

bluephase[®] - LED para todos los usos



Documentación Científica

Índice

1. Introducción.....	3
1.1 Fotopolimerización de los composites.....	3
1.2 El efecto del color y translucidez sobre la profundidad de polimerización	3
1.3 Efectos del método de polimerización sobre la contracción de polimerización	4
1.4 Efecto del sistema de iniciadores sobre el método de fotopolimerización.....	4
1.5 Conductos de luz	7
1.6 Radiómetro	9
2. La nueva bluephase® - LED para todos los usos	11
3. Datos técnicos	12
4. Resultados de estudios externos e internos	13
4.1 Polimerización de composite	13
4.1.1 Dureza de superficie	13
4.1.2 Perfil de la dureza.....	14
4.1.3 Polimerización de composites sin o con bajo índice de canforquinona	17
4.2 Polimerización de adhesivos	21
4.3 Reacción de fraguado exotérmico y aumento de temperatura alrededor de la pulpa	23
4.4 Estudios externos con bluephase.....	26
5. Bibliografía.....	27

1. Introducción

1.1 Fotopolimerización de los composites

La fotopolimerización, i.e. polimerización iniciada por luz, se ha convertido en una parte integral de la odontología moderna. Los composites, materiales de cementación con base a composites y adhesivos, se polimerizan todos con la ayuda de luz. En el desarrollo de los materiales fotopolimerizables se deben tener en cuenta, en particular, las siguientes propiedades:

- color y translucidez óptica del composite
- propiedades de contracción
- sistema de iniciadores

Estas características a su vez, fijan ciertos estándares para las unidades o lámparas de polimerización.

1.2 El efecto del color y translucidez sobre la profundidad de polimerización

Idealmente, un composite fotopolimerizable es ópticamente transparente y por consiguiente presenta una gran profundidad de polimerización. La profundidad de polimerización se mide de acuerdo con ISO 4049. Para este fin, una muestra de prueba de 6 mm de grosor se expone a la luz durante 40 segundos bajo determinadas condiciones. Seguidamente, se retira la porción sin polimerizar blanda y se mide el grosor de la muestra remanente con un calibrador. Además del grado de translucidez, la profundidad de polimerización depende del tiempo de exposición, del color (i.e. la cantidad de pigmentos que contiene el composite) y de la intensidad de la luz de la lámpara de polimerización. Las primeras lámparas de polimerización UV alcanzaban una profundidad de polimerización limitada, debido a la pobre transparencia de UV. Además, eran nocivas para la vista y los tejidos blandos. Las prestaciones de las lámparas de polimerización halógenas, cuya emisión de luz está casi por completo dentro de la franja del espectro visual, aumentaban constantemente con cada desarrollo posterior:

Astralis 5	aprox. 500 mW/cm ²
Astralis 7	aprox. 750 mW/cm ²
Astralis 10	aprox. 1200 mW/cm ²

Como aumentaba la profundidad de polimerización, los tiempos de exposición se acortaron de forma significativa.

Las lámparas de arco de plasma y láser, que alcanzan una alta intensidad lumínica, fracasaron en el mercado debido a que desarrollaban mucho calor y además, eran muy caras.

Actualmente, en las lámparas de polimerización, se utilizan como las fuentes de luz más recientes, diodos emisores de luz azul (LEDs). Dichos LEDs se caracterizan por las siguientes ventajas:

- Potencia de luz a temperatura ambiente
- Gran estabilidad mecánica
- Larga vida útil
- Estrecho espectro de emisión

Mientras que la salida espectral de las primeras lámparas de polimerización LED tendían a ser bastante bajas (aprox. aprox. 400 mW/cm²), las actuales lámparas pueden alcanzar intensidades de luz de hasta 1000 mW/cm² y más, si funcionan con corrientes más altas.

La primera familia de productos bluephase de Ivoclar Vivadent, era capaz de cumplir las exigencias exactas de la tecnología de las lámparas de polimerización LED. bluephase, que se lanzó en 2004, era una lámpara de polimerización con una intensidad lumínica de 1100 mW/cm². Y ya se podían polimerizar muchos composites en 10 segundos. Además, es posible alcanzar una adecuada polimerización de los composites de cementación bajo restauraciones cerámicas. La estrella de la serie bluephase es la bluephase 16i con una intensidad lumínica de 1600 mW/cm², lo que permite alcanzar cortos tiempos de polimerización únicos.

1.3 Efectos del método de polimerización sobre la contracción de polimerización

Los monómeros cuya base son los metacrilatos constituyen el componente fotopolimerizable en los composites y adhesivos. Cuando polimeriza la matriz de resina, sus polímeros organizados necesitan menos espacio que sus constituyentes monómeros desorganizados. Por ello, el composite se contrae en volumen. Por un lado, el cambio volumétrico se puede utilizar para controlar el proceso de polimerización vía dilatometría. Por el otro, las fuerzas de contracción resultantes pueden causar tensiones y fisuras dentro del composite o separación y desprendimiento en las zonas de contacto composite-diente. Ello puede producir caries secundaria y un eventual fracaso de la restauración.

Una de las formas de solucionar dicho problema es el diseño de nuevos composites, que muestren una menor contracción. El otro método es reducir las tensiones de contracción utilizando una técnica de polimerización adecuada. En la técnica de estratificación por incrementos, el composite se aplica en capas y cada capa se polimeriza individualmente. Como el material polimeriza en menores cantidades, se desarrolla una menor tensión de contracción. La posible disminución de volumen se puede compensar con la siguiente capa que se aplique. Además, el punto de gelificación se puede ampliar mediante una retardada iniciación de polimerización. Dicha medida ayuda también a reducir las tensiones relacionadas con la contracción.

Con Astralis 10, Ivoclar Vivadent AG lanzó una lámpara halógena de alto rendimiento que ya incluía un programa de polimerización, diseñado especialmente para minimizar dicho problema.

bluephase dispone de los siguiente programas de polimerización:

HIGH	Alta Potencia	1200 mW/cm ²	Para una polimerización rápida
LOW	Baja Potencia	650 mW/cm ²	Para polimerizaciones en zonas profundas
SOFT	Inicio Suave	Para un aumento gradual de la intensidad lumínica	Para la polimerización de materiales de polimerización con reducido estrés de contracción.

1.4 Efecto del sistema de iniciadores sobre el método de fotopolimerización

Los composites fotopolimerizables fraguan mediante la polimerización de radicales. Las moléculas (fotoiniciadores) absorben los fotones entrantes. La energía absorbida activa las moléculas. En estado activo, dichas moléculas permiten la formación de radicales si están presentes uno o varios activadores. Entonces los radicales libres provocan la reacción de la polimerización. Las moléculas del iniciador son capaces de absorber únicamente los fotones de una franja espectral específica.

La canforquinona se utiliza típicamente como molécula iniciadora.

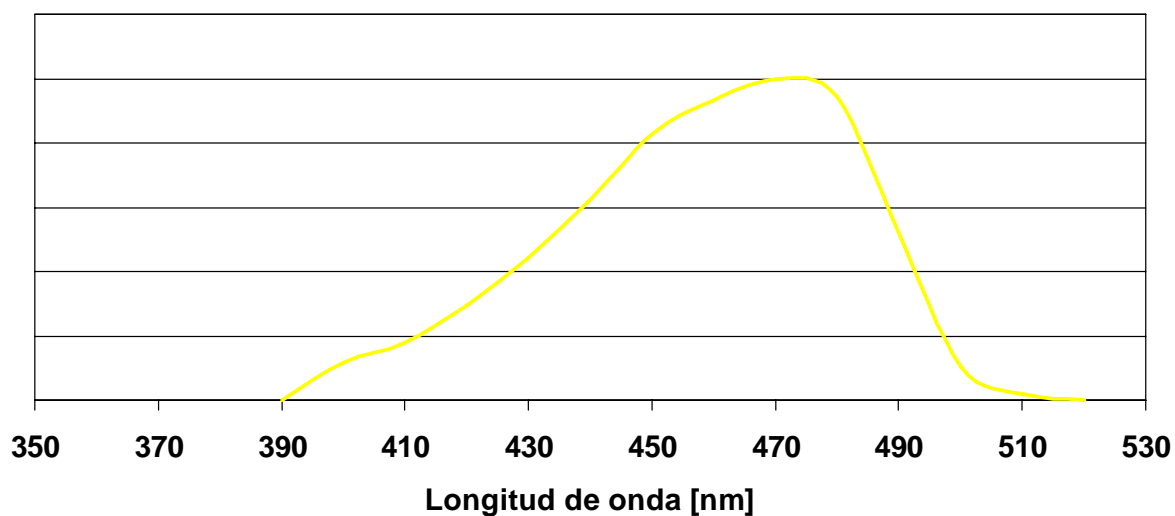


Fig. 1: Espectro de absorción de la canforquinona

El pico de sensibilidad de la canforquinona es casi de 470 nm en la franja de longitud de onda azul. En odontología se han utilizado y utilizan otros iniciadores, ya que la canforquinona tiene un intenso color amarillo debido a sus propiedades de absorción. Iniciadores alternativos se emplean por ejemplo en la formulación de los colores bleach de composite y barnices protectores incoloros.

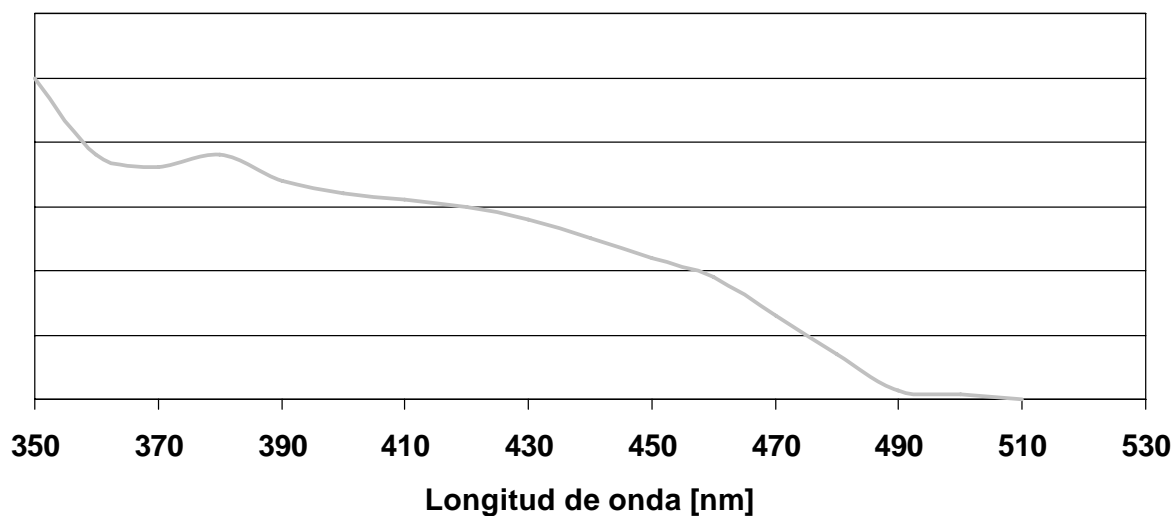


Fig. 2: Espectro de absorción de la fenilpropanodiona (PPD)

PPD (fenilpropanodiona): El espectro de absorción de PPD se extiende desde la franja de longitud de onda UV hasta aprox. 490 nm.

