreisoglu y Wilson, 1994*). Otros emplearon placas de cristal (*Blackman, Barghi y Duke, 1990*). Algunos (*Chan y Boyer, 1989; Guimaraes y cols., 1999*) utilizaron una sección de dentina (3 mm de espesor), sobre la cual se superponían muestras de diferentes sustratos, a saber, esmalte, esmalte/dentina y/o porcelana.

El **resto de piezas**, salvo las láminas separadoras, se fabricaron de metal para evitar interferencias con la luz ambiental, jugando un papel muy importante al respecto el encofrado, ya que aporta estabilidad al conjunto y evita tanto la dispersión como la filtración luminosa. En los artículos revisados, se utiliza siempre un **material opaco** para aislar las muestras, ya sea plástico (*Adamczak y cols., 2000*) o metálico (*Jung y cols., 2000*). En este sentido, en un estudio piloto usando un molde de politetrafluoroetileno (PTFE) blanco, se comprobó que el incremento de dureza de la resina fue rápido. Dicho material transmitió la luz tan eficazmente que se logró una completa polimerización incluso con un espesor de dentina sobrepuesta de 2 mm (*Uctasli, Hasanreisoglu y Wilson, 1994*). Esto concuerda con los resultados de otros autores, quienes sugirieron que moldes construidos con plásticos translúcidos conducirían a conclusiones exageradas sobre su función (*Denyer y Shaw, 1982*).

El **molde de reservorio** se fabricó con un espesor de **0.1 mm**, coincidiendo con otros autores (*Prinsloo y cols., 1997*), ya que éste era el mínimo posible, pues no se disponía de planchas de acero más delgadas. Además, un espesor más pequeño hubiera hecho difícil la manipulación del disco de cemento resultante, con riesgo de fractura durante el ensayo de dureza al indentar sobre una superficie tan delgada. Otros autores emplearon espesores mayores, desde 0.2 mm (*Warren, 1990*), hasta 1 mm (*Uctasli, Hasanreisoglu y Wilson, 1994*). Hay muy pocos investigadores que hayan podido emplear espesores menores. A este respecto, *Germain y Hughes (1998)*, consiguieron 100 µm, sin especificar el método de obtención de tal espesor.

Los **agentes cementantes de resina** son la parte más débil del sistema y su grosor en el margen nunca debe superar los **100 μm** (Touati y Miara, 1993). Es muy importante la correcta combinación “espesor de cerámica / espesor de cemento”, ya que dicha proporción parece tener una relevante influencia sobre la distribución del estrés en las facetas de porcelana. Una fina capa de cemento proporciona generalmente un mecanismo más efectivo de liberación del estrés (Andreasi y cols., 1999). En un estudio realizado al respecto, sólo la faceta de porcelana con un espesor de cemento de 100 μm fue compatible con un perfil natural de emergencia (Magne y cols., 1999). En otro estudio se comprobó que Calibra[®] y Variolink[®] II presentaron la mayor retención con un espesor de 100 μm (Nathanson y Banasr, 2001).

Se emplearon **láminas de acetato** como mecanismo separador, para minimizar la capa inhibida de oxígeno y para conseguir una superficie del cemento totalmente plana y lisa, fundamental para poder llevar a cabo correctamente el ensayo de dureza. A este respecto, en un estudio en el cual se evaluaron las características de superficie de dos composites (mediante perfilometría y microdureza Knoop), se comprobó que las superficies más lisas y más duras tenían lugar cuando se fotopolimerizaba el material contra una tira de matriz Mylar (Yap, Lye y Sau, 1997). Sin embargo en un estudio posterior, se comprobó que la microdureza Vickers de la superficie del composite en contacto con una banda de acetato fue menor (hasta los 6 días) que la superficie acabada y pulida, por lo cual existe inhibición de oxígeno, aunque es diferente de la que ocurre en contacto con el aire (Park y cols., 2000). Hay autores que emplearon ambas técnicas a la vez, es decir, acabaron y pulieron el cemento mediante discos de diamante y papel abrasivo, recubriéndolo con una matriz de acetato (Warren, 1990).

- En cuanto al uso del **radiómetro analógico Demetron modelo 100**, este aparato mide la intensidad (en mW/cm^2) proveniente de la lámpara polimerizadora dentro de un limitado rango (400-525 nm) de longitudes de onda (Pires y cols., 1993). Lo utilizamos previamente a la polimerización de cada una de las muestras para controlar en todo momento la potencia o intensidad luminosa emergente (**figura 40**), pues fluctuaciones de voltaje en la red eléctrica pueden variar el voltaje que el transformador envía a la bombilla, con lo cual la intensidad no sería constante (Poulos y Styner, 1997).



Figura 40. Lectura del radiómetro analógico

■ Con respecto al *ensayo de dureza:*

Se ha demostrado que la microdureza es un indicador fidedigno, muy sensible, del grado de polimerización de las resinas compuestas (*Asmussen, 1982; Ferracane, 1985; Rueggeberg y Craig, 1988; Peutzfeld, 1994*). Existen distintas pruebas de dureza (Vickers, Knoop, Barcol, Brinell, Rockwell). La elección de una de ellas viene determinada por el tipo de material (*Ábalos y cols., 1999(a)*). En este sentido, el **ensayo de microdureza Vickers (VHN)** ha sido ampliamente recomendado y usado para evaluar el curado de las resinas compuestas (*Von Beetzen y cols., 1993; Unterbrink y Muessner, 1995; Dannheimer y cols., 1998*). *Warren (1990)* asumió la correlación entre dureza y grado de conversión, afirmando en su estudio que la **dureza Vickers** registrada es una **medida de la totalidad del curado** y, por tanto, el más alto Número de Dureza Vickers (VHN) se corresponde con el mayor grado de curado del cemento de resina.

Debido a la accesibilidad (en el laboratorio del Departamento disponíamos de un microdurómetro) y simplicidad del método, optamos por el **ensayo de dureza Vickers**. Además, se ha demostrado que métodos indirectos tales como el microscopio óptico y los tests de raspado o “scraping”, tienden a sobrestimar el curado de las resinas compuestas (*Dewald y Ferracane, 1987*), mientras que métodos directos tales como la espectroscopia de infrarrojos (FTIR) o la espectroscopia láser (Raman), no han sido aceptados como métodos de rutina, ya que son muy caros pero sobre todo complejos (*Rueggeberg y Craig, 1988*).

Antes de comenzar el ensayo de dureza, se realizó una pequeña **prueba para calibrar el microdurómetro**, estableciendo unas magnitudes adecuadas de fuerza y tiempo de carga (**figura 41**), ya que valores excesivamente altos inutilizaban las muestras de estudio al deformarse o incluso fracturarse el cemento de resina, mientras que valores muy bajos daban como resultado una huella excesivamente pequeña, cuyas diagonales no se podían medir, sin poder establecer pues la lectura de la dureza Vickers.

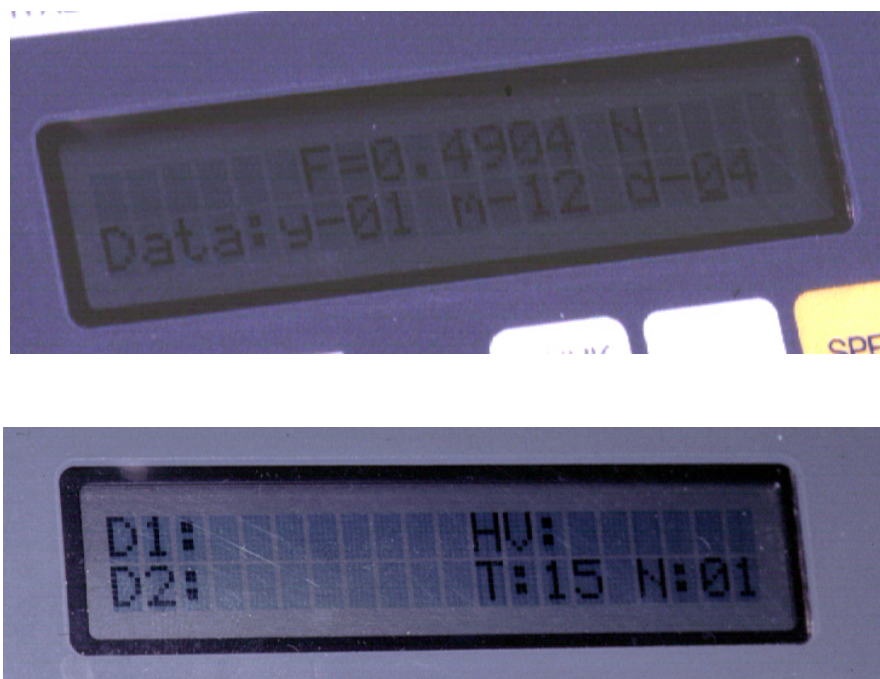


Figura 41. Fuerza y tiempo de carga

Las **condiciones ambientales** (luz, temperatura, humedad) se intentaron mantener constantes en todo momento (**figura 42**), llegando incluso a desechar las muestras obtenidas en días de lluvia (nublados), ya que la luz diurna es menos intensa, así como también se produce un aumento considerable de la humedad relativa, que favorece el fenómeno de la expansión higroscópica.



Figura 42. Condiciones ambientales (Temperatura y Humedad)

En este sentido, las resinas sufren **expansión higroscópica**, es decir, al absorber agua del entorno, se libera el estrés interno de la resina, con lo cual ésta se vuelve menos compacta, produciéndose un cambio en la capacidad de ser indentada. Dicha accesibilidad al agua desde el entorno tiene lugar especialmente en los cementos adhesivos de restauraciones rígidas (*de la Macorra, 1999*). Por tanto un aumento de la humedad puede afectar a la dureza, disminuyéndola. Por otro lado, la temperatura produce un aumento de las propiedades mecánicas, entre ellas la dureza, al favorecer la reacción de fraguado (*Ábalos, 1999(a)*).

En cuanto al **intervalo de tiempo** transcurrido **entre la fotopolimerización y el ensayo de dureza**, nosotros llevamos a cabo el ensayo **inmediatamente después de la fotopolimerización** de las muestras para no considerar la fase oscura (post-curado químico), coincidiendo así con varios autores (*Wang y Sang, 2001; Rasetto, Driscoll y Fraunhofer, 2001; Zahra, Abate y Macchi, 2001*), ya que se han registrado capas de oxígeno inhibido de hasta 270 μm tras el almacenamiento a prueba de luz de muestras de resina compuesta a 21° C (*Unterbrink y Muessner, 1995*). Por el contrario, otros autores prefieren almacenar las muestras a temperatura ambiente en un contenedor a prueba de luz (cámara oscura) e indentar más tarde: 30 min tras la irradiación luminosa (*Chan y Boyer, 1989*), 30 min y 24 h (*Linden y cols., 1991*), 5 min, 60 min y 24 h (*Uctasli, Hasanreisoglu y Wilson, 1994*), 24 h (*Hofmann, 2000*), 7 días después (*Sharkey y cols., 2001*); sin embargo, otros almacenaron las muestras a prueba de luz y en agua antes del ensayo: 7 días a temperatura ambiente (*Blackman, Barghi y Duke, 1990*), 24 h a 37° (*Warren, 1990*), 1, 7 y 15 días a 37°, alcanzándose la máxima dureza a los 7 días (*Ábalos y cols., 1999*).