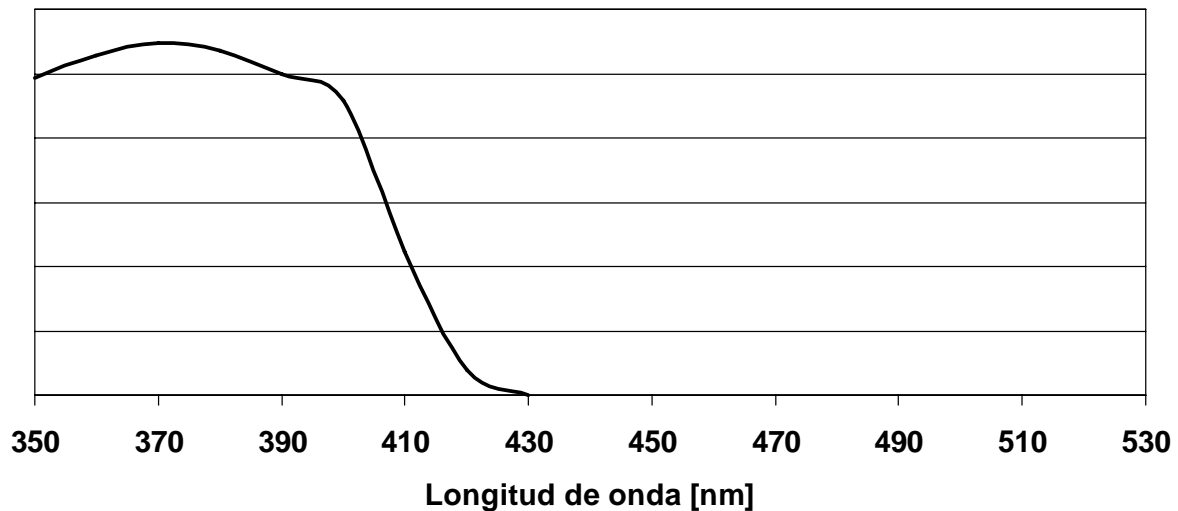


Fig. 3: Espectro de absorción de Lucerina TPO

La Lucerina TPO es un óxido de acilfosfina. Este fotoiniciador ha ganado en popularidad gracias a que se blanquea completamente una vez que la fotoreacción ha finalizado. Su pico de sensibilidad se ha desplazado a una franja de longitud de onda considerablemente menor.

La Lucerina TPO y PPD se pueden polimerizar solo hasta un cierto punto con las convencionales lámparas LED de primera y segunda generación, ya que su baja salida espectral apenas cubre el espectro de absorción de estos iniciadores. El objetivo en el desarrollo de las nuevas lámparas LED fue, por lo tanto, emitir luz en franjas de longitud de onda más bajas, que exciten a la Lucerina TPO y PPD de forma similar a las lámparas halógenas. La nueva bluephase tiene un segundo pico espectral de aprox. 410 nm (ver fig. 5), que permite polimerizar los materiales con todos los sistemas de fotoiniciadores. Un nuevo LED desarrollado por Ivoclar Vivadent AG logra una pico espectral a aprox. 410 nm y 470 nm.

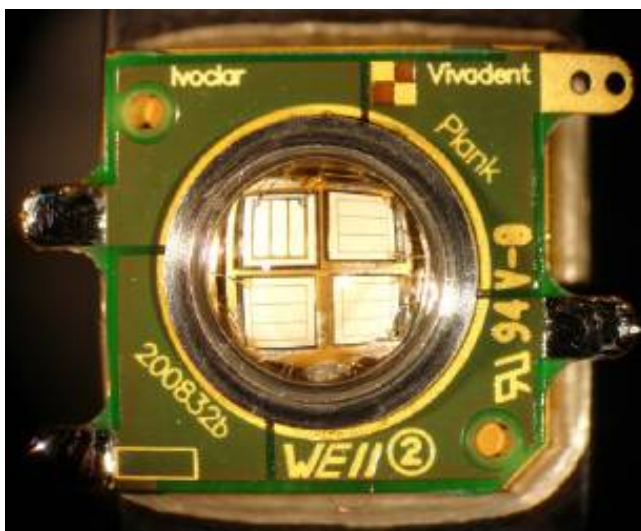
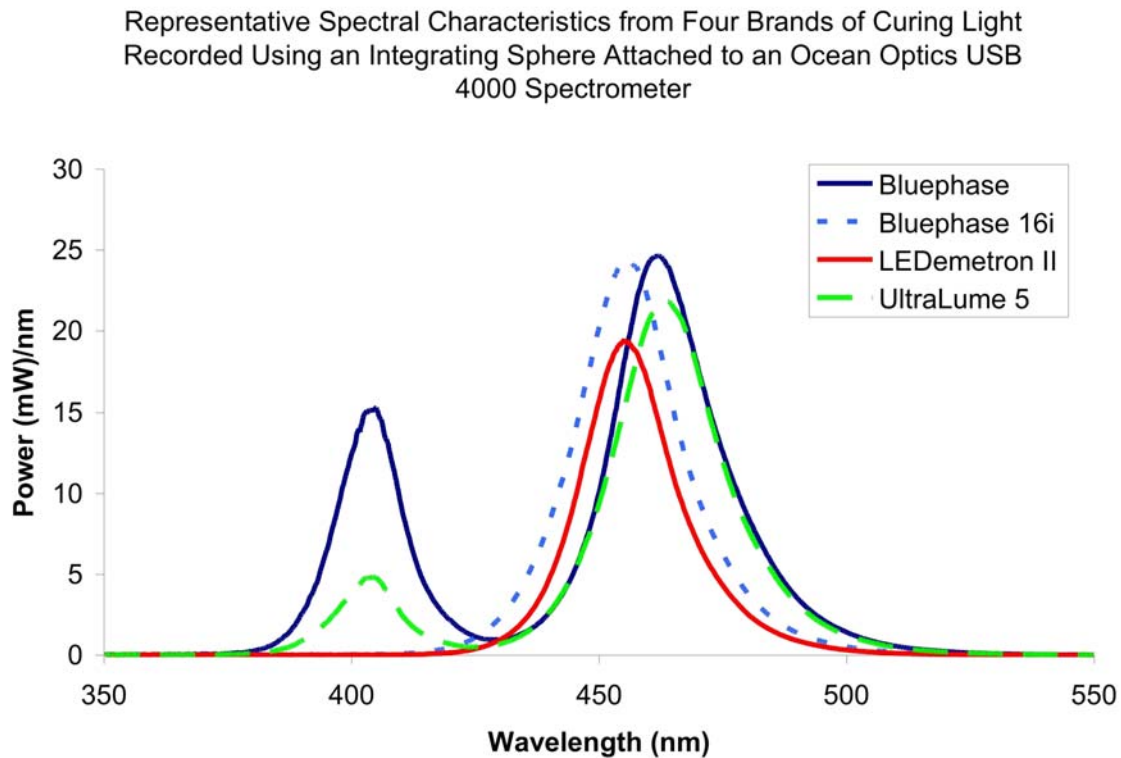


Fig. 4: Prototipo de un LED (diodo emisor de luz) que cubre la franja de longitud de onda de 380 hasta 515 nm.

La luz emitida desde el conducto de luz se mide por medio de una esfera integradora para determinar de manera fiable la intensidad lumínica en mW. Filtros apropiados aseguran que solo se mida luz en una adecuada franja de longitud de onda. La intensidad de luz en mW/cm² se calcula sobre la base de la sección transversal del conducto de luz.



Título: Características espectrales representativas de cuatro bandas de luz de polimerización registrada utilizando una esfera integradora fijada a un espectrómetro Ocean Optics USB 4000.

Wavelength = Longitud de onda

Fig. 5: Franja de longitud de onda y potencia de luz de bluephase comparada con tres otras lámparas LED medidas con una esfera integradora (Price, Halifax, 2007).

Debido al espectro de luz similar a la halógena, las limitaciones son cosa del pasado en la franja de longitud de onda de 400 a 500 nm. En general, es posible activar todos los fotoiniciadores dentales más populares. Ello significa que los adhesivos fotopolimerizables, agentes adhesivos, composites de cementación, selladores fisuras y otros materiales se pueden polimerizar además de los composites.

1.5 Conductos de luz

También el conducto de luz tiene una influencia sobre la eficacia de las lámparas de polimerización. Para lograr una alta densidad de potencia, i.e. intensidad lumínica por área de superficie, muchas lámparas de polimerización están equipadas con un conducto de luz que presenta una boquilla de emisión con un diámetro más pequeño. Por ejemplo, el diámetro del conducto de luz "turbo" de bluephase 16i disminuye de 13 mm a 8mm. Sin embargo, esta característica, tiene un efecto adverso sobre la dispersión de la luz. El ángulo de dispersión se hace más ancho y la intensidad lumínica disminuye más rápidamente según crece la distancia. Así la nueva bluephase está equipada con un conducto de luz paralelo con la correspondiente menor pérdida de intensidad lumínica si la distancia entre el conducto de luz y la superficie a polimerizar aumenta. Sin embargo, no se puede evitar

distancias mayores en las rutinas diarias de trabajo, por ejemplo, cuando se polimerizan cavidades profundas o se polimerizan composites de cementación a través de la restauración.

Comparación de un modelo predecesor y bluephase (esfera integrada)

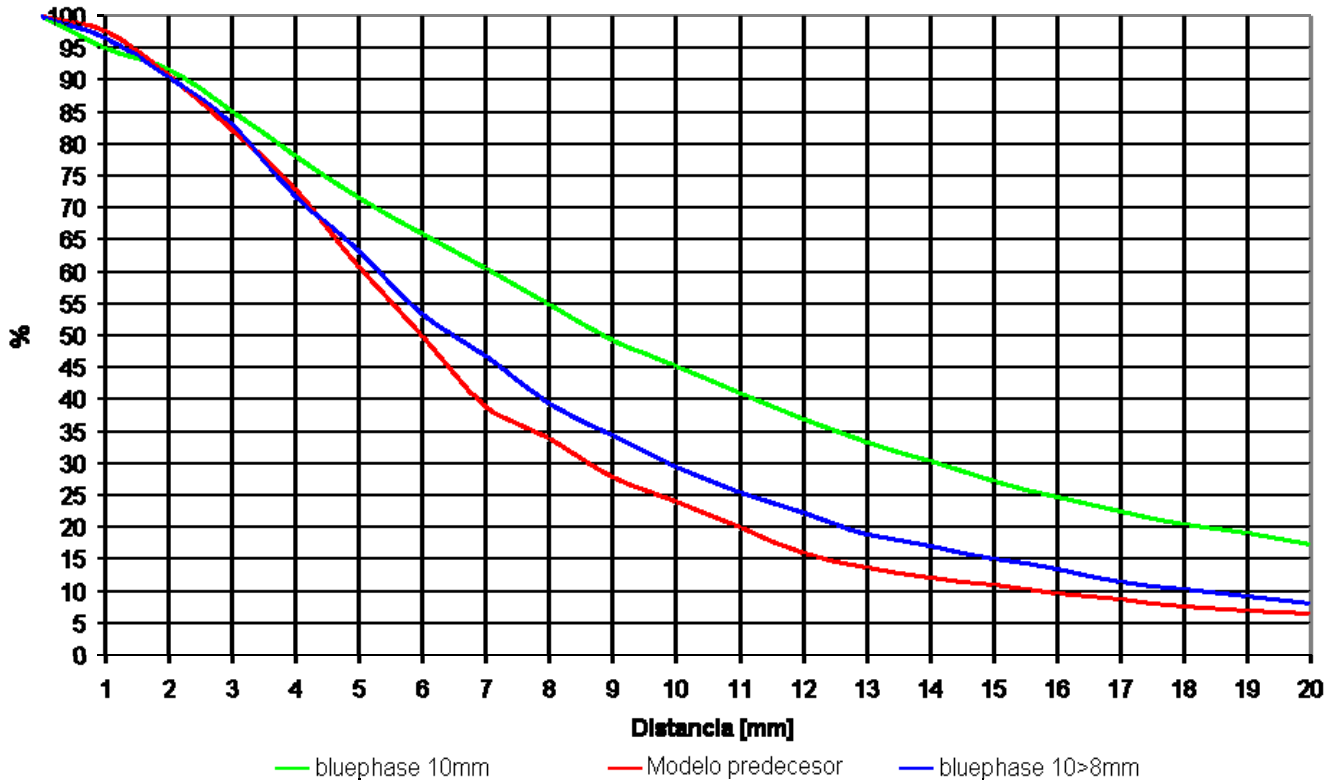


Fig. 6: Disminución de la intensidad lumínica en porcentaje con una distancia creciente al material que se va a polimerizar si se utilizan diferentes conductos de luz.



Fig. 7: Características de la dispersión de luz de diferentes conductos de luz

1.6 Radiómetro

La determinación de las intensidades lumínicas reales de lámparas de polimerización es un asunto importante. Se realizaron amplias pruebas por la Universidad de Mainz (Prof. Ernst) en clínicas dentales y han demostrado que muchas lámparas de polimerización no logran las intensidades lumínicas estipuladas por el fabricante. En casos extremos, las lámparas ni siquiera logran la mitad de las características especificadas. Por ello, se recomienda que los odontólogos revisen las intensidades lumínicas de sus lámparas de polimerización en intervalos regulares.

Intensidad lumínica de las lámparas de polimerización LED en clínicas dentales				
Dispositivo	Fabricante	Intensidad lumínica [mW/cm²]		Cuota de lámparas de polimerización con una intensidad de menos del 70% comparado con las especificaciones del fabricante
		Especificaciones del fabricante	Valor medio Medido	
bluephase*	Ivoclar Vivadent	1,100 (+/- 10%)	1,066	0%
Smartlite PS	Dentsply	950	927	0%
Mini L.E.D.	Satelec	1,250	872	50%
FlashLite 1401	Discus dental	1,400	859	88%
Radii	SDI	1,400	825	86%
L.E.Demetron 1	KerrHawe	1,000	699	67%
Elipar Freelight 2	3M Espe	1,000	602	58%
Translux Power Blue	Heraeus Kulzer	1,000	513	100%
Elipar Freelight 1	3M Espe	400	231	88%

Tabla 1: Intensidades lumínicas de las lámparas de polimerización en las clínicas dentales (C.P. Ernst et al., 2006)

Con los radiómetros comerciales convencionales sólo se realizan mediciones inexactas. Los radiómetros no se pueden calibrar y por ello no proporcionan resultados precisos. Son apropiados para tomar mediciones aproximadas de la intensidad de luz, siempre que el diámetro de la tapa difusora se corresponda con el conducto de luz. Los valores medidos en conductos de luz pequeños tienden a ser equivocadamente bajos, ya que el radiómetro calcula la luz entrante de acuerdo con el diámetro de la tapa difusora. Los radiómetros son útiles para pruebas rápidas de rutina para revisar la potencia de luz de la lámpara de polimerización en la clínica dental. Si se tienen las anteriores restricciones en mente, los radiómetros también son apropiados para comparar la potencia de luz de las diferentes lámparas de polimerización entre sí.



Fig. 8: bluephase meter

Por el contrario, bluephase meter es apropiado para todos los tipos de lámparas LED, halógenas o arco de plasma, siempre y cuando la boquilla de emisión de la lámpara sea circular. Las tolerancias de medición son +/- 10% para las LED y +/- 20% para las lámparas halógenas.

2. La nueva bluephase® - LED para todos los usos

Ventajas y características especiales

La nueva bluephase se caracterizan por las siguientes propiedades:

La nueva bluephase es la primera lámpara de polimerización de alto rendimiento para un uso ilimitado en la clínica dental. Gracias a que está indicada para cualquier situación clínica, la lámpara LED de alto rendimiento se utiliza para la rápida polimerización de materiales dentales fotopolimerizables en la franja de longitud de onda de 380 – 515 nm. Cualquier material, cualquier tiempo y cualquier indicación – solo esta combinación le da al clínico “licencia para fraguar”.

Cualquier material gracias a la LED poliwave

La habilidad de polimerizar todos los materiales dentales dependen de la luz generada. Hasta la fecha, las lámparas LED convencionales no han estado indicadas para el uso universal debido a la estrecho espectro de emisión. Al igual que las lámpara halógenas, la innovadora bluephase consigue un amplio espectro de luz de 380 a 515 nm. Con la especialmente desarrollada LED poliwave, la lámpara bluephase es apropiada para cualquier iniciador de luz y así su uso no tiene restricciones.

Cualquier indicación gracias a un enfriamiento continuo

Gracias al ventilador integrado virtualmente silencioso, la lámpara bluephase se puede utilizar durante un período de tiempo sin límite para polimerizar todas las indicaciones. Permite evitar interrupciones desagradables o tener que esperar durante minutos en cualquier momento. bluephase se puede utilizar para extensos procesos de cementación que implican restauraciones de múltiples unidades, incluyendo la colocación consecutiva de hasta 10 carillas.

En cualquier momento gracias Clic & Cure

Un diseño inalámbrico basado en la tecnología punta de las baterías de polímero de litio ofrece lo último en movilidad. La lámpara se puede utilizar donde quiera que se necesite gracias a la rápida función Click & Cure. La pieza de mano se puede conectar con el cable eléctrico a la base de carga para permitir un funcionamiento continuo – no importa si la batería está descargada.

Características del producto

- ✓ LED poliwave con un ancho espectro de 380 – 515 nm indicado para cualquier material
- ✓ Click & Cure para emergencias que significa un funcionamiento independiente de la batería
- ✓ Ventilador integrado para un uso ilimitado para la polimerización de cualquier indicación
- ✓ Diseño inalámbrico para la máxima movilidad
- ✓ Alta intensidad lumínica de 1.200 mW/cm² para reducción tiempos de polimerización comenzando desde los 10 segundos.
- ✓ Conducto de luz de 10 mm para un gran área de polimerización
- ✓ 3 programas para una polimerización máxima, profunda y de reducido estrés
- ✓ Batería de polímero de litio de alto rendimiento para una capacidad de 60 minutos
- ✓ Construcción cerrada de la carcasa para una óptima higiene clínica
- ✓ Moderna pantalla de color OLED para una brillante calidad de pantalla
- ✓ Innovador sensor de movimiento listo para un funcionamiento inmediato
- ✓ 3 años de garantía (batería 1 año)

3. Datos técnicos

Pieza de mano

Rango de longitud de onda	380 – 515 nm
Intensidad lumínica	1.200 mW/cm ² ± 10%
Fuente de luz	LED poliwave
Dimensiones	L x An x Al = 260 x 42 x 120 mm
Peso	245 g
Suministro eléctrico	Batería (3.7 VDC) o pack de fuerza (5 VDC)

Batería

Tipo	Batería de polímero de litio
Capacidad (tiempo de polimerización)	aprox. 60 min.
Tiempo de carga	aprox. 2 h

Base de carga

Suministro eléctrico	100-240 VAC /50-60 Hz/ máx. 0.4 A
Dimensiones	L x An x Al = 205 x 150 x 85 mm
Peso	250 g

4. Resultados de estudios externos e internos

4.1 Polimerización de composite

La eficacia de la fotopolimerización de composites se puede verificar examinando varias propiedades del material polimerizado. Los composites cambian su dureza, su resistencia a la flexión o módulo de elasticidad durante la polimerización. Los métodos espectroscópicos (e. g. espectroscópicos de infrarrojos) se pueden utilizar para determinar la conversión química del monómero utilizado.

4.1.1 Dureza de superficie

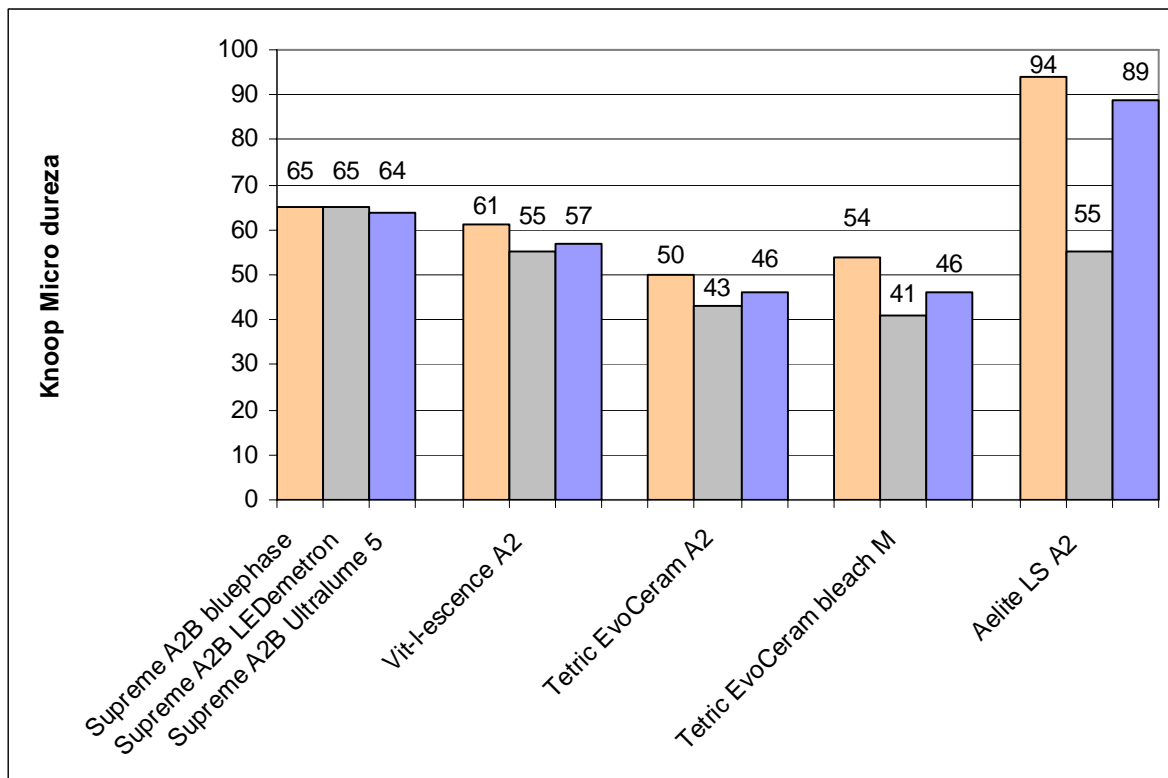


Fig. 9: Dureza de superficie de 5 composites diferentes después de haber sido expuestos a la luz de bluephase (naranja), LEDemetron II (gris) y Ultralume 5 (azul) durante 10 segundos a una distancia de 4 mm del conducto de luz (Price, Halifax, 2007)

La dureza de superficie proporciona una medición de la polimerización en la superficie superior, que está directamente expuesta a la luz de la lámpara de polimerización y por consiguiente, depende directamente de la intensidad de la luz aplicada. Por lo general, la dureza de superficie refleja una conexión directa de la intensidad lumínica con la lámpara de polimerización utilizada. Las grandes diferencias observadas con Aelite indican que se ha utilizado un iniciador que absorbe luz de baja longitud de onda.

Una prueba estándar para composites determina la profundidad de polimerización que depende de las propiedades de absorción del composite y sus componentes además de la potencia de luz de la lámpara de polimerización. En el presente estudio, se fotopolimerizaron muestras con un grosor de 2 mm. Además de la dureza de superficie, se determinó la micro dureza de la superficie inferior.