Es la opinión de algunos autores que la dureza de las resinas compuestas disminuye en las muestras conservadas en ambiente seco, por lo cual opinan que se debe **reproducir el medio oral húmedo** (*Breeding, Dixon y Caughman, 1991*). En un estudio realizado por investigadores alemanes con el cemento de resina Variolink[®] II en su presentación dual, se evaluó el grado de conversión mediante la técnica de infrarrojos después de 1, 7, 30, 90 y 180 días en agua a 37°, llegando a la conclusión de que tras tres meses en dichas condiciones de almacenamiento, se incrementó significativamente el porcentaje de conversión (*Gahse y cols., 2001*). Sin embargo, otros autores han comprobado que la dureza Vickers de un composite fotopolimerizable es mayor en ambiente seco que en medio húmedo, ya sea agua destilada, solución buffer o alcohol (*Muessner y Hartmann, 2001, Asmussen y Peutzfeldt, 2001*). En un estudio donde se evaluó, en seco y a temperatura ambiente, el cemento de resina Porcelite[®] en sus dos presentaciones, fotocurable y dual, se comprobó que, en el caso de los cementos híbridos, la activación dual producía superficies más duras que la fotoactivación cuando las muestras se exponían directamente (superficie expuesta). Sin embargo, cuando se interponía porcelana, la superficie profunda (superficie opuesta) permanecía blanda a los 5 minutos. El no reproducir el ambiente oral, es decir, al haber una temperatura y humedad mucho menores, repercutía sobre el material dual debido al catalizador o activador químico (*Uctasli, Hasanreisoglu y Wilson, 1994*), es decir, esto estaría en relación con la “fase oscura” de polimerización del composite, que puede verse influida por el medio húmedo (*Ábalos y cols., 1999(a)*).

En cuanto al **número de indentaciones**, se realizaron **8 por muestra**, concretamente **1 por cuadrante**, para obtener así una media válida y analizable. En la bibliografía revisada el número varía de unos autores a otros, estableciéndose un rango de 3 a 10 indentaciones por muestra de resina (*Blackman y Barghi, 1990; Uctasli, Hasanreisoglu y Wilson, 1994; Senawongse, Otsuki y Tagami, 2001; Pelissier y cols., 1999*).

En cuanto a la **ubicación de las indentaciones**, éstas se llevaron a cabo en el **centro de los cuadrantes** marcados, para obtener así una media lo más homogénea posible.

- En relación con el **análisis estadístico**:

A este respecto debemos decir que la mayoría de los autores revisados han empleado un ANOVA bifactorial o incluso trifactorial y diferentes tests "a posteriori", ya que se trata de investigaciones muy complejas donde se evalúan múltiples factores. Nosotros, sin embargo, hemos aplicado en nuestro estudio un **ANOVA unifactorial**, más acorde con nuestro tamaño muestral, y un **test "a posteriori" de Duncan de rango múltiple**. Otros investigadores, al igual que nosotros, han empleado estos mismos tests estadísticos para comparar la dureza Knoop de resinas compuestas (*Linden y cols., 1991; Vargas, Cobb y Schmit, 1998; Senawongse, Otsuki y Tagami, 2001*).

7.2. De los resultados

Las unidades de medida de dureza en dicho estudio son **Vickers (VHN)**, debido a la pirámide de diamante adaptada a nuestro durómetro. Los datos resultantes permiten realizar un análisis comparativo entre ellos al considerar las diferentes variables, evaluando así el efecto sobre el grado de polimerización del cemento en cuestión. Sin embargo, estamos de acuerdo con *Ábalos y cols. (1999(a))* en que **el valor cuantitativo de las medidas registradas no es extrapolable a otros estudios**, ya que existen diferencias en las cifras obtenidas por las diferentes metodologías de ensayo. Por tanto, son válidas para llevar a cabo nuestra experimentación, pero **no deben ser comparadas en términos absolutos con otros estudios similares de microdureza**.

- Con respecto al concepto **dureza**, debemos hablar de dos aspectos, la dureza superficial y la dureza efectiva:

- **Dureza superficial**: Diversos estudios han mostrado, sin embargo, que **la dureza superficial (o dureza de la superficie expuesta) por sí sola, es un pobre indicador del grado de polimerización en las áreas más profundas de las resinas compuestas** (*Pires y cols., 1993; Rueggeberg y Jordan, 1993; Fowler, Swartz y Moore, 1994; Myers, Caugman y Rueggeberg, 1994; O'Brien, 1997; Poulos y Stynern, 1997; Blankenau, Erickson y Rueggeberg, 1999; Leonard, Charlton y Hilton, 1999*).

De hecho en **nuestro estudio**, hemos observado que para la dureza expuesta, la media del modo Conv_80 es mayor que la del Conv_70. Sin embargo, para la dureza opuesta ocurre lo contrario, es decir, la media del Conv_80 es menor que la del Conv_70, es decir, la dureza de la superficie expuesta no refleja realmente la dureza o grado de polimerización de la superficie opuesta. El grado de polimerización varía, pues, al tener en cuenta la superficie de las muestras. Esto podría deberse a que en la zona superficial, un número suficiente de fotones está disponible para iniciar la polimerización, incluso con una reducida radiación luminosa. Por el contrario, en capas más profundas una adecuada radiación es mucho más importante, ya que el composite de la superficie expuesta causa dispersión y absorción de fotones, lo cual afecta adversamente al **grado de polimerización, que va disminuyendo internamente desde la superficie expuesta.**

Por tanto, hemos incluido **ambas superficies** en nuestro estudio, al igual que muchos investigadores, **independientemente del ensayo de dureza** empleado, ya sea Barcol (*CRA Newsletter, 2000(a)*), Murdock y cols., 2001; Zahra, Abate y Macchi, 2001), Knoop (*Blackman, Barghi y Duke, 1990; Breeding, Dixon y Caughman, 1991; Germain y Hughes, 1998; Vargas, Cobb y Schmit, 1998; Fujita y cols., 1991; Yap y Seneviratne, 2001*), Rockwell (*Ábalos y cols., 1999(a); Burgess y cols., 1999*), Vickers (*Le Denmat, Estrade y Fleiter, 1990; Warren, 1990, Uctasli, Hasanreisoglu y Wilson, 1994; Pelissier y cols., 2001; Sharkey y cols., 2001*), etc.

Por ello, pensamos que este tipo de estudios deberían contemplar variables que reflejen lo que ocurre en el resto del material y no sólo en la zona superficial o superficie expuesta. Nosotros hemos considerado el valor de la **dureza promedio** como medida del grado de polimerización de la resina cementante, pues pensamos que estima en cierto modo la dureza global, es decir, la dureza del cemento en conjunto. Otros autores han empleado la **ratio o razón de dureza, Dureza opuesta / Dureza expuesta (Dur_o / Dur_e)**, expresada en forma de proporción decimal (*Fujita y cols., 1999; Yap y Seneviratne, 2001*) o como porcentaje (*Breeding, Dixon y Caughman, 1991; CRA Newsletter, 2000(a)*), porque querían evaluar la dureza efectiva.

- **Dureza efectiva, real o clínica:** Ningún patrón parece haber coincidido hasta el momento con respecto a la dureza requerida por el composite fotopolimerizado en relación a su **comportamiento clínico**, es decir, no hay un criterio establecido en relación a la **dureza efectiva o real** que necesita lograrse para considerar el composite adecuadamente curado (*Pilo y Cardash, 1992*).

En un estudio más reciente (*CRA Newsletter, 2000(a)*), se establece la siguiente fórmula a la hora de evaluar la dureza efectiva:

$$\text{Media Dur}_o / \text{Media Dur}_e \text{ (porcentaje): } \% = 100$$

De manera que si el porcentaje resultante es $\geq 90 \%$, entonces la resina compuesta (directamente expuesta) se considera adecuadamente curada o sencillamente “curada”.

Otros investigadores (*Pilo, Oelgiesser y Cardash, 1999*), han sugerido que una resina compuesta adecuadamente fotopolimerizada, debería tener un **gradiente de dureza entre la superficie opuesta (Dur_o) y expuesta (Dur_e) que no exceda el 10- 20%**.

Con respecto a los **cementos de resina**, según *Warren (1990)*, si las muestras que son radiadas directamente sin un disco de porcelana sobrepuesto (**muestras control**) se consideran completamente polimerizadas (100% de curado), entonces el porcentaje de la totalidad de curado para las muestras curadas bajo diferentes espesores de cerámica, puede calcularse. En este sentido, sugirió que, **si la dureza del cemento de resina bajo cerámica se reduce en un 20%** con respecto al máximo obtenible, el **material** estará **insuficientemente polimerizado** para funcionar adecuadamente.

En otro estudio donde se polimerizaba el cemento de composite bajo resina preprocesada de laboratorio (para incrustaciones), si la media de dureza control, es decir, dureza del cemento polimerizado directamente sin material sobrepuesto, era del 80%, se consideraba como un aceptable o correcto nivel de curado. Entonces, **si la media de las muestras polimerizadas bajo el material** de laboratorio era $\geq 80\%$ **de la media control**, el **cemento** se consideraba **adecuadamente curado** (*Breeding, Dixon y Caughman, 1991*).

Desde el principio, nuestro objetivo ha sido comprobar si la dureza del cemento a través de cerámica en unos casos es mayor o menor que en otros, es decir, si la polimerización es mejor o más eficaz que en otros. En ningún momento se ha pretendido determinar la dureza efectiva. Por ello, es importante dejar claro que **nuestros resultados de dureza no pueden ni deben extrapolarse a la clínica**, ya que se estaría incurriendo en un error al tratarse de datos relativos.

■ En cuanto al **modo de curado**, hablaremos de la intensidad luminosa y el tiempo de exposición, analizando varios aspectos de ambos:

A) **Intensidad luminosa**, donde hablaremos de estos tres puntos: Alta intensidad vs media-baja intensidad, efecto sobre la interfase y tejidos dentarios, concepto de energía total.