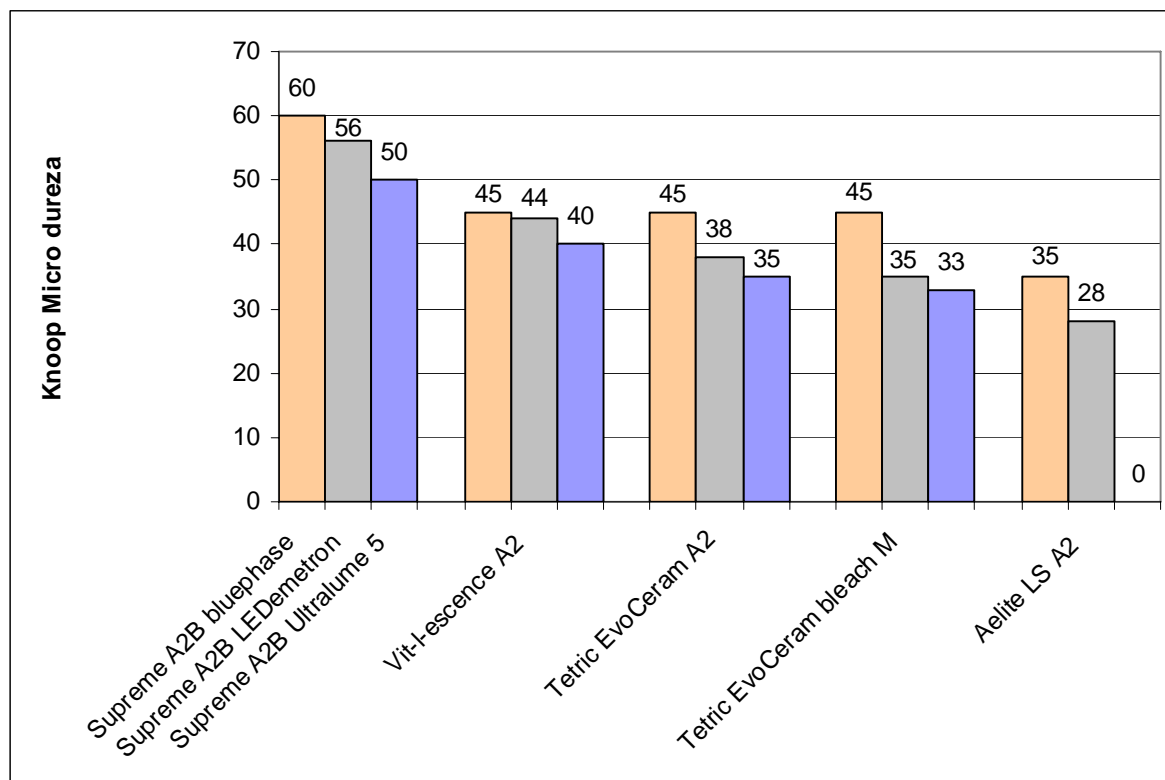


Fig. 10: Micro dureza de la superficie inferior de 5 composites diferentes después de haber sido expuestos a la luz de bluephase (naranja), LEDemetron II (gris) y Ultralume 5 (azul) durante 10 segundos a 4 mm del conducto de luz (Price, Halifax, 2007),

Productos de la competencia: Filtek Supreme (3M ESPE), Vit-I-essence, UltraLume 5 (Ultradent), Aelite (Bisco), LEDemetron II (Kerr Hawe).

El rendimiento lumínico de la lámpara de polimerización tiene un considerable efecto sobre la profundidad de polimerización de los composites expuestos. Ello es particularmente relevante si se tiene que polimerizar el material indirectamente a través de las restauraciones de cerámica o composite. En el presente caso, bluephase ha demostrado su eficacia para la polimerización de todos los composites probados.

4.1.2 Perfil de la dureza

El perfil de dureza proporciona una medida de la polimerización que se obtiene a través del composite polimerizado. La dureza disminuye con el aumento de la distancia de la superficie expuesta. Esta disminución de la dureza depende de la intensidad lumínica y composición del composite. La intensidad lumínica disminuye como resultado tanto de la absorción por las moléculas coloreadas y de la dispersión por las partículas de relleno. Lo que se conoce como la regla del "80%" dice que si la dureza de la superficie inferior es al menos el 80% de la de la superficie superior, la profundidad de polimerización se puede considerar aceptable.

Se confeccionaron muestras de prueba de dos milímetros de grosor de Tetric EvoCeram A3 y en la superficie superior de estas muestras se polimerizaron con el modelo predecesor y bluephase durante 10 segundos. Después de completar el proceso de polimerización, se determinó la dureza en las superficies superiores e inferiores y los valores se compararon entre sí. La diferencia entre el modelo predecesor y bluephase incluyó la franja de longitud de onda y el conducto de luz utilizado. Mientras que bluephase está equipada con un conducto de luz paralelo (\varnothing 10 mm), el modelo predecesor utilizó un conducto de luz Turbo (\varnothing 13 > 8 mm).

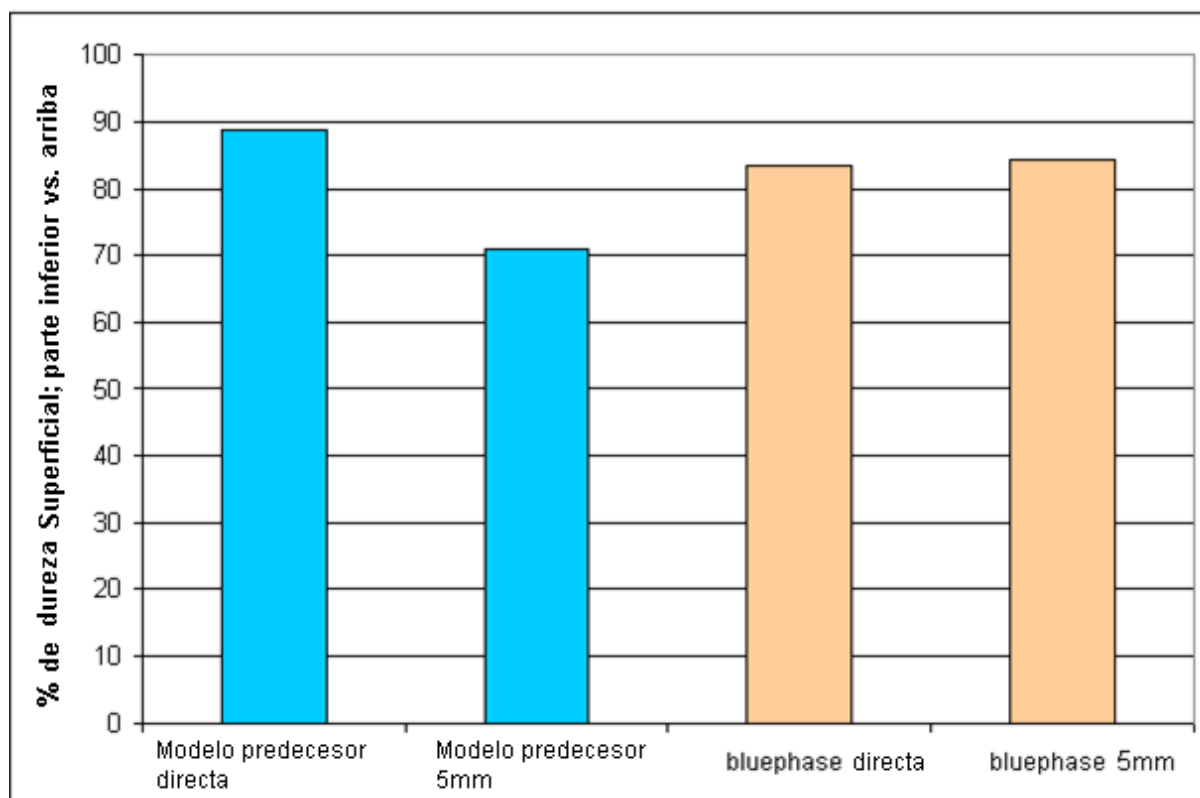


Fig. 11: Diferencias en la calidad de polimerización obtenidas con lámparas de polimerización utilizando diferentes conductos de luz (paralelo vs. Turbo) (Price, Halifax, 2007).

La característica más desfavorable de la dispersión de luz del conducto de luz Turbo se manifiesta en la diferencia de dureza en la superficie y fondo si el conducto de luz se sostiene 5 mm por encima de la superficie a ser polimerizada.

Sin embargo, en clínica la distancia a la superficie de polimerización no siempre se puede evitar. Para la polimerización de cavidades profundas y superficies proximales de difícil alcance, la distancia al conducto de luz es la mayor desventaja. En bibliografía (Price, 2000), se informa de que la intensidad lumínica con un conducto de luz se reduce al 50% e incluso al 23% con un conducto de luz Turbo, si la distancia a la superficie es de 6 mm.

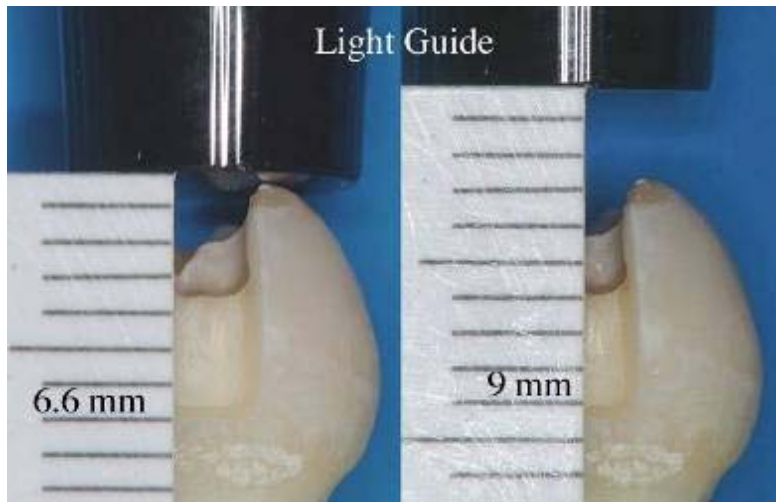


Fig. 12: Distancia del conducto de luz con la obturación de composite en la realidad

Para simular condiciones naturales, se midió la dureza en la parte superior e inferior de muestras de 2 mm de grosor confeccionadas con Tetric EvoCeram Bleach M, mientras que el conducto de luz se sostuvo a 4 mm y 8 mm por encima de la superficie a ser polimerizada.