• **Alta intensidad versus media-baja intensidad**: La primera dificultad estriba en **definir la intensidad ideal** para conseguir una polimerización adecuada. Las lámparas halógenas convencionales emiten luz con una intensidad de 400-800 mW/cm²; las lámparas halógenas modernas de 900-1500 mW/cm²; las de láser de Argón en el rango de los 1000 mW/cm² y las de arco de plasma hasta 2000 mW/cm² (*Dental Products Report, 2001*). Este es un **tema en controversia actualmente**, pues hay autores que defienden el uso de la alta intensidad y otros que cuestionan el que las altas intensidades sean las más adecuadas para conseguir una correcta polimerización (*Ábalos y cols., 1999(b); Reality Now, 1999*).

Una lámpara que aporte más intensidad y mayor rapidez no significa que sea mejor que una menos intensa y más lenta (*Keogh, 2001*). Según *Macchi (2000)*, una potencia o intensidad de luz demasiado elevada (p. ej. más de 800 mW/cm²), puede ocasionar una polimerización sólo de la capa superficial (superficie expuesta) del composite en cuestión. A este respecto, *Jung y cols. (2000)* comprobaron que la eficacia del curado de un cemento de resina fotopolimerizado a través de cerámica con una lámpara de plasma de alta intensidad (PAC) fue menor en comparación con los modos de curado convencional y soft-start de una lámpara halógena de nuevo diseño (Elipar[®] Trilight). En otro estudio, *Sharkey y cols. (2001)* evaluaron la dureza de resinas compuestas de restauración en ambas superficies, opuesta y expuesta, con una lámpara halógena (XL 3000[®]) y otra de plasma (Apollo[®] 95E), comprobando que los valores obtenidos con la halógena fueron significativamente mayores que con la de plasma. Asumiendo la correlación existente entre microdureza y grado de conversión, citada en apartados anteriores, esto reflejaría un reducido porcentaje de conversión de monómero a polímero con la radiación de plasma, con lo cual sugirieron que deberían usarse con cautela este tipo de lámparas de alta intensidad. Otros investigadores comprobaron que el grado de conversión con una lámpara de plasma (1930 mW/cm²) era mayor solamente en la superficie expuesta, pero no en áreas más profundas ni en la superficie opuesta, donde se consiguieron mejores resultados con una lámpara halógena convencional (568 mW/cm²), (*Park, Choi y Yang, 2001*).

Por otro lado, *Hofmann y cols. (2001)*, empleando la espectroscopia de infrarrojos, evaluaron el grado de conversión de composites restauradores usando las siguientes lámparas: una de arco de plasma, a saber, Apollo[®] 95E (1950 mW/cm²) con los modos de curado “3 s” (durante 1 ciclo ó 2 ciclos) y “step” (durante 1 ciclo); y tres halógenas, a saber, Vivalux[®] (250 mW/cm²), Spectrum[®] (550 mW/cm²), Translux[®] (950 mW/cm²), durante 40 s. El resultado fue que la efectividad en la conversión de dobles enlaces de la alta intensidad con la lámpara de plasma no fue significativamente menor a la intensidad media y alta con las halógenas.

• **Efecto sobre la interfase y los tejidos dentarios:** Recientemente, los fabricantes han puesto su atención en la fuente de energía usada para convertir estos materiales de monómeros a polímeros. La publicidad parece reivindicar que las lámparas de láser de argón o las de arco de plasma reducen en gran medida el tiempo de curado e incrementan la eficacia de la polimerización, aumentando la productividad en la clínica. En este sentido, las unidades de curado con una intensidad muy alta son recomendadas casi universalmente. En un principio, se presentan como un gran avance, pero a la hora de la verdad, no cumplen con las exigencias clínicas (*Keogh, 2001*). Fallan al no considerar el **posible efecto negativo de las lámparas de alta intensidad sobre el desarrollo del estrés de contracción en las resinas compuestas** (*CRA Newsletter, 1999(b)*).

En este sentido, al aumentar el ritmo de aparición del estrés de contracción, disminuye la capacidad del conjunto diente-adhesivo-material para adaptarse a él, es decir, **al aumentar la intensidad de luz se afecta la integridad marginal** (*de la Macorra, 1999*). Una potencia demasiado elevada (p. ej. más de 800 mW/cm²) de luz aplicada directamente sobre el material, puede provocar una brusca contracción de endurecimiento que tiende a desprenderlo de la superficie dentaria (*Macchi, 2000*).

Debido a estas razones, ya están empezando a comercializarse **sistemas de fotopolimerización con dos intensidades**; a saber, una baja de comienzo y otra más alta que se emplea a continuación (*de la Macorra, 1999*). El que la potencia de la irradiación sea relativamente baja cuando se pone en funcionamiento y vaya aumentando con el transcurso del tiempo parece permitir que el material polimerice progresivamente, disipando las tensiones que se generan en él y logrando un endurecimiento completo de toda su masa y menor posibilidad de pérdida de adhesión a la estructura dentaria (*Macchi, 2000*). Tan popular es este concepto que

incluso algunas lámparas de alta intensidad han incorporado estos modos de curado alternativo (*Reality Now, 2000*).

Según algunos autores, **se ha enfatizado con respecto a que la intensidad luminosa reducida mejora la integridad marginal significativamente**. Los inconvenientes de este procedimiento son unas propiedades físicas inferiores concernientes al módulo flexural, resistencia a la flexión y grado de conversión (*Bouschlicher, Rueggeberg y Boyer, 2000*). Modos de curado alternativos tales como “Ramp”, “Step” o “Pulse” no parece que ofrezcan ningún beneficio percible en comparación con los modos de curado convencionales de intensidad continua (*Reality Now, 2000*). A este respecto, en un estudio se evaluó la dureza Vickers de un composite empleando tres lámparas halógenas; dos de ellas emplearon tiempos de exposición de 40 y 60 s con intensidades de 500 a 700 mW/cm², y la tercera, concretamente la Kreativ Kuring Light[®], empleó 10 s con los modos de curado “Normal” (800 mW/cm²), “Boost” (920 mW/cm²) y “Ramp” (0 a 700 mW/cm²), obteniéndose la mayor dureza con las dos primeras lámparas empleando 60 s y la menor con la tercera, de 10 s, concretamente con el modo “Ramp” (*Pereira y cols., 2000*). En otro estudio se evaluó la dureza Knoop de dos composites polimerizados mediante dos modernas lámparas halógenas de alta intensidad, a saber, la Optilux[®] 501, con dos modos de curado: “Convencional” (40 s) y “Ramp”, y mediante la VIP[®], con el modo de curado “Pulse”, concluyendo que los dos modos alternativos consiguieron una menor eficacia de polimerización que el modo convencional de manera muy significativa (*Larson y cols., 2001*). En **nuestro estudio**, tras evaluar once modos de curado, el modo “Ramp” ocupa el tercer lugar, empezando por abajo, en la escala de eficacia de polimerización, superando solamente, aunque no de manera significativa, a los modos Conv_10 y Boost. El resto de modos convencionales han conseguido una dureza mayor, por lo que **el modo Ramp no puede considerarse como alternativa real**.

Otros, sin embargo, concluyen en sus estudios que **la prepolimerización a una baja intensidad seguida de un postcurado a plena (máxima) intensidad**, puede dar como resultado restauraciones de composite con una adaptación marginal mejorada, **sin pérdida en la calidad (propiedades físicas) del material** (*Mehl, Hickel y Kunzelmann, 1997*).

Según otros investigadores, antes de emplear estos sistemas de polimerización en fases, sería importante **establecer la efectividad de cada densidad de energía luminosa (intensidad × tiempo de exposición)**, ya que existen muchas combinaciones posibles (*Yap y Seneviratne, 2001*).

Además, existen otros **problemas relacionados con la alta intensidad**, como son una mayor generación de calor sobre los tejidos dentarios (*Loney y Price, 2001*) y la insuficiencia de datos acerca de los tiempos de exposición al polimerizar a través del diente y restauraciones (*CRA Newsletter, 2000(c)*).

- **Concepto de “Energía Total”**: Según algunos autores, **lo importante es determinar** (mediante un test de dureza) **la dosis total mínima de radiación requerida para lograr un adecuado curado, independientemente de si la liberación de energía es secuencial o continua**, concluyendo que si la dosis total de intensidad luminosa recibida por la resina compuesta es mayor de 17.000 mW/ cm², la dureza permanece constante de manera significativa ($p < 0.05$), teniendo en cuenta que en dicho estudio no se ha empleado cerámica interpuesta (*Koran y Kürschner, 1998*). Para *Rueggeberg y cols. (2001)*, la aplicación de una energía de radiación total pre-calculada proporciona unos valores de dureza equivalentes a profundidades similares. Según *Zahra, Abate y Macchi (2001)*, la dureza de los composites analizados en su estudio, se relaciona con la energía total empleada para la fotoactivación, siendo el efecto independiente de la manera en que la cantidad de energía es modificada, es decir, independiente del tipo de lámpara, distancia a la superficie del material y del tiempo de activación.

B) Tiempo de exposición, donde vamos a comentar dos puntos: la influencia del tiempo de exposición vs intensidad luminosa y la tendencia a acelerar el ritmo de la fotopolimerización.

- **Influencia del tiempo de exposición versus intensidad luminosa**: La mayoría de los autores revisados en la bibliografía opinan que el primer factor, tiempo de exposición, es más importante que el segundo, intensidad luminosa. Según *Pires y cols. (1993)*, la duración y la intensidad de la radiación luminosa son factores importantes en la polimerización de las resinas compuestas. En la capa superficial (superficie expuesta) del material, llega suficiente energía y activa la canforoquinona, iniciándose la polimerización. Sin embargo, debido a que el composite absorbe y dispersa luz, la intensidad disminuye por debajo de la superficie, con lo cual

una exposición luminosa continuada mantiene la activación del fotoiniciador, convirtiéndose así en el principal factor a considerar. Para *Caughman, Rueggeberg y Curtis (1995)*, si la intensidad de la luz es suficiente para activar la canforoquinona, la duración de la exposición es limitante en el proceso de la polimerización. *Marais y cols. (1997)* afirman que la intensidad luminosa influye menos que el tiempo de exposición, con lo que la tendencia en la industria de desarrollar lámparas de alta intensidad ($>1000 \text{ mW/cm}^2$) no es la solución al problema. Según *Dannheimer y cols. (1998)* la intensidad luminosa tiene menor trascendencia que el tiempo de curado. Por otro lado, los estudios comparativos entre tiempo e intensidad y su efecto sobre la dureza Barcol del composite, indican *in vitro* que se obtienen mejores resultados aumentando el tiempo de exposición y disminuyendo la intensidad (*Keogh, 2001*).