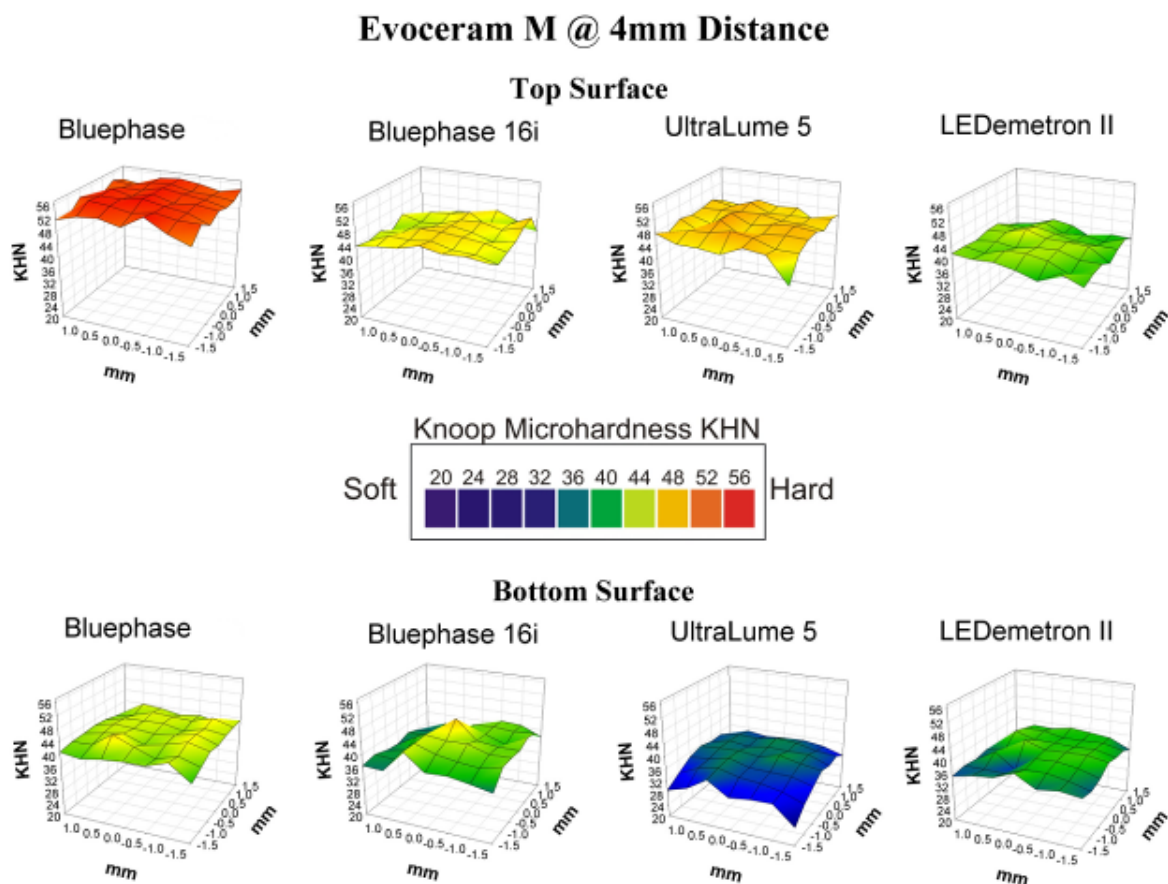


Fig. 13: “Cartografía de superficie” de la micro dureza Knoop de Tetric EvoCeram después de exponer la superficie a la luz de diferentes lámparas de polimerización durante 10 segundos. Distancia del conducto de luz: 4 mm (Price, Halifax, 2007).

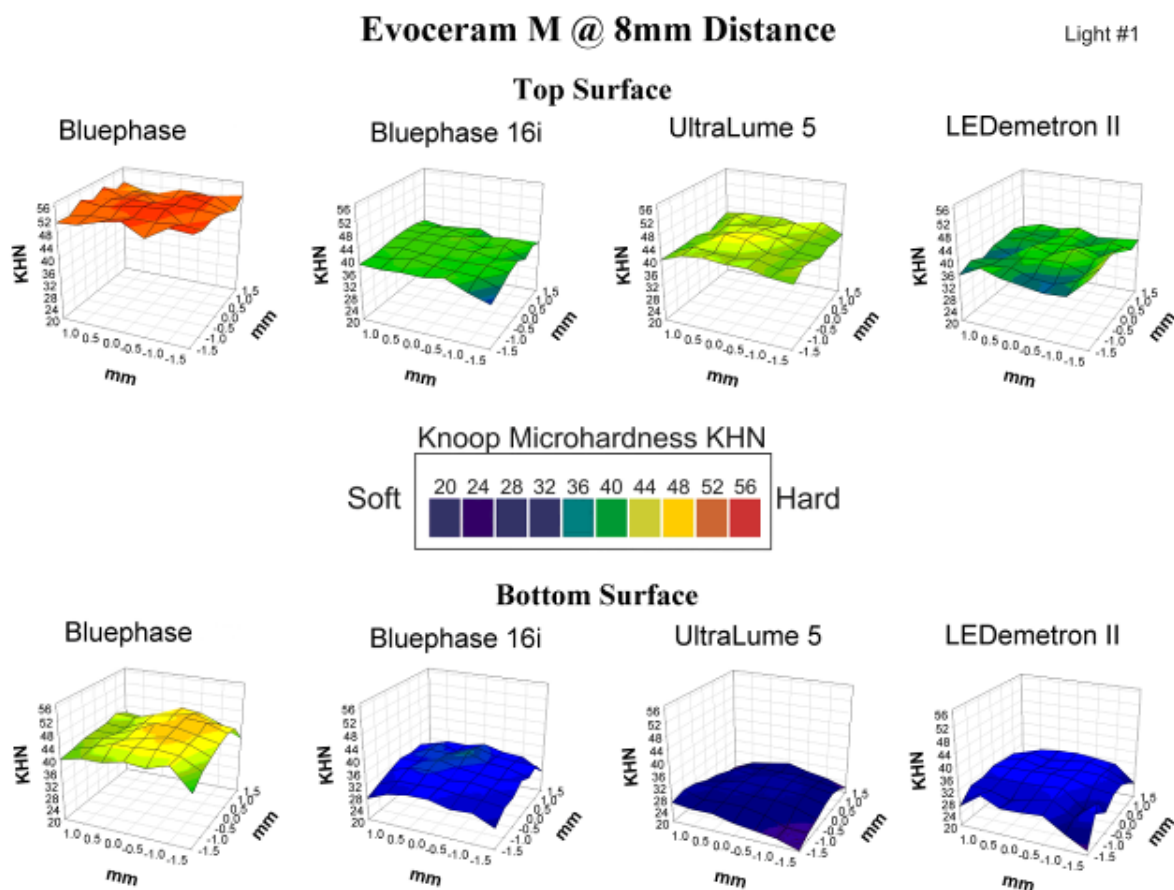


Fig. 14: “Cartografía de superficie” de la micro dureza Knoop de Tetric EvoCeram después de exponer la superficie a la luz de diferentes lámparas de polimerización durante 10 segundos. Distancia del conducto de luz: 8 mm (Price, Halifax, 2007).

bluephase confirma que incluso con un conducto de luz a una distancia de 8 mm de distancia de la superficie, incluso polimeriza la superficie inferior del composite muy opaco Bleach. Así, bluephase es el claro ganador de todas las lámparas de polimerización testadas.

4.1.3 Polimerización de composites sin o con bajo índice de canforquinona

Dado el aumento de mercado de las lámparas de polimerización LED que cubre solo una estrecha franja espectral de alrededor 470 nm, la mayoría de las formulaciones de composite han cambiado en el contenido de canforquinona como iniciador. El inconveniente de la canforquinona es su color amarillo intenso, que desaparece solo durante la polimerización. Por consiguiente, el color de la pasta y el composite polimerizado aparecen diferentes. Además, los productos en descomposición se pueden oscurecer bajo la influencia de la luz a lo largo del tiempo. En particular, en zona de anteriores, ello puede producir problemas estéticos.

Con el espectro de luz similar a la halógena de bluephase, no debería haber problemas para polimerizar composites con PPD o Lucerina TPO como iniciador.

El cuadro inferior muestra los resultados de polimerización de formulaciones experimentales de composites basados en Tetric Ceram, testados con bluephase y su modelo antecesor en comparación con la lámpara halógena Astralis 10, que tiene una intensidad lumínica parecida.

	Contenido de CC	Contenido de Lucerina	Contenido de PPD
Composite 1	0.3%		
Composite 2	0.15%	0.4%	
Composite 3		0.8%	
Composite 4	0.15%		0.15%
Composite 5			0.3%

Cuadro 2: Formulaciones experimentales de composite con diferentes proporciones de iniciadores en la mezcla de monómero.

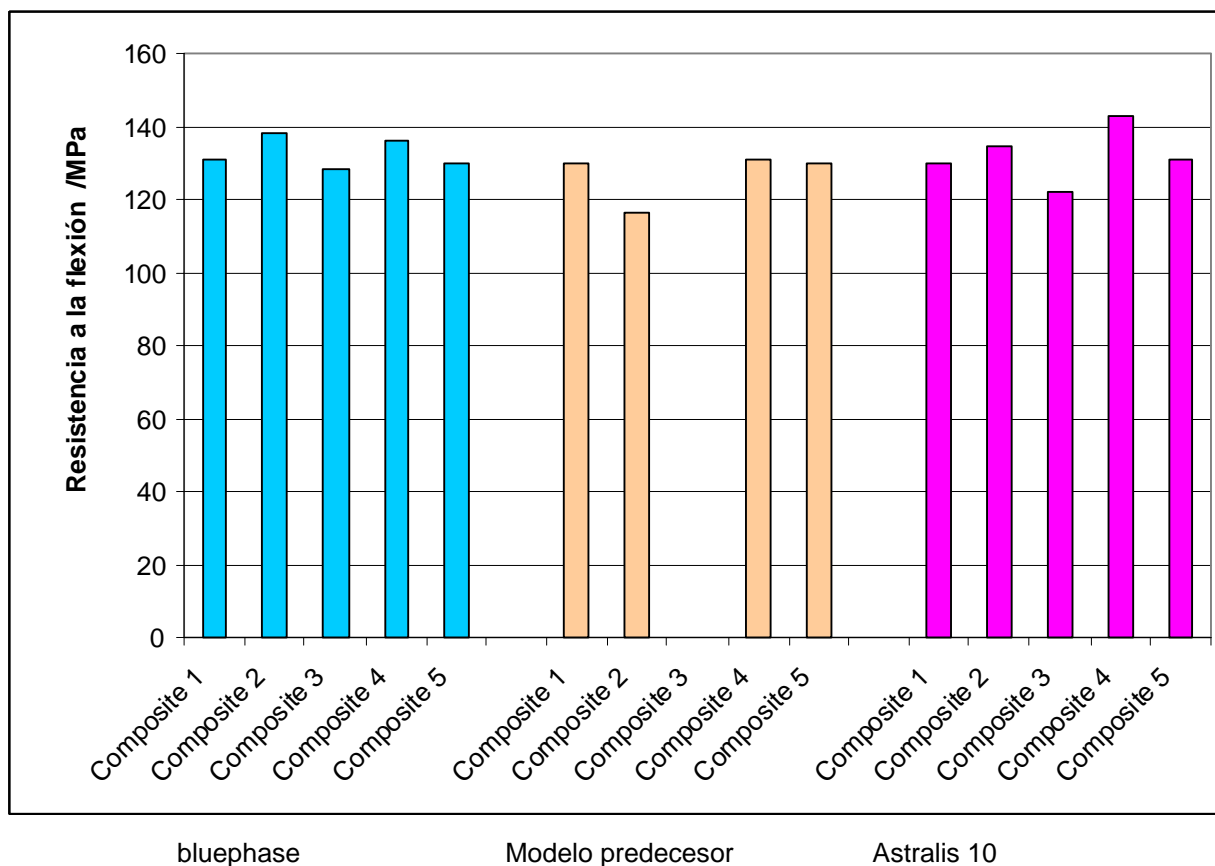


Fig. 15: Resistencia a la flexión de diferentes formulaciones experimentales de composite con distintos contenidos de iniciadores (ver cuadro 2) después de haber sido expuestas a la lámpara de modelo predecesor, bluephase y Astralis 10 durante 10 y 20 segundos utilizando el modo High Power (I&D, Schaan, 2007).