En **nuestro estudio**, dentro del grupo curado **“Rápido y alta intensidad”**, el modo Boost ha conseguido una dureza significativamente menor que el Bleach, ya que aunque en ambos la intensidad luminosa es la misma y la más alta ($>1000 \text{ mW/cm}^2$), en el segundo la duración de la exposición es de 30 s, mientras que en el primero es de sólo 10 s. Este dato sugiere que, **para conseguir una polimerización más eficaz, sería mejor incrementar el tiempo de exposición que aumentar la intensidad**. Dentro del curado **“Convencional”**, el peor de todos ha sido el modo Convencional 10 y el mejor el Convencional 40, no existiendo diferencia significativa con el resto del grupo. Dentro del curado **“Continuo”**, el modo Continuo 70 ha conseguido el mayor grado de polimerización, obteniendo el Continuo 50 el peor resultado, sin existir diferencia significativa entre ninguno de los modos que integran dicho grupo. Vemos pues, que **al incrementar el tiempo de exposición se alcanza siempre mayor dureza**, influyendo positivamente en la eficacia de la polimerización.

• **Tendencia a acelerar el ritmo de la fotopolimerización:** Existe hoy en día la tendencia a acelerar el ritmo de la fotopolimerización **a base de aumentar la potencia de salida de la luz** (*de la Macorra, 1999*). Si tenemos más intensidad, presumiblemente podemos polimerizar nuestros materiales en menor tiempo (*Reality Now, 2000*).

En relación a las **resinas compuestas de restauración**, *Hofmann y cols. (2000)* comprobaron que la dureza en superficie después de 1 ciclo de 3 s con una lámpara de plasma no era adecuada, dependiendo la acción de este tipo de lámparas del fotoiniciador que contengan los composites.

Cuando se emplea alta intensidad, la duración de la exposición requerida para obtener un grado de conversión similar al dado por las lámparas halógenas convencionales de intensidad media, depende del tipo de lámpara así como también de la fotosensibilidad del composite (*Caughman, Rueggeberg y Hackman, 2001*).

En un estudio se comparó la dureza Knoop obtenida con dos modernas lámparas halógenas (Elipar[®] Trilight, VIP[®]) y con dos de plasma (Virtuoso[®], Apollo[®] 95E), llegando a la conclusión de que en el caso de las lámparas de arco de plasma, tiempos de exposición menores de 7 s daban como resultado menor KHN en las superficies más profundas que los 30 y/o 40 s de las lámparas halógenas (*Tonioli y cols., 2001*).

En el estudio realizado por *Wang y Sang (2001)* con modernas lámparas halógenas (Spectrum[®] 800, Optilux[®] 501) y de plasma (Apollo[®] 95), los resultados indicaron que con las altas intensidades mejoraba la dureza Vickers en la superficie opuesta de un composite para restauración (TPH Spectrum[®]), pero se comprobó que los 3 s recomendados con la Apollo 95E no son suficientes para polimerizar composites.

En relación a los **cementos de resina**, *Strang y cols. (1987)* afirmaron que la polimerización de cementos de resina mediante una lámpara halógena convencional (Visilux[®] 2) bajo espesores cerámicos de 0.5, 1.0 y 1.5 mm, incrementó el tiempo de exposición necesario para un adecuado curado y sugirieron que **los tiempos de exposición luminosa recomendados por los fabricantes (30-40 s), deben emplearse con desconfianza.**

Chan y Boyer (1989) llevaron a cabo un estudio cuyo **principal objetivo** era determinar los tiempos de exposición necesarios para endurecer un cemento de resina fotoactivado a través de **varios espesores de porcelana**. Para ello, muestras de composite (Durafill Flow[®]) fueron expuestas a través de porcelana en seis espesores, desde 0.5 hasta 3.0 mm, mediante una lámpara halógena convencional (Visilux[®]), empleando tiempos de exposición de **20, 40, 80 y 120 s.**

Estos investigadores establecieron la siguiente ecuación:

$$t = t_0 2^e$$

Según dicha ecuación, el **tiempo de exposición requerido para una capa delgada de cemento de composite a través de porcelana, t** , es igual al tiempo de exposición sin porcelana, t_0 , **dos veces elevado a la potencia del espesor de la porcelana (2^e)**. Por ejemplo, si $e = 0.5$ mm, como es típico de las facetas, entonces $t = 1.4 t_0$. Si $e = 1.0$ mm, entonces $t = 2 t_0$, y así sucesivamente.

Blackman, Bargki y Duke (1990), examinaron y compararon el curado de cementos de resina fotoactivados con la lámpara halógena convencional Coe-lite® 400 desde **30 a 120 s**, bajo dos materiales cerámicos en cinco espesores (0.5, 1, 2, 3 y 4 mm), coincidiendo con *Strang y cols.* en que los tiempos de exposición recomendados para este tipo de cementos por los fabricantes, deberían seguirse con escepticismo.

Warren (1990), usando la lámpara halógena convencional Luxor® y espesores cerámicos de 1.0, 2.0 y 3.0 mm, concluyó que **40 s son insuficientes**, estableciendo un tiempo de exposición de **60 s si la faceta de porcelana tiene aproximadamente 1.0 mm** de espesor para lograr una adecuada polimerización. Sugirió, también, que los tiempos de exposición citados por los fabricantes, deberían utilizarse con desconfianza porque reflejan el periodo de tiempo requerido en condiciones ideales, de manera que el uso de tiempos de exposición más largos que los presentados por los fabricantes, puede ser beneficioso.

Le Denmat, Estrade y Fleiter (1990) evaluaron el grado de conversión de una resina compuesta a través de cerámica con espesores variables (1-5 mm), polimerizando las muestras durante **80 s**.

Linden, Swift y Davis (1991) polimerizaron con la lámpara halógena convencional Prismetics® cementos de resina fotocurables y duales a través de 0.7 mm de porcelana, en **intervalos de 30 s**, durante **30, 60, 90 y 120 s**, alcanzándose valores de dureza aceptable a los 30 s con catalizador y a los **90** sin él. En **nuestro estudio**, tras aumentar el tiempo de exposición en **intervalos de 10 s, desde 10 a 80 s**, no hemos observado ningún incremento significativo de dureza a partir del modo Conv_30, es decir, **la eficacia de polimerización de nuestro cemento fotocurable (sin catalizador) no mejora significativamente al emplear tiempos de exposición desde 40 a 80 s, alcanzando el mayor valor de dureza a los 70 s, con el modo Cont_70.**

O'Keefe, Pease y Herrín (1991), evaluaron la transmisión media de la luz a través de porcelana en tres espesores (1.0, 0.75 y 0.5 mm), empleando una lámpara halógena de tungsteno para radiar las muestras. Los datos a partir de su estudio, junto con los tiempos de polimerización establecidos para resinas fotoactivadas, pueden ser usados para **estimar el tiempo de exposición luminosa requerido en el curado de cementos de resina bajo facetas de porcelana con diferentes espesores.** Los tiempos de fraguado para las muestras, fueron determinados calculando la transmitancia media de cada grupo de muestras por encima de la banda de 470-480 nm. En relación a la intensidad luminosa máxima, ésta sería reducida de manera que fuese igual a la transmitancia de la muestra. Los análisis revelaron que, con respecto al tiempo de curado de 22 s sin porcelana, el tiempo de fraguado de la resina para facetas de 0.5 mm se incrementó a 43 s, a 46 para las de 0.75 mm y a 49 para las facetas de 1.0 mm. Estos tiempos se basan en el tipo de lámpara polimerizadora y resina compuesta empleadas, si la relación entre el tiempo de fraguado y la intensidad por encima del rango efectivo de longitudes de onda, es conocida. Por último sugirieron que **una faceta de porcelana, sin considerar su espesor, aproximadamente dobla el tiempo de fraguado del composite expuesto a la máxima intensidad luminosa.**

Uctasli, Hasanreisoglu y Wilson (1994), polimerizaron cementos de resina bajo espesores variables (0.5, 1.0 y 2.0 mm) usando una lámpara Luxor® durante **40 s**, llegando a la conclusión de que **40 s de exposición luminosa no son suficientes para completar la polimerización a través de porcelana**, con lo cual los tiempos de exposición recomendados por los fabricantes no bastaron para compensar la atenuación de luz por la porcelana.

Myers, Caughman y Rueggeberg (1994), utilizando espesores cerámicos variables de 0.5 a 3.0 mm en intervalos de medio milímetro y polimerizando las muestras de cemento con la lámpara halógena convencional Optilux[®] 401 durante **20, 40 y 60 s**, recomiendan **polimerizar todas las restauraciones por lo menos 60 s para así, optimizar el curado del cemento de resina a través de cerámica**. En **nuestro estudio**, utilizando la Optilux[®] 501, **no se ha producido un aumento significativo de la dureza entre los modos de curado Conv_40 y Conv_60**.

Otros autores polimerizan el cemento a través de cerámica empleando un tiempo de exposición de **40 ó 60 s**. En este sentido, *Fuzzi, Carnevale y Tonelli (1996)* polimerizan el cemento a través de facetas de porcelana durante **60 s**. *Prinsloo y cols. (1997)* polimerizaron a través de cerámica mediante la lámpara halógena XL 3000[®] durante 60 s. *Blankenau, Powell y Newcomb (1998)*, polimerizaron a través de cerámica con una lámpara de láser (HGM[®]) durante 10 s y con una lámpara halógena (Translux[®]) durante 40 s. *Germain y Hughes (1998)*, polimerizaron a través de cerámica durante 60 s. *Guimaraes y cols. (1999)*, polimerizaron a través de cerámica mediante la lámpara halógena XL 3000[®] durante 40 s.

McLean y Fasbinder (1999) evaluaron la eficacia de polimerización, mediante dureza Knoop, de las siguientes lámparas de alta intensidad a través de cerámica: AccuCure[®] 3000 (10, 20, 30 y 40 s), Plasma Arc Curing (PAC) light[®] (10,15 y 20 s), Kreativ Kuring Light[®] (10, 20, 30 y 40 s), Apollo[®] 95E (3, 6 y 9 s), comparadas con la halógena convencional Elipar[®] Highlight (40 y 60 s). **Todas las lámparas de alta intensidad fueron capaces de polimerizar el composite fotocurable a través de 2 mm de cerámica con un tiempo de exposición más corto que la halógena**.

McLean y Fasbinder (2000), llevaron a cabo al año siguiente el mismo estudio, pero reajustando los tiempos de exposición: AccuCure[®] 3000 (30 s), Plasma Arc Curing light[®] (15 s), Kreativ Kuring Light[®] (30 s), Apollo[®] 95E (15 s), comparadas con la halógena convencional Elipar[®] Highlight (40 s). **Todas las lámparas de alta intensidad polimerizaron el cemento a través de 2 y 3 mm de porcelana utilizando menores tiempos de exposición que la halógena, sobre todo las de plasma, que lo redujeron a la mitad**.

Rasetto, Driscoll y Fraunhofer (2001), polimerizaron muestras de resina a través de cerámica mediante una lámpara de arco de plasma (Apollo[®] 95 E) durante 5, 10, 15 y 20 s, y una lámpara halógena (Optilux[®] 501) durante **20, 40, 60 y 80 s**. Comprobaron que los valores de KHN variaban según la duración de la exposición, logrando la lámpara de plasma una adecuada polimerización de la resina a través de cerámica en un tiempo más corto que la lámpara halógena, pero se requiere **un mínimo tiempo de 10-15 s**. En el caso de la Optilux[®] 501, **no existían diferencias significativas entre 60 y 80 s**. Aunque en **nuestro estudio** con la Optilux[®] 501 empleamos unidades Vickers, hemos obtenido idénticos resultados, ya que **no existe un incremento significativo de dureza entre los modos Conv_60 y Conv_80**. Este dato sugiere que **puede ser aconsejable prolongar bastante más la exposición luminosa**, incluso hasta llegar a doblar el tiempo estándar establecido, 60 s.

En relación al **rango de tiempos de exposición**, hemos elegido en **nuestro estudio** uno que abarca de **10 a 80 s**, similar a los aparecidos en la bibliografía, que van desde 10 a 120 s. El modo de curado rápido **Boost** ocupa el segundo lugar, empezando por abajo, en la escala de eficacia de polimerización, superando solamente, aunque sin alcanzar la significación, al modo **Conv_10**. El resto de modos convencionales ha conseguido una dureza mayor, siendo la eficacia de polimerización significativamente más eficaz con el **Conv_40**. Todos los modos continuos han obtenido una dureza significativamente superior o más eficaz. Por tanto, **al acortar el tiempo de exposición a 10 s, hemos obtenido los peores resultados de dureza**.

Por tanto, **polimerizar adecuadamente en 1, 2 ó 3 segundos** todos los composites, aunque sea con una de las lámparas más potentes, **es ilusorio** (*Maxillaris, 2000*). Un tiempo de exposición de **10 s** parece ser el **estándar** aconsejado en estas situaciones (*Reality Now, 2000*). En realidad **no se ahorra mucho más tiempo**, ya que la mayoría de composites compatibles con estas luces, requieren más de tres segundos de exposición luminosa (*Keogh, 2001*).

■ En relación al ***espesor cerámico***, debemos hablar de tres aspectos: la influencia del espesor cerámico sobre la transmisión luminosa y el grado de polimerización, eficacia de polimerización a través de cerámica, uso de cementos de resina duales.

• **Influencia o efecto del espesor cerámico sobre la transmisión luminosa y el grado de polimerización**: Algunos autores (*Linden, Swift y Davis, 1991; Uctasli, Hasanreisoglu y Wilson, 1994*) opinan que influye normalmente poco sobre el curado del cemento de resina, pues la mayoría de las facetas se fabrican relativamente delgadas (0.5 – 1.0 mm), debiendo prestar más atención a otros factores tales como color y opacidad de la cerámica, así como también al tipo de cemento. Otros afirman que es la opacidad de la porcelana el factor más influyente en la efectividad del curado de los cementos de resina (*Germain y Hughes, 1998*). Sin embargo, otros investigadores han comprobado que el espesor cerámico tiene mayor influencia sobre la transmisión luminosa que factores tales como la opacidad o el color cerámico (*Strang y cols., 1987; Chan y Boyer, 1989; O'Keefe, Pease y Herrin, 1991; Blankenau, Powell y Newcomb, 1998; Antonson, Yang y Soderholm, 1999; Peixoto y Poletto, 2001*). En nuestro estudio, el espesor cerámico influye menos ($F=3.89$) sobre la dureza promedio o grado de polimerización que el modo de curado ($F=6.78$).

• **Eficacia de polimerización a través de cerámica**: *Chan y Boyer (1989)* comprobaron en su estudio de dureza que la eficacia de polimerización decrece linealmente con el aumento del espesor cerámico. También *Blackman, Barghi y Duke (1990)* emplearon varios espesores de porcelana (0.5, 1.0, 2.0, 3.0 y 4.0 mm), llegando a la conclusión de que con muestras de cerámica gruesas (>1.0 mm) la eficacia de curado disminuye de manera significativa. *Le Denmat y cols. (1990)* corroboraron dicha afirmación, concluyendo que, debido a la alta absorción luminosa por parte de la cerámica, la fotopolimerización a través de un espesor de cerámica superior a 1.0 ó 2.0 mm parece muy contraindicada, por tanto, las situaciones clínicas idóneas serían los casos de facetas vestibulares cuyo espesor no excede 1.0 mm. *O'Keefe, Pease y Herrin (1991)*, estudiando espesores cerámicos de 0.5, 0.75 y 1.0 mm, están también de acuerdo con todos los autores anteriormente citados en el hecho de que el espesor de una faceta afecta de manera importante a la intensidad de luz emitida por la lámpara y por tanto a la eficacia del curado. En nuestro estudio, el incremento del espesor cerámico provoca una disminución de la dureza promedio, siendo el espesor cerámico más favorable el de 0.5 mm y el caso más crítico el de 1.5 mm, ya que es con el que se ha conseguido la polimerización menos eficaz. Por

ello, en situaciones clínicas con facetas de porcelana que superen 1.0 mm de espesor, para optimizar la polimerización del cemento, recomendamos incrementar la intensidad ($> 900 \text{ mW / cm}^2$) y/o el tiempo de exposición ($> 40 \text{ s}$) en función de los modos de curado (fijos y/o ajustables) disponibles en nuestra lámpara.

• **Uso de cementos de resina duales:** Se ha sugerido que para restauraciones cerámicas con más de 1.0 mm de espesor, sería conveniente emplear un composite quimiopolimerizable o dual (*Strang y cols., 1987; Warren, 1990; Myers, Caughman y Rueggeberg, 1994*). Sin embargo, **no hay evidencia de que ocurra una polimerización química posterior a la polimerización fotoiniciada**, probablemente porque la matriz resinosa ya sea demasiado rígida para permitir los desplazamientos moleculares necesarios. La luz puede producir una rigidez inicial, incompleta, de la matriz de resina del cemento, suficiente para evitar los desplazamientos moleculares necesarios para un curado químico eficaz. De este modo, **en los casos en que estemos seguros de que la luz va a tener un buen acceso al cemento** (facetas de porcelana, incrustaciones poco profundas, ferulizaciones), **deberemos usar uno estrictamente fotopolimerizable o de polimerización dual suficientemente curado mediante luz** (*de la Macorra, 1999*).

Es importante tener en cuenta que el curado de **los cementos duales** también depende de una adecuada exposición luminosa, por lo que **poseen limitaciones similares a las de los fotocurables** (*Breeding, Dixon y Caughman, 1991*). Otros autores opinan igualmente que **el componente fotoactivado de los cementos duales juega el papel más importante en la polimerización**, teniendo el componente químico una influencia muy limitada (*Barghi, Berry y Hatton, 1994*). A este respecto, en un estudio se comprobó que el cemento fotocurable no se vio tan afectado por la interposición de porcelana como el dual (*Uctasli, Hasanreisoglu y Wilson, 1994*). De hecho, en otro estudio se comprobó que la presentación fotopolimerizable del cemento de resina Opal Luting Cement[®] (3M) obtuvo una dureza Knoop significativamente superior a la dual, polimerizando a través de 0.6 mm de la cerámica feldespática Duceram[®] (Degussa) (*Guimaraes y cols., 1999*). En otro estudio se evaluó la eficacia de curado (mediante espectroscopia de infrarrojos) de ambas formas de activación, foto/químico, de los cementos de resina Nexus[®] (Kerr), Opal Luting Cement[®] (3M), Variolink[®] II (Vivadent), etc, llegando a la conclusión de que la eficacia de la activación química fue significativamente menor ($p < 0.05$) que la polimerización fotoiniciada (*Lioumi y cols., 2001*). Sin embargo, en un trabajo donde se

evaluó el grado de polimerización de Variolink® II fotocurable y dual, se comprobó que la presentación dual (con catalizador) siempre producía mayores valores de profundidad de curado y dureza, aunque sin especificar si la diferencia era significativa (*Jung y cols., 2000*). En otro estudio más reciente Variolink® II logró el mayor valor de dureza Knoop en su forma dual, aunque se afirma que depende de la fotoactivación para alcanzar sus mejores propiedades (*Braga y cols., 2001*).

7.3. Investigaciones futuras

Dos factores determinan los resultados clínicos con las restauraciones de porcelana adhesiva (*Fuzzi, Carnevale y Tonelli, 1996*):

1. Las propiedades físicas de la porcelana y su adhesión a cementos de resina: En este sentido, sería interesante **comparar la eficacia de polimerización a través de diferentes tipos de cerámicas**, a saber, feldespáticas, aluminosas, vitrocerámicas, para evaluar la influencia de su composición y estructura sobre la dureza del cemento de resina.

2. La capacidad del cemento de resina de adherirse a la estructura dental: En este sentido sería interesante **estudiar el grado de polimerización del cemento de resina mediante un modelo experimental que se acerque más a la clínica**, es decir, utilizando tejidos dentarios si es posible y reproduciendo el medio oral. Para ello necesitaremos un tamaño muestral mucho mayor, considerando las **muestras control** directamente expuestas para, mediante el porcentaje de dureza, estimar si el curado ha sido aceptable o adecuado.

Podríamos **variar** diversos **factores**: El cemento (foto/dual; microrrelleno/híbrido), la lámpara (halógena convencional/halógena moderna/plasma/láser/LED), el tiempo de exposición, la intensidad luminosa, el espesor cerámico (cubriendo el rango de las incrustaciones, hasta 5 mm) o las condiciones de almacenamiento, cualquier opción es válida.

Para completar la investigación a largo plazo, sería ideal **comprobar si existe correlación entre dureza y adhesión**, utilizando, además del microdurómetro, una máquina de ensayos mecánicos (tracción, cizalla, etc.)

CONCLUSIONES

8. CONCLUSIONES

Las conclusiones de dicho estudio son las siguientes:

1ª.- La **dureza de la superficie expuesta** por sí sola, no es un fiel indicador de la dureza de la superficie opuesta, por lo cual creemos más correcto considerar un valor de referencia que incluya ambas.

2ª.- Dicho valor de referencia o valor de **dureza promedio** representa mejor la medida de dureza propiamente dicha, considerándolo pues como indicativo del grado de polimerización, expresado en Número de Dureza Vickers (VHN).

3ª.- El modo de curado ejerce un mayor **efecto sobre el grado de polimerización** que el espesor cerámico, es decir, influye más en la eficacia de polimerización.

4ª.- Al comparar la **eficacia de polimerización entre modos de curado**, nuestros datos sugieren que, para conseguir una polimerización más eficaz, sería **mejor incrementar el tiempo de exposición que aumentar la intensidad**.