La estrecha franja espectral de bluephase permite una adecuada polimerización de las formulaciones con reducido contenido de canforquinona con un tiempo de polimerización de 20 segundos. Sin embargo, la polimerización de un composite basado solo en Lucerina TPB falló. De forma similar a la lámpara Astralis 10, la LED de banda ancha bluephase permite la polimerización de todos los composites testados. Gracias a ello, con bluephase, está justificado hablar de un espectro de luz similar a la halógena,

En formulaciones adhesivas altamente ácidas, la canforquinona está sometida a cambios químicos graduales. Este problema se evita utilizando mayores cantidades de iniciador o con iniciadores ácidos resistentes, tales como Lucerina TPO. Utilizando LEDs de banda ancha, también se puede lograr una adecuada polimerización de formulaciones libres de canforquinona.

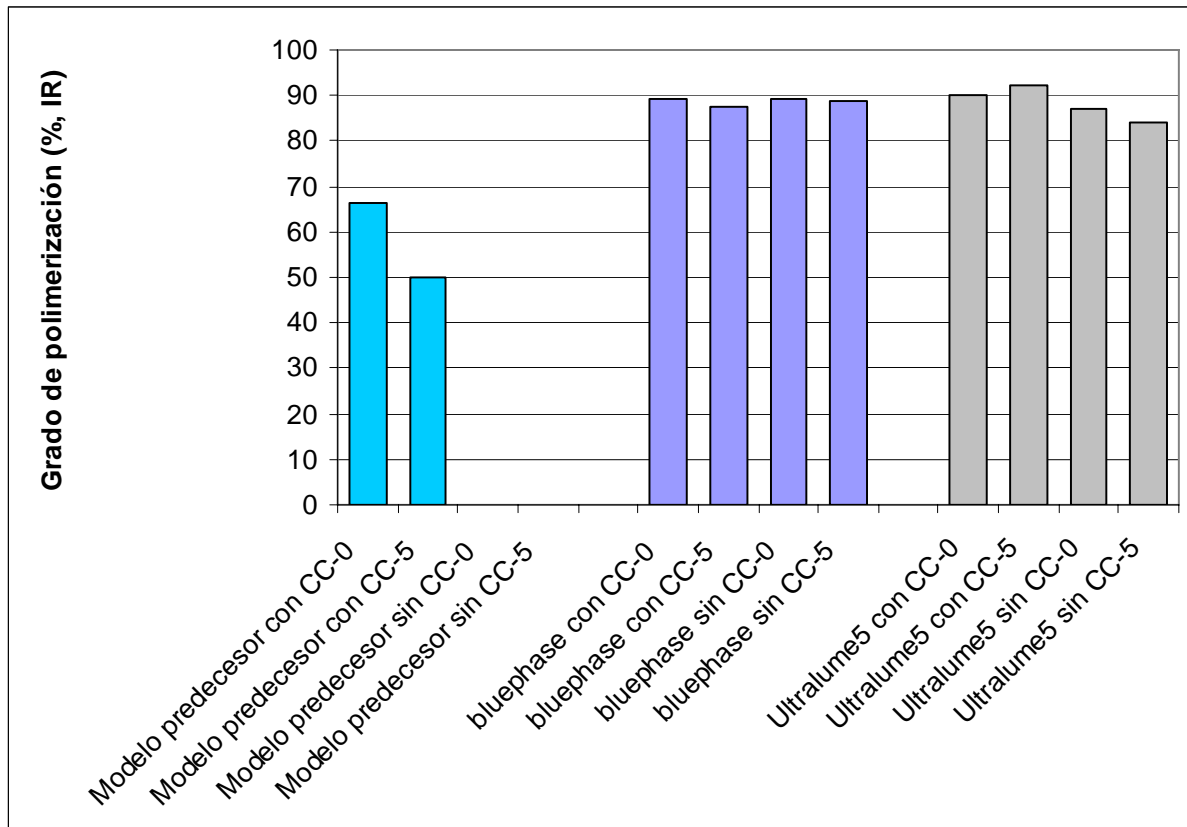


Fig. 16: Polimerización del adhesivo Excite con y sin canforquinona, después de un tiempo de polimerización de 10 segundos utilizando el modo Low Power con una distancia del conducto de luz de 0 y 5 mm. Mediciones de la conversión doble unión utilizando ATR-IR (Illie, Munich, 2007).

En los ensayos anteriormente descritos, se seleccionaron dos formulaciones de Excite. Mientras que unas series contenían canforquinona (CC) como en el producto comercial, en las segundas serie ésta se reemplazó por Lucerina TPO. La conversión de doble unión en un fina película se examinó utilizando una espectroscopia ATR-IR.

Mientras que las lámparas LED de banda ancha polimerizaron las dos versiones del adhesivo, una lámpara convencional LED, de estrecho espectro lumínico, no pudo polimerizar Excite libre de canforquinona.

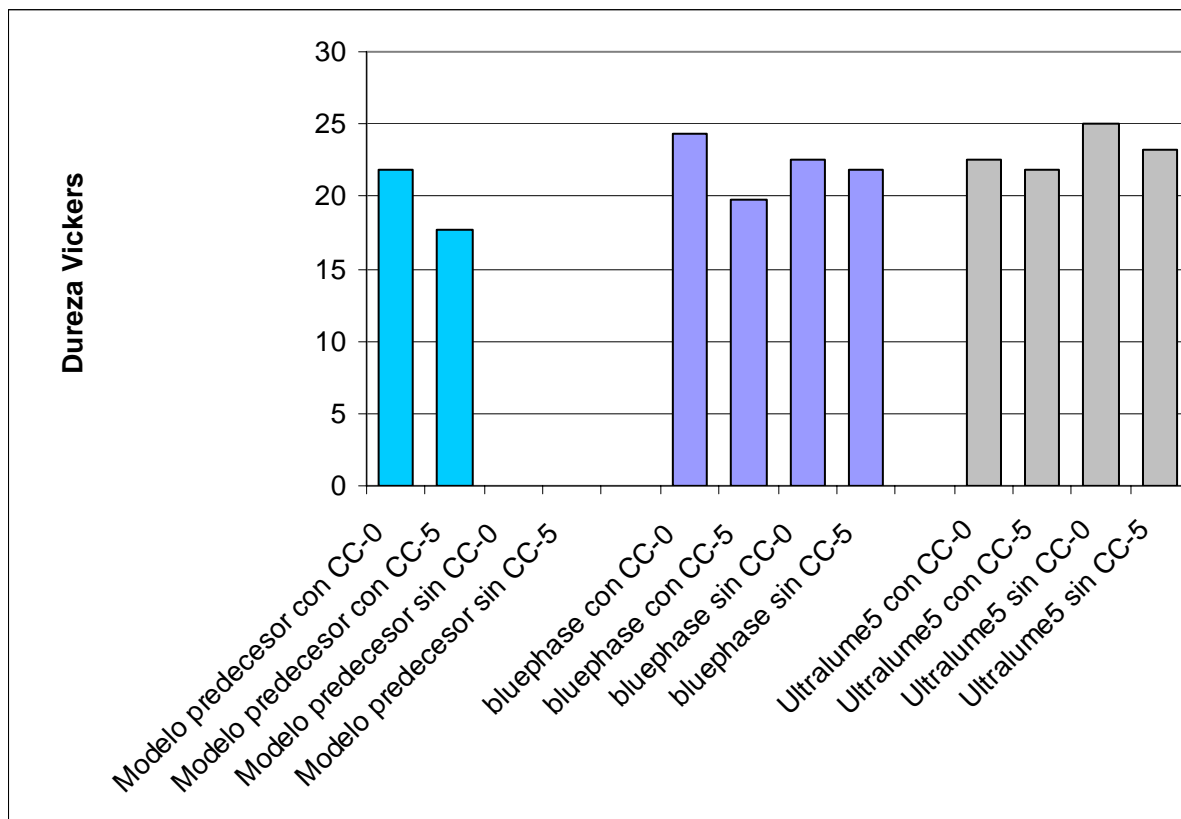


Fig. 17: Polimerización del adhesivo Excite con y sin canforquinona después de un tiempo de polimerización de 10 segundos utilizando el modo Low Power con una distancia del conducto de luz de 0 y 5 mm. Mediciones de la dureza Vickers (Ilie, Munich, 2007).

Una vez determinada la dureza Vickers, se confirmó la polimerización de las formulaciones adhesivas sin canforquinona con LEDs de banda ancha.

4.2 Polimerización de adhesivos

Una inadecuada polimerización de los cementos adhesivos tiene como resultado una debilitada resistencia de adhesión al cizallamiento sobre esmalte y dentina. Para investigar esta cuestión, se compararon entre si los valores de adhesión de Excite y AdheSE, después de que estos materiales se polimerizaran con una lámpara bluephase y una lámpara halógena Astralis 7.

Excite: La superficie de dentina se grabó con gel de ácido fosfórico y seguidamente se aplico Excite, dejándolo reaccionar durante 10 segundos. Seguidamente, el adhesivo se fotopolimerizó durante 10 segundos. Finalmente, se aplicaron dos incrementos de Tetric Ceram, fotopolimerizando cada incremento durante 40 segundos.

AdheSE: Se aplicó el primer a dentina de acuerdo con las instrucciones del fabricante. Una vez evaporado el primer, se aplicó el componente adhesivo y se fotopolimerizó durante 10 segundos. Seguidamente, se aplicaron dos incrementos de Tetric Ceram y se fotopolimerizó cada incremento durante 40 segundos.

Los adhesivos se fotopolimerizaron con el modo Low Power de bluephase.

Las muestras de prueba se almacenaron en agua a 37° C durante 24 antes de medir las resistencias a la adhesión.

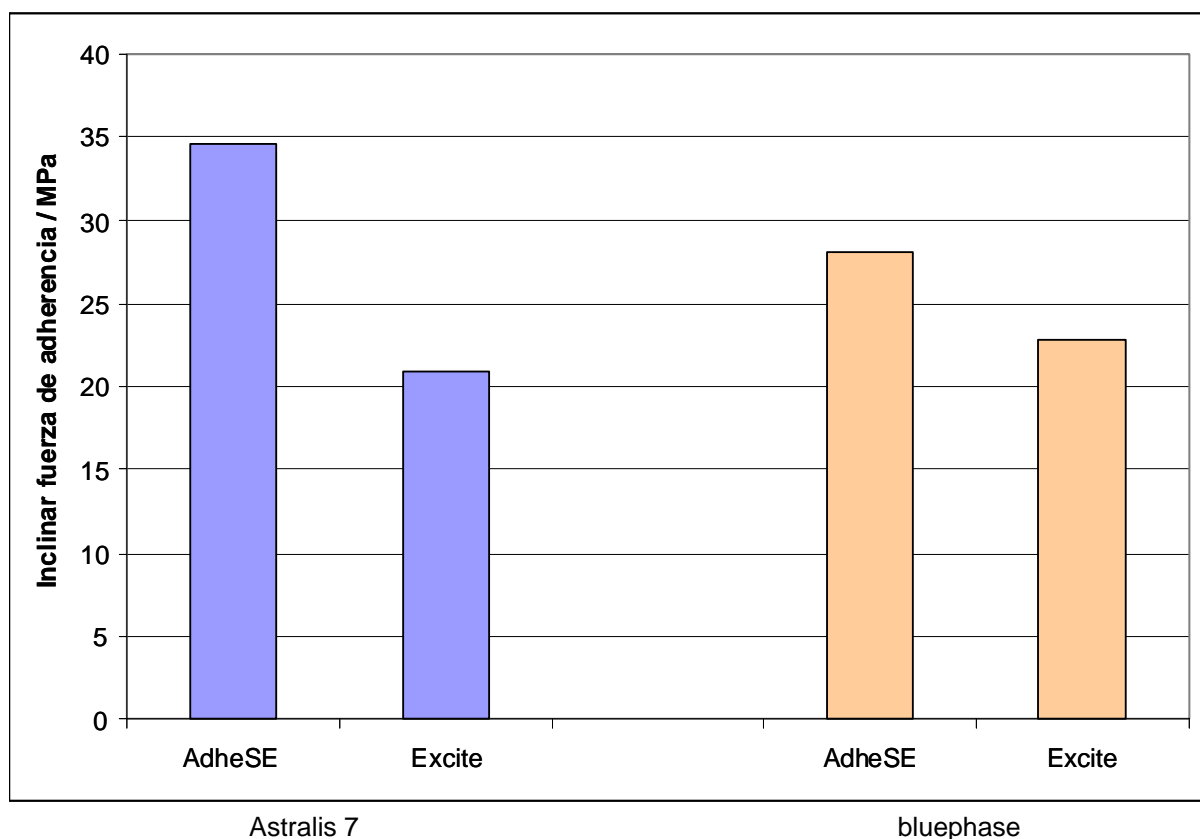


Fig. 18: Comparación de los valores de adhesión de cizallamiento de AdheSE y Excite sobre dentina después de la fotopolimerización con bluephase y Astralis 7 (I&D, Schaan, 2007).