5ª.- El único **modo de curado secuencial** no ha mejorado la dureza con respecto a los modos convencionales, pero como la diferencia no es significativa, **podría equipararse la polimerización secuencial o en fases a la convencional**.

6ª.- Al comparar la **eficacia de polimerización entre espesores cerámicos**, ésta disminuye con el incremento del espesor cerámico, reduciéndose de manera significativa al sobrepasar 1.0 mm.

7ª.- A la vista de los resultados, puede comprobarse que nuestra **hipótesis de trabajo no se ha cumplido**, pues los modos de curado rápido y alta intensidad polimerizan peor el cemento que los modos de curado convencional e intensidad menor, consiguiéndose una **polimerización menos eficaz**.

BIBLIOGRAFÍA

9. BIBLIOGRAFÍA

ÁBALOS C., MONTERO M., DÍAZ J., LLAMAS R. y JIMÉNEZ-PLANAS. (1999(a)). “Valoración de la efectividad de polimerización de un conductor óptico de gran calibre”. *Av. Odontoestomatol.* 15: 339-46.

ÁBALOS C., MARTÍN J., DÍAZ J., LLAMAS R. y JIMÉNEZ-PLANAS. (1999(b)). “Factores que influyen en la intensidad producida por las lámparas de polimerización”. *RCOE.* 4 (1): 25-38.

ADAMCZAK E., ARVIDSON K., BLIXT M., LINDEN L.A. y ODEN A. (2000). “Hardness and cement conversion dependance on light transmittance through alumina”. *J. Dent. Res.* 79 (Special Issue): 541 (Abstract 3179).

ALBERS H.F. (1988). "Sistemas de resinas: química del composite" en *Odontología estética. Selección y colocación de materiales. 1ª ed. Barcelona. Ed. Labor: 37-50.*

ANDREASI M., ESPOSITO A., MORI G. y GORACCI G. (2001). “Measure of the thickness of some commercially available composite cements”. *J. Dent. Res.* 80 (4): 1241 (Abstract 327).

ANITUA E. y GASCON F. (1992). "Frentes laminados de cerámica" en *Soluciones estéticas en dientes con decoloraciones .1ª ed. Vitoria. Ed. Puesta al día publicaciones: 81-119.*

ANTONSON S.A., YANG M.C.K. y SODERHOLM K.J.M. (1999). “Correlation between light absorption, color and thickness for Dicor glass-ceramics”. *J. Dent. Res.* 78 (Special Issue): 308 (Abstract 1617).

ANUSAVICE K.J. (1993). "Recent developments in restorative dental ceramics". *J. Am. Dent. Assoc. (JADA).* 124 (2): 72-84.

ASMUSSEN E. (1982). “Restorative resins: Hardness and strength vs quantity of remaining double bonds”. *Scand. J. Dent. Res.* 90: 484-89.

ASMUSSEN E. y PEUTZFELDT A. (2001). “Influence of pulse delay curing on softening of polymer structures”. *J. Dent. Res.* 80 (6): 1570-73.

BARCELEIRO M.O., DIAS K. y SEKITO T. Jr. (2000). “Use of flowable composite as porcelain laminate veneers bonding system”. *J. Dent. Res.* 79 (5): 1109 (Abstract A-324).

BARGHI N., BERRY T. y HATTON C. (1994). “Evaluating intensity output of curing lights in private dental offices”. *J. Am. Dent. Assoc. (JADA)*. 125: 992-96.

BARRETO M.T., SHIU A. y RENNER R.P. (1986). "Anterior porcelain laminate veneers: Clinical and laboratory procedures". *Quintessence Dent. Technol.* 10 (8): 493-9.

BLACKMAN R., BARGHI N. y DUKE E. (1990). "Influence of ceramic thickness on the polymerization of light-cured resin cement. *J. Prosthet. Dent.* 63 (3): 295-300.

BLANKENAU R.J., POWELL G.L. y NEWCOMB J. (1998). “Light transmission via veneers using laser of VLC units”. *J. Dent. Res.* 77 (Special Issue A): 279 (Abstract 1392).

BLANKENAU R., ERICKSON R.L. y RUEGGERBERG F. (1999). “New light curing options for composite resin restorations”. *Compendium.* 20 (2): 122-35.

BOER W.M. (2000). “Los últimos conceptos sobre obturaciones adhesivas”. *Labor Dental Clínica.* 1: 1-2.

BOUSCHLICHER M.R., RUEGGERBERG F.A. y BOYER D.B. (2000). “Effect of stepped light intensity on polymerization force and conversion in a photoactivated composite”. *J. Esthet. Dent.* 12 (1): 23-32.

BRAGA R.R., CESAR P.F., GONZAGA C.C. y BIANCHI J. (2001). “Influence of the activation mode on properties of resin cements”. *J. Dent. Res.* 80 (Special Issue): 252 (Abstract 1732).

BREEDING L.C., DIXON D.L. y CAUGHMAN W.F. (1991). "The curing potential of light-activated composite resin luting agents". *J. Prosthet. Dent.* 65 (4): 512-18.

BURDAIRON G. (1991(a)). "Propiedades mecánicas de los biomateriales" en Manual de Biomateriales Dentarios. 1ª ed. Barcelona. Ed. Masson: 33-52.

BURDAIRON G. (1991(b)). "Biomateriales minerales" en Manual de Biomateriales Dentarios. 1ª ed. Barcelona. Ed. Masson: 202-10.

BURGESS J.O., DEGOES M., WALKER R. y RIPPS A.H. (1999). "An evaluation of four light-curing units comparing soft and hard curing". *Pract. Periodont. Aesthet. Dent.* 11 (1): 125-32.

CAUGHMAN W.F., RUEGGERBERG F.A. y CURTIS J.W. Jr. (1995). "Clinical guidelines for photocuring restorative resins". *J. Am. Dent. Assoc. (JADA)*. 126: 1280-86.

CAUGHMAN W.F., RUEGGERBERG F.A. y HACKMAN S.T. (2001). "Effect of composite type and curing source on conversion values at 2 mm depth". *J. Dent. Res.* 80 (Special Issue): 253 (Abstract 1740).

CHAN K.C. y BOYER D.B. (1989). "Curing light-activated composite cement through porcelain". *J. Dent. Res.* 68 (3): 476-80.

CHRISTENSEN G.J. (1993). "The rise of resin for cementing restorations". *J. Am. Dent. Assoc.(JADA)* 124 (10): 104-5.

CLINICAL RESEARCH ASSOCIATES (CRA) NEWSLETTER (1993). "Cementos de resina-Actualización". *CRA Newsl. (ed. esp.)*. 7 (7): 1-2.

CLINICAL RESEARCH ASSOCIATES (CRA) NEWSLETTER (1995). "Estabilidad del color en cementos de resina". *CRA Newsl. (ed. esp.)*. 9 (5): 4.

CLINICAL RESEARCH ASSOCIATES (CRA) NEWSLETTER (1998(a)). "Cementos 1998". *CRA Newsl. (ed. esp.)*. 12 (2): 1-2.

CLINICAL RESEARCH ASSOCIATES (CRA) NEWSLETTER (1998(b)). "Tratamientos con carillas de varios materiales indirectos". *CRA Newsl. (ed. esp.)*. 12 (4): 1-2.

CLINICAL RESEARCH ASSOCIATES (CRA) NEWSLETTER (1998(c)). "Lámparas fotopolimerizadoras de resina. Actualidad del 1998, 1ª parte". *CRA Newsletter (ed. esp.)*. 12 (10): 1-2.

CLINICAL RESEARCH ASSOCIATES (CRA) NEWSLETTER (1999(a)). "Newest design resin curing lights". *CRA Newsletter*. 23 (5):5-6.

CLINICAL RESEARCH ASSOCIATES (CRA) NEWSLETTER (1999(b)). "Problems associated with resin curing- June 1999". *CRA Newsl.* 23 (6):1-10.

CLINICAL RESEARCH ASSOCIATES (CRA) NEWSLETTER (2000(a)). "Minimum cure time & hardness of restorative & flowable resins- February 2000". *CRA Newsl.* 24 (2): 1-9.

CLINICAL RESEARCH ASSOCIATES (CRA) NEWSLETTER (2000(b)). "Resin curing lights-May 2000". *CRA Newsl.* 24 (5): 1-6.

CLINICAL RESEARCH ASSOCIATES (CRA) NEWSLETTER (2000(c)). "Lámparas polimerizadoras de resina- Julio 2000". *CRA Newsl. (ed. esp.)*. 14 (7): 1-4.

CLINICAL RESEARCH ASSOCIATES (CRA) NEWSLETTER (2000(d)). "Radiómetro para lámparas halógenas, láser y de arco de plasma". *CRA Newsl. (ed. esp.)*. 9 (9): 3.

CLINICAL RESEARCH ASSOCIATES (CRA) NEWSLETTER (2001(a)). **Guía de productos y técnicas dentales para el clínico.** "Lámparas polimerizadoras de resina, nueva tecnología LED". *CRA Newsl. (ed. esp.)*. 15 (4): 1.

CLINICAL RESEARCH ASSOCIATES (CRA) NEWSLETTER (2001(b)). “Lámparas polimerizadoras de resina, halógenas rápidas”. *CRA Newsl. (ed. esp.)*. 15 (7): 1-2.

CLINICAL RESEARCH ASSOCIATES (CRA) NEWSLETTER (2001(c)). “Lámparas polimerizadoras de resina, Diodos Emisores de Luz (DEL)”. *CRA Newsl. (ed. esp.)*. 15 (12): 1-2.

CRAIG R.G. (1988(a)). "Propiedades ópticas, térmicas y eléctricas" en Materiales dentales restauradores. 7ª ed. Buenos Aires. Ed. Mundi: 41-9.

CRAIG R.G. (1988(b)). "Cerámica" en Materiales dentales restauradores. 7ª ed. Buenos Aires. Ed. Mundi: 471.

CRAIG R.G. (1998). "Propiedades mecánicas" en Materiales de odontología restauradora. 10ª ed. Madrid. Ed. Harcourt Brace: 86-90.

CRISPIN B.J. (1998(a)). “Materiales restauradores estéticos” en Bases prácticas en la odontología estética. 1ª ed. Barcelona. Ed. Masson: 51-61.

CRISPIN B.J. (1998(b)). “Materiales y técnicas de restauración estética con cerámica” en Bases prácticas en la odontología estética. 1ª ed. Barcelona. Ed. Masson: 149-235.

DANNHEIMER M.F.G., MARAIS J.T., GERMISHUYS P.J. y BECKER L.H. (1998). “Light-curing time and light intensity´s influence on composite resin´s hardness”. *J. Dent. Res.* 77 (5): 1272 (Abstract 11).

DARONCH M., PINTAÚDE G., BRAGA R.R. y MIRANDA J.R. (2000). “Conventional/Dynamic microhardness of a light-cured composite: a pilot study”. *J. Dent. Res.* 79 (5): 1104 (Abstract A-284).

DE LA MACORRA J.C. (1999). “La contracción de polimerización de los materiales restauradores a base de resinas compuestas”. *Odontología Conservadora.* 2 (1): 24-35.

DENYER R. y SHAW D.J. (1982). “Cure evaluation of visible light composites by Knoop hardness measurement”. *J. Dent. Res.* 61 (Special issue): 272 (Abstract 833).

DENTAL PRODUCTS REPORT (2001). “LED Curing Lights”. *Dental Products Report Europe.* 22 (5): 38.

DEWALD J.P. y FERRACANE J.L. (1987). "A comparison of four modes of evaluating depth of cure of light-activated composites". *J. Dent. Res.* 66: 307-311.

EXNER H.V. (1991). "Predictability of color matching and the possibilities for enhancement of ceramic laminate veneers". *J. Prosthet. Dent.* 65 (5): 619-22.

FAIRHURST C.W. (1992). "Dental ceramics: The state of the science". *Adv. Dent. Res.* 6: 78-81.

FERRACANE J.L. (1985). “Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins”. *Dent. Mater.* 1: 11-14.

FRADEANI M. y BARDUCCI G. (1996). “Versatilidad de las restauraciones IPS-Empress®. Parte I: Coronas”. *J. Esthet. Dent. (ed. esp.).* 6 (6): 26-34.

FRADEANI M. y BARDUCCI G. (1997). “Versatilidad de las restauraciones IPS-Empress®. Parte II: Carillas, inlays y Onlays”. *J. Esthet. Dent. (ed. esp.).* 7 (2): 24-31.

FONS A. (2001). “Clasificación actual de las cerámicas dentales”. *RCOE.* 6 (6): 645-56.

FOWLER C.S., SWARTZ M.L. y MOORE B.K. (1994). “Efficacy testing of visible-light-curing units”. *Oper. Dent.* 19: 47-52.

FUJITA K., IKEMI T., NISHIYAMA N. y NEMOTO K. (1999). “Effect of silica size on polymerization conversion of resin composite”. *J. Dent. Res.* 78 (Special issue): 234 (Abstract 1027).

FUZZI, CARNEVALE y TONELLI (1996). “Restauraciones adhesivas de cerámica: El camino hacia la estética natural”. *J. Esthet. Dent. (ed. esp.)*. 6 (2): 3-11.

GAHSE S., LOHBAUER U., FRANKENBERGER R. y KRÄMER N. (2001). “Conversion rate and bond strength of a dual-curing luting cement”. *J. Dent. Res.* 80 (Special Issue): 62 (Abstract 214).

GALÁN C. (2000). “La luz de polimerización rápida: criterios de selección”. *Gaceta Dental*. 108: 70-2.

GARBER D. (1993). “Carillas de porcelana: Diez años después. Parte I: Preparación dentaria”. *J. Esthet. Dent. (ed. esp.)*. 3 (5): 13-19.

GERMAIN H.A. y HUGHES R.J. (1998). “Curing effectiveness of porcelain veneer resin cements”. *J. Dent. Res.* 77 (Special Issue A): 118 (Abstract 98).

GUIMARAES P.S., CHAVES E., DE GOES M.F. y CURY J.A. (1999). “Polymerization of resin cements through enamel/dentin and porcelain”. *J. Dent. Res.* 78 (5): 995 (Abstract B-010).

HAGA M. y NAKAZAWA A. (1990). “Cementado de la carilla de porcelana” en Estética dental. Carillas de porcelana. *Caracas (Venezuela). Ed. Actualidades Médico-Odontológicas Latinoamérica*.

HARTUNG M. y KÜRSCHNER R. (2001). “Surface hardness and polymerization heat of Halogen/LED cured composites”. *J. Dent. Res.* 80 (Special Issue): 254 (Abstract 1745).

HOFMANN N., HUGO B., SCHUBERT K. y KLAIBER B. (2000). “Comparison between a plasma arc light source and conventional halogen curing units regarding flexural strength, modulus, and hardness of photoactivated resin composites”. *Clin. Oral Investig.* 4 (3): 140-7.

HOFMANN N., SCHUBERT K., HUGO B. y KLAIBER B. (2001). “Polymerization of composite resin using high energy and conventional curing lights”. *J. Dent. Res.* 80 (4): 1238 (Abstract 302).

HÖLAND W. Y FRANK M. (1984). “Material science of IPS Empress® Glass-Ceramic”. *Ivoclar-Vivadent Report*. 10: 3-8.

JABLONSKI S. (1995). "Diccionario ilustrado de odontología". *1ª ed. Buenos Aires. Ed. Panamericana*: 235, 242, 931.

JANDT K.D., MILLS R.W., BLACKWELL G.B. y ASHWORTH S.H. (2000). “Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs)”. *Dent. Mater.* 16 (1): 41-47.

JUNG H., FRIEDL K.H., HILLER K.A., HALLER A. y SCHMALZ G. (2000). “Curing efficiency of different polymerization methods through ceramic restorations”. *J. Dent. Res.* 79 (Special Issue): 541 (Abstract 3183).

KANCA J. III. (1989). "Composite resin luting materials: A rationale for the '90s". *J. Esthet. Dent.* 1 (3): 105-9.

KEOGH T.P. (2001). “Polimerización iniciada mediante luz: claros y oscuros de las nuevas técnicas”. *Ideas y Trabajos Odontoestomatológicos*. 2 (1): 29-37.

KORAN P. y KÜRSCHNER R. (1998). “Effect of sequential *versus* continuous irradiation of a light-cured resin composite on shrinkage, viscosity, adhesion, and degree of polymerization”. *Am. J. Dent.* 11 (1): 17-22.

LANG S.A y STARR C.B. (1992). "Castable glass ceramics for veneer restorations". *J. Prosthet. Dent.* 67 (5): 590-4.

LARSON J.F., ROBERTS H.W. , MURCHISON D.F y LEONARD D.L. (2001). “Pulse-delayed and ramped cure polymerization effects on composite hardness”. *J. Dent. Res.* 80 (Special Issue): 250 (Abstract 1719).

LE DENMAT D., ESTRADE D. y FLEITER B. (1990). "Photopolymerisation a travers la ceramique". *Rev. Fr. Prothes. Dent.* (17): 39-45.

LEONARD D.L., CHARLTON D.G. y HILTON T.J. (1999). “Effect of curing-tip diameter on the accuracy of dental radiometers”. *Oper. Dent.* 24: 31-7.

LEUNG R.L., KAHN R.L. y FAN P.L. (1984). “Comparasion of depth of polymerization evaluation methods for photo-activated composites”. *J. Dent. Res.* 63: 292 (Abstract 1095).

LINDEN J.J., SWIFT E.J. Jr., BOYER D.B. y DAVIS B.K. (1991). "Photo-activation of resin cements through porcelain veneers". *J. Dent. Res.* 70 (2): 154-7.

LIOUMI E., MOUNTOURIS G., KARANIKA A. y ELIADES G. (2001). “Curing performance characteristics of dual-curing resinous cements”. *J. Dent. Res.* 80 (4): 1239 (Abstract 306).

LONEY R.W. y PRICE R.B.T. (2001). “Temperature transmission of high output light curing units through dentin”. *J. Dent. Res.* 80 (Special Issue): 146 (Abstract 884).

LÓPEZ ÁLVAREZ J.L. (1987). "Cerámica" en Técnicas de laboratorio en prótesis fija. *1ª ed. Madrid. Ed. Gráficas Martacolor: 235-60.*

MACCHI R.L. (1980). "Materiales cerámicos. Fundamentos para su estudio” en Materiales dentales. *1ª ed. Buenos Aires. Ed. Médica Panamericana: 109-11.*

MACCHI R.L. (2000). "Unidades para fotopolimerización" en Materiales dentales. *3ª ed. Buenos Aires. Ed. Panamericana: 97-102.*

MAGNE P., MAGNE M. y BELSER U. (1994). "Estética oral natural y restauradora. Parte II: Modalidades de tratamiento estético". *J. Esthet. Dent. (ed. esp.).* 4 (3): 12-9.

MAGNE P., VERSLUIS A. y DOUGLAS W.H. (1999). “Effect of luting composite shrinkage and thermal loads on the stress distribution in porcelain laminate veneers”. *J. Prosthet. Dent.* 81 (3): 335-43.

MANUAL DE INSTRUCCIONES DE OPTILUX 500 MODELO 501 (DEMETRON/KERR).

MARAIS J.T., DANNHEIMER M.F.G., GERMISHUYS P.J. y BORMAN J.W. (1997). “Depth of cure of light-cured composite resin with light-curing units of different intensity”. *J. Dent. Assoc. S. Afr. (DASA.)*. 52: 403-7.

MAXILLARIS (2000). “Polimerización rápida: ¿Quién dice la verdad?”. *Maxillaris*. 28: 87.

McCABE J.F. (1988(a)). "Propiedades utilizadas para caracterizar los materiales" en Anderson. *Materiales de aplicación dental. 1ª ed. Barcelona. Ed. Salvat: 5-26.*

McCABE J.F. (1988(b)). "Porcelana y porcelana unida a metal" en Anderson. *Materiales de aplicación dental. 1ª ed. Barcelona. Ed. Salvat:71-6.*

McCABE J.F. (1988(c)). "Polímeros sintéticos" en Anderson. *Materiales de aplicación dental. 1ª ed. Barcelona. Ed. Salvat: 77-83.*

McLEAN J.W. (1988). "Ceramics in clinical dentistry". *Br. Dent. J.* 164 (6): 187-94.

McLEAN M.E. y FASBINDER D.J. (1999). “Polymerization effectiveness of high intensity curing lights through porcelain”. *J. Dent. Res.* 78 (Special Issue): 228 (Abstract 981).

McLEAN M.E. y FASBINDER D.J. (2000). “Polymerization effectiveness of high intensity curing lights through different ceramic materials”. *J. Dent. Res.* 79 (Special Issue): 541 (Abstract 3182).

MEHL A., HICKEL R. Y KUNZELMANN K.H. (1997). “Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without softstart-polymerization”. *J. Dent.* 25 (3-4): 321-30.

MENIGA A., KNEZEVIC A., TARLE Z., SUTALO J. Y PICHLER G. (1999). “The efficiency of different light sources for composite curing”. *J. Dent. Res.* 78 (Special Issue): 395 (Abstract 2318).

MYERS M.L., CAUGHMAN W.F. y RUEGGERBERG F.A. (1994). "Effect of restoration composition, shade, and thickness on the cure of a photoactivated resin cement. *J. Prosthodont.* 3 (3): 149-57.