Resultado: Cuando se polimeriza con el modo Low Power de la lámpara bluephase, la resistencia a la adhesión que generan ambos adhesivos se encuentra en el mismo rango

que la que se logra con la lámpara de polimerización Astralis 7 (modo adhesivo) utilizando tiempos de polimerización idénticos.

El tiempo de reacción exotérmica indica la velocidad de polimerización durante el proceso de polimerización. Este se define por la máxima liberación de energía de polimerización medida por medio de un sensor térmico. Un menor tiempo de reacción exotérmica podría significar una mayor eficacia lumínica.

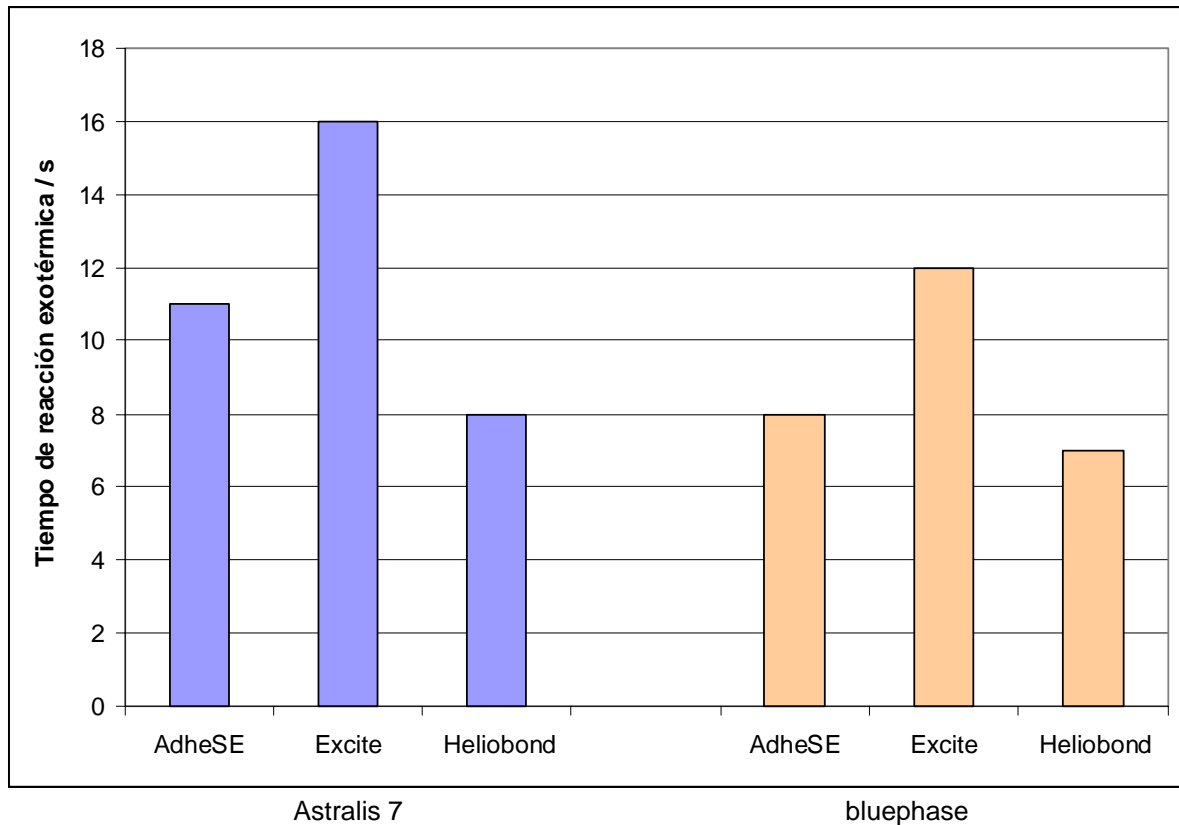


Fig. 19: Tiempo de reacción exotérmica para AdheSE, Excite y Heliobond durante la fotopolimerización con Astralis 7 y bluephase (modo Low Power) (I&D, Schaan, 2007).

Los tiempos de reacción exotérmica de la polimerización con la lámpara bluephase son más cortos que los de Astralis 7.

4.3 **Reacción de fraguado exotérmico y aumento de temperatura alrededor de la pulpa**

La alta intensidad lumínica de 1200 mW/cm^2 genera un calor perceptible si el rayo de luz se mantiene directamente sobre la piel.

Especialmente si se utilizan lámparas de alto rendimiento para polimerización próximas a pulpa, aumenta el riesgo de dañar los tejidos debido al desarrollo térmico.

El Prof. Rueggeberg, Colegio Médico de Georgia, desarrolló un método de prueba para medir el aumento de temperatura pulpar, que ya ha sido adoptada por otros.

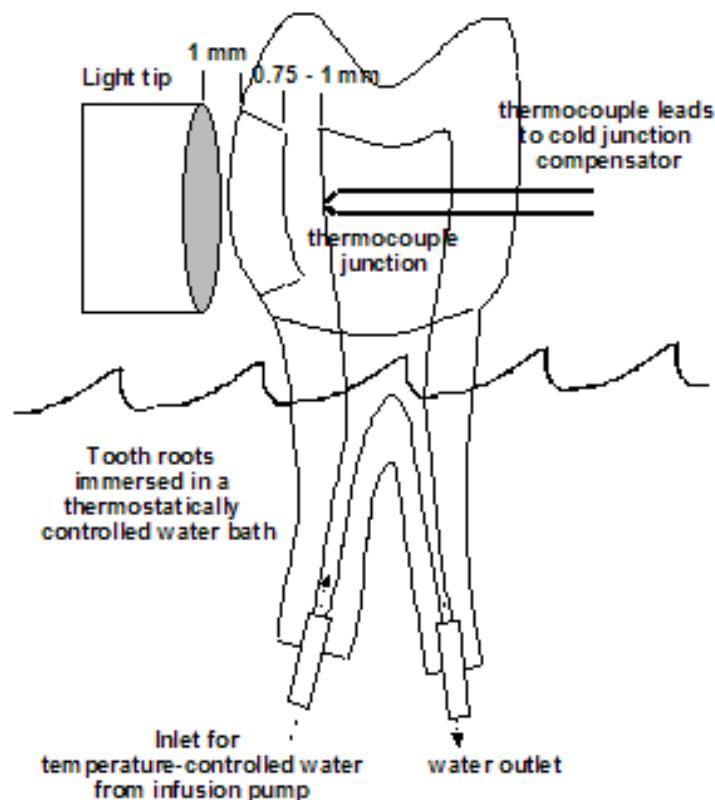
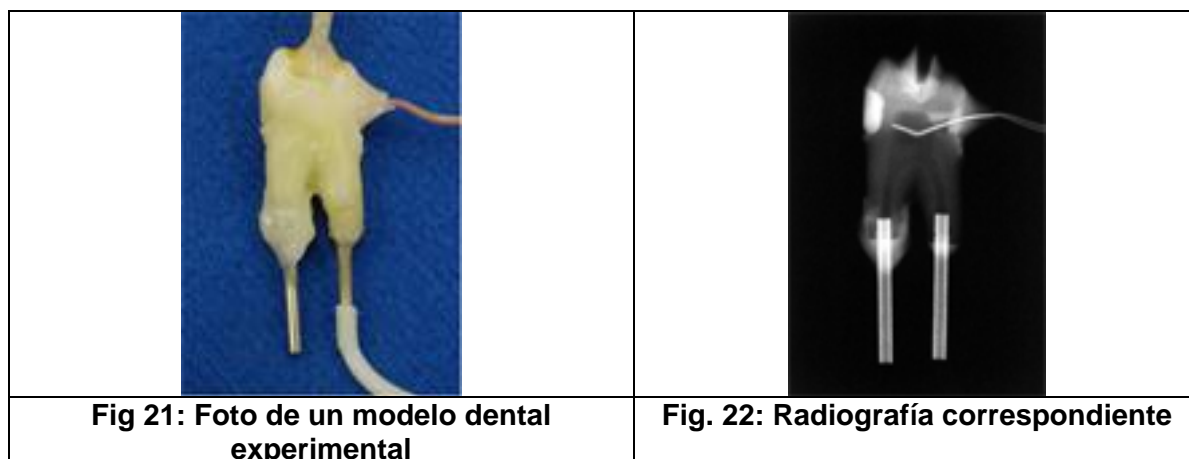


Fig. 20: Esquema de la medición de temperatura en la cámara pulpar cuando se polimeriza una cavidad cilíndrica bucal.

En un premolar se preparó la cavidad cilíndrica bucal de tal forma que la pared de la cámara pulpar mostraba un grosor de 0.75 a 1 mm. Después de la resección de la raíz apical, se aseguró un paso para un continuo flujo de agua, para simular el cambio térmico mediante el suministro de sangre. El acceso a la cámara pulpar se posicionó enfrente de la cavidad, para colocar un sensor térmico. Las raíces dentales se sumergieron en un baño de agua a 34°C .

El conducto de luz se sostuvo a una distancia de 1 mm de la superficie cavitaria.



Antes de colocar el primer incremento de composite, se aplicó el adhesivo. Este paso se realizó lo más próximo posible a pulpa. Se utilizó el modo Low Power con aprox. 650 mW/cm² para el proceso de polimerización.

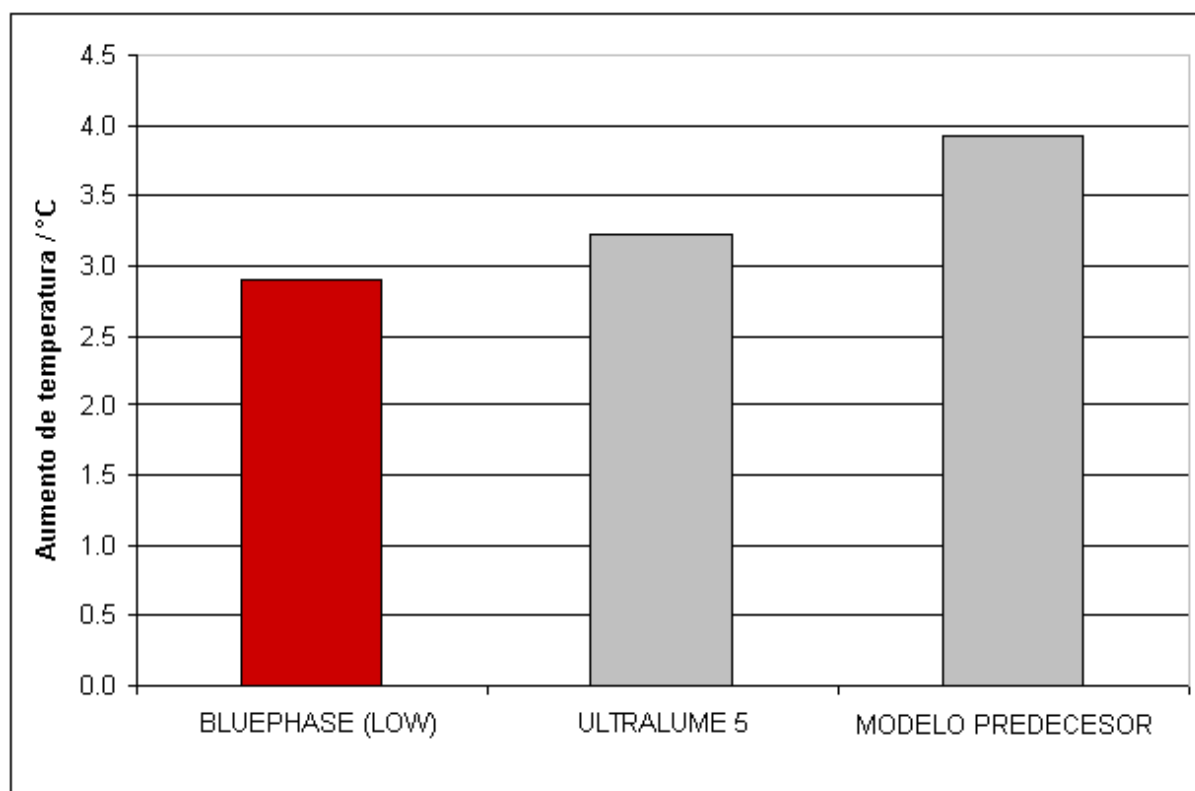


Fig. 23: Aumento de temperatura después de polimerizar en modo Adhesivo durante 10 segundos (Rueggeberg, Augusta, 2007).

El aumento de temperatura con bluephase es comparable con el de otras lámparas de fotopolimerización y relativamente baja con menos de 3° C.

En el segundo paso, se aplicó un incremento (aprox. 2 mm) de Tetric Ceram en la cavidad. Se utilizó el modo High Power para la polimerización. La temperatura se midió después de 10 y 20 segundos. Bluephase se comparó con otra lámpara experimental de Ivoclar Vivadent, Ultralume 5 y un modelo predecesor.

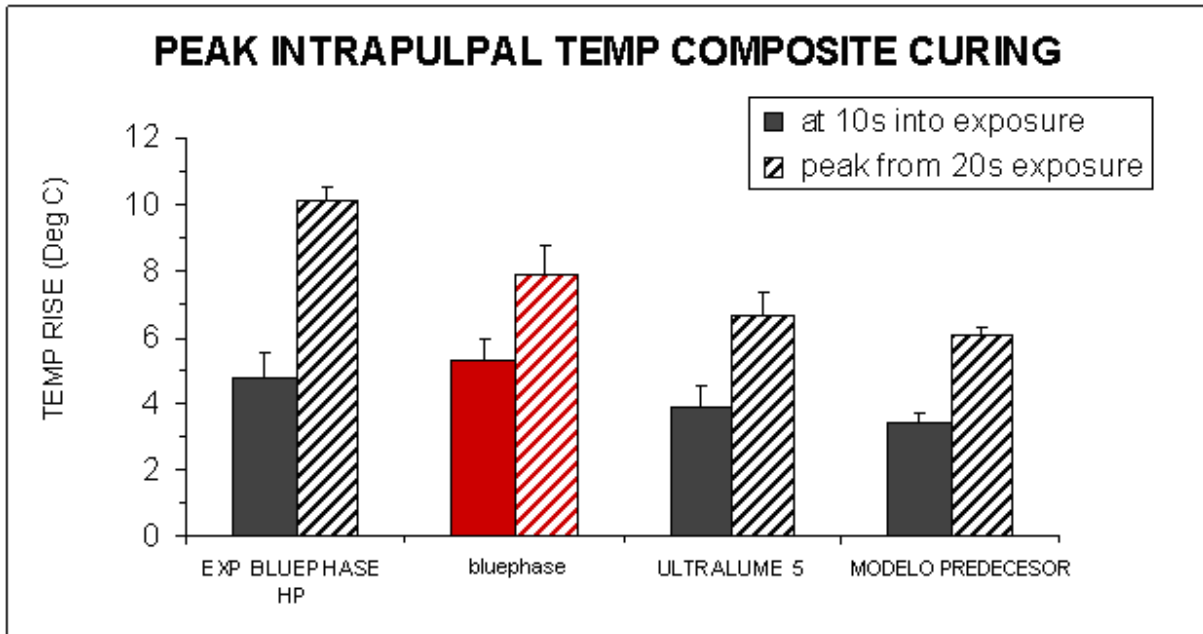


Fig. 24: Aumento de temperatura después de polimerizar el primer incremento de composite con el modo High Power (Rueggeberg, Augusta, 2007).

Después del tiempo de polimerización recomendado de 10 segundos, se registró un aumento de temperatura de 5.5° C.

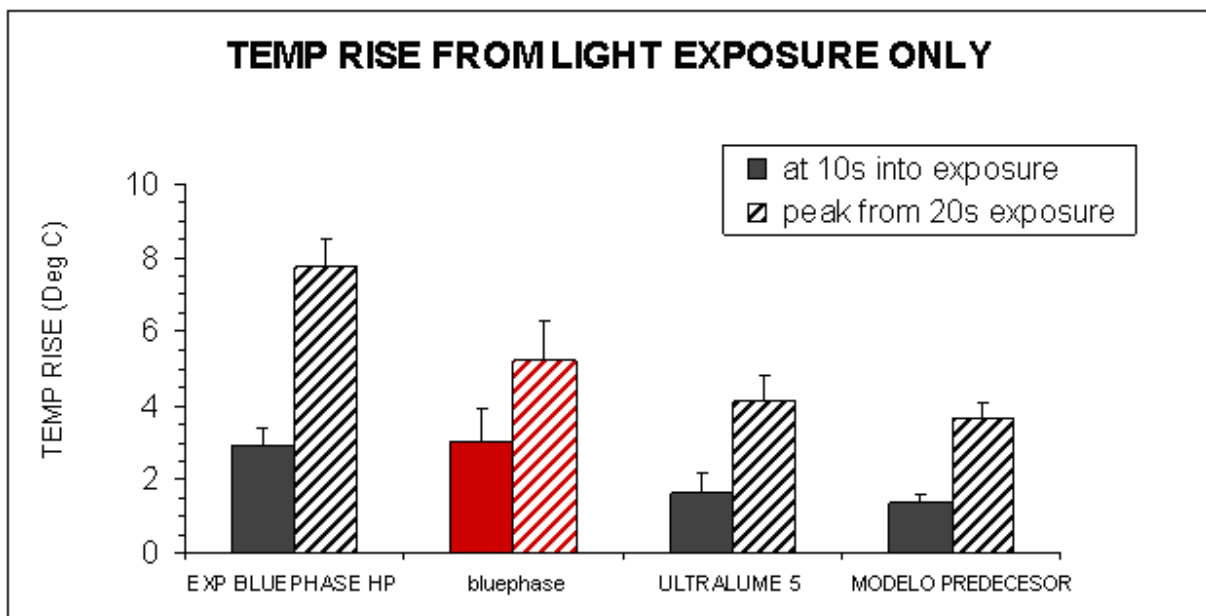


Fig. 25: Aumento de temperatura después de una exposición directa del fondo de la cavidad sin aplicar composite (Rueggeberg, Augusta, 2007).

La simple influencia de la lámpara de polimerización sobre el aumento de temperatura es muy baja. Esta medición también se puede utilizar para determinar el puro aumento de temperatura por la reacción exotérmica durante la polimerización.

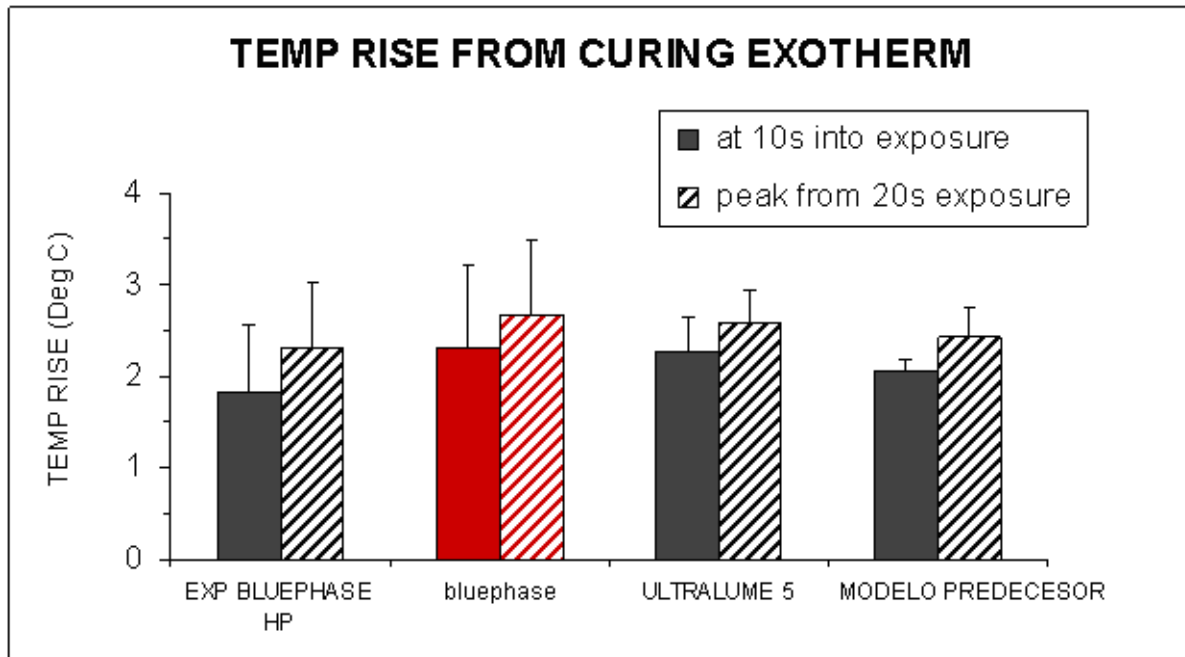


Fig. 26: Aumento de temperatura producido por la reacción exotérmica durante la polimerización (Rueggeberg, Augusta, 2007).

La parte de la reacción exotérmica durante la polimerización en el aumento general de temperatura es relativamente alto.

Basados en estas investigaciones y pruebas internas adicionales sobre el aumento de temperatura alrededor de la pulpa, no se puede identificar un mayor riesgo para la vitalidad del diente respecto de las lámparas de fotopolimerización ya establecidas en el mercado. De acuerdo con los conocimientos actuales, el uso de bluephase es seguro, si se tienen en cuenta las instrucciones de uso y el sentido común.

4.4 Estudios externos con bluephase

Effect on in vitro intrapulpal temperature rise during a restorative scenario using experimental light curing units

F. A. Rueggeberg; Medical College of Georgia

An evaluation of the spectral output and the effects of distance on the light intensity from quartz tungsten halogen and light emitting diode curing lights

R. Price, Dalhousie University, Halifax

Evaluation einer LED Prototyp-Lampe: Analyse der Belichtungseffizienz gemessen an der Konversationsrate und mechanischen Eigenschaften von Adhäsiven

N. Ilie; Universität München;

Wirksamkeit eines LED-Lichtgeräts mit breitem Emissionsspektrum zur Lichtpolymerisation von Kompositen mit unterschiedlichen Initiatorsystemen im Vergleich zu geeigneten Vergleichsgeräten