MURDOCK C.M., LATTA M.A., BARKMEIER W.W., HAMMESFAHR P.D. y WANG X. (2001). “Barcol hardness vs direct degree of conversion measurement by FTIR”. *J. Dent. Res.* 80 (Special Issue): 110 (Abstract 595).

NATHANSON D. y BANASR F. (2001). “The effect of resin cement thickness on retention”. *J. Dent. Res.* 80 (Special Issue): 40 (Abstract 035).

NAYLOR W.P. y BEATTY M.W. (1992). "Materiales y técnicas de prostodoncia fija". *Dent. Clin. North Am. (ed. esp.)*. 3: 683-710.

O'BRIEN W.J. (1997). "Polymeric Restorative Materials" en *Dental Materials and Their Selection*. 2ª ed. Chicago. Ed. Quintessence Publishing Co, Inc: 97-113.

OEHRI P. (1999). “Documentación científica Ivoclar: IPS Empress® 2”. *Investigación y Desarrollo/Servicio científico*.

O'KEEFE K. y POWERS J.M. (1990). "Light-cured resin cements for cementation of esthetic restorations". *J. Esthet. Dent.* 2 (5): 129-33.

O'KEEFE K.L., PEASE P.L. y HERRIN H.K. (1991). "Variables affecting the spectral transmittance of light through porcelain veneer samples". *J. Prosthet. Dent.* 66 (4): 434-8.

PARK J.H., CHOI N.K. y YANG K.H. (2001). “The comparison of visible light curing unit and plasma ARC curing unit with the degree of conversion of composite resin”. *J. Dent. Res.* 80 (4): 1352 (Abstract 48).

PARK S.H., KREJCI I. Y LUTZ F. (2000). “Hardness of celluloid strip-finished or polished composite surfaces with time”. *J. Prosthet. Dent.* 83 (6): 660-63.

PELISSIER B., VALCARCEL J., TRAMINI P. y DURAND J. (1999). “Relation between hardness and photopolymerization of eight cosmetic dental materials”. *J. Dent. Res.* 80 (4): 1240 (Abstract 315).

PEREIRA S.K., PORTO C.L.A., MENDES A.J.D. y GOMES J.C. (2000). “Effect of curing systems on composite resin hardness”. *J. Dent. Res.* 79 (Special Issue): 444 (Abstract 2405).

PEIXOTO R.T.R.C. y POLETTI L.T.A. (2001). “Influence of porcelain color and thickness over light transmiión”. *J. Dent. Res.* 80 (4): 1113 (Abstract 910).

PEUTZFELD A. (1994). “Correlation between recordings obtained with a light-intensity tester and degree of conversion of a light-curing resin”. *Scand. J. Dent. Res.* 102: 73-75.

PHILLIPS R.W. (1993(a)). "Química de las resinas sintéticas" en *La ciencia de los materiales dentales de Skinner*". 9ª ed. México. Ed. Interamericana: 161-239.

PHILLIPS R.W. (1993(b)). "Cementos dentales: su uso en cementación" en *La ciencia de los materiales dentales de Skinner*". 9ª ed. México. Ed. Interamericana: 506.

PHILLIPS R.W. (1993(c)). "Cerámicas dentales" en *La ciencia de los materiales dentales de Skinner*". 9ª ed. México. Ed. Interamericana: 527-9.

PIDDOCK V. y QUALTROUGH A.J. (1990). "Dental ceramics--an update". *J. Dent.* 18 (5): 227-35.

PILO R. y CARDASH H.S. (1992). “Post-irradiación polymerization of different anterior and posterior visible light-activated resin composites”. *Dent. Mater.* 8: 299-304.

PILO R., OELGIESSER D. y CARDASH H.S. (1999). “A survey of output intensity and potential for depth of cure among light-curing units in clinical use”. *J. Dent.* 27: 235-41.

PIRES J.A., CVITKO E., DENEHY G.E. y SWIFT E.J. Jr. (1993). "Effects of curing tip distance on light intensity and composite resin microhardness". *Quintessence Int.*: 24: 517-21.

PLANT G.G. y THOMAS G.D. (1987). "Porcelain facings: a simple clinical laboratory method". *Br. Dent. J.* 163 (7): 231-34.

POULOS J.G. y STYNERN D.L. (1997). "Curing lights: Changes in intensity output with use over time". *Gen. Dent.* 1: 70-3.

PRINSLOO L.C., VAN DER VYVER P.J., FERREIRA M.R. y HEYNS A.M. (1997). "Percentage cure of cement cured through various thicknesses of Cerec[®] porcelain". *J. Dent. Assoc. S. Afr. (DASA.)*. 52: 283-86.

RADIGUET J. y GENINI P. (1988). "Les facettes de ceramique collées". *Actual. Odontostomatol.* 42 (164): 781-90.

RASETTO F.H., DRISCOLL C.F. y FRAUNHOFER J.A. (2001). "Curing efficiency of resin polymerized through veneers with various lights". *J. Dent. Res.* 80 (Special Issue): 253 (Abstract 1739).

RAY N.J. (1993). "Updates in dental materials-Part 2: Resin Cements". *J. Ir. Dent. Assoc.* 39 (2): 30-2.

REALITY (1995). **The information source for esthetic dentistry.** "Resin cements". *Ed. Esthetic Dentistry Research Group (EDRG)*. 9: 203 .

REALITY (2002(a)). "Ceramics". *Ed. Reality Publishing Company*. 16: 83-88.

REALITY. (2002(b)). "Curing Lights". *Ed. Reality Publishing Company*. 16: 157-176.

REALITY. (2002(c)). "Resin cements". *Ed. Reality Publishing Company*. 16: 593-627.

REALITY NOW (1999). The information source for esthetic dentistry. "High-powered curing lights". *Reality Now*. 110: 1.

REALITY NOW (2000). "Curing lights". *Reality Now*. 125: 1.

REID J.S. y McCROSSON J. (1987). "The clinical use of etched porcelain additions and veneers". *Restor. Dent*. 3: 4.

SHARKEY S., RAY. N, BURKE F., ZIADA H. y HANNIGAN A. (2001). "Surface hardness of light-activated resin composites cured by different visible-light sources: an *in vitro* study". *Quintessence Int*. 32 (5): 401-5.

ROSENSTIEL S.F., LAND M.F. y CRISPIN B.J. (1998). "Dental luting agents: A review of the current literature". *J. Prosthet. Dent*. 80 (3): 280-97.

RUEGGEBERG F.A. y CRAIG R.G. (1988). Correlation of parameters used to estimate monomer conversion in a light-cured composite". *J. Dent. Res*. 67: 932-37.

RUEGGEBERG F.A. y JORDAN D.M. (1993). "Effect of light-tip distance on polymerization of resin composite". *Int. J. Prosthodont*. 6: 364-70.

RUEGGEBERG F.A., METTENBURG D., BOUSCHLICHER M. y WHALEN S. (2001). "Evaluation of the total energy concept: Microhardness testing". *J. Dent. Res*. 80 (Special Issue): 253 (Abstract 1742).

SENAWONGSE P., OTSUKI M. y TAGAMI J. (2001). "Polymerization of composite resin using four curing light sources". *J. Dent. Res*. 80 (4): 1376 (Abstract O-5).

SHILLINBURG H.T. Jr. y KESSLER J.C. (1985). "Recent developments in dental ceramics". *Quintessence Dent. Technol*. 9 (2): 89-92.

SOLOMON C.S. y OSMAN Y.I. (1999). "Evaluating the efficacy of curing lights". *S. Afr. Dent. J*. 54: 357-62.

STEFAN K.P. (2000). “Materiales para la cementación definitiva”. *Labor Dental Clínica*. 1: 1-2.

STRANG R., McCROSSON J., MUIRHEAD GM. y RICHARDSON S.A. (1987). "The setting of visible-light-cured resins beneath etched porcelain veneers". *Br. Dent. J.* 163 (5): 149-51.

TONIOLI M., BOUSCHLICHER M., RUEGGERBERG F. y METTENBURG D. (2001). “Depths of cure with QTH and Plasma Arc curing lights”. *J. Dent. Res.* 80 (Special Issue): 252 (Abstract 1735).

TOUATI B. y MIARA P. (1993). “Transmisión de luz en restauraciones de cerámica adhesiva”. *J. Esthet. Dent. (ed. esp.)*. 3 (4): 11-17.

UNTERBRINK G.L. y MUESSNER R. (1995). “Influence of light intensity on two restorative systems”. *J. Dent.* 23: 183-89.

UCTASLI S., HASANREISOGLU U. y WILSON H.J. (1994). "The attenuation of radiation by porcelain and its effect on polymerization of resin cements". *J. Oral Rehabil.* 21: 565-75.

VAN ZEGHBROECK L. (1995). "Cementos. Parte I: Consideraciones teóricas". *J. Esthet. Dent. (ed. esp.)*. 5 (6): 16-26.

VARGAS M.A., COBB D.S. y SCHMIT J.L. (1998). “Polymerization of composite resins: Argon laser vs conventional light”. *Oper. Dent.* 23: 87-93.

VEGA J.M. (1996). “Materiales cerámicos utilizados en el campo dentobucal” en *Materiales en Odontología: Fundamentos biológicos, clínicos, biofísicos y fisicoquímicos. 1ª ed. Madrid. Ed. Avances Médico-Dentales S.L.*: 361-369.

VON BEETZEN M., NICANDER J. y SUNDSTRÖM F. (1993). “Microhardness and porosity of class 2 light-cured composite restorations cured with a transparent cone attached to the light-curing wand”. *Oper. Dent.* 18: 103-09.

VILLACASTÍN B. (1998). “Estudio de las lámparas de polimerización en el momento actual”. *Tesina de Licenciatura (U.C.M.)*: 34-41.

WANG X. y SANG J. (2001). “Vicker hardness of hybrid composites cured by high power curing lights”. *J. Dent. Res.* 80 (Special Issue): 253 (Abstract 1743).

WARREN K. (1990). "An investigation into the microhardness of a light cured composite when cured through varying thicknesses of porcelain". *J. Oral Rehabil.* 17 (4): 327-34.

WILLIAMS D.F. y CUNNINGHAM J. (1982). "Porcelana y porcelana sobre metal" en *Materiales en la Odontología Clínica. 1ª ed. Buenos Aires. Ed. MUNDI*: 255-65.

YAP A.U.J., LYE K.W. y SAU C.W. (1997). “Surface characteristics of tooth-colored restoratives polished utilizing different polishing systems”. *Oper. Dent.* 22: 260-65.

YAP A.U.J. y SENEVIRATNE C. (2001). “Influence of light energy density on effectiveness of composite cure”. *Oper. Dent.* 26: 460-66.

ZAHRA V.N., ABATE P.F. y MACCHI R.L. (2001). “Resin barcol hardness after photocuring with different amounts of energy”. *J. Dent. Res.* 80 (4): 954 (Abstract 113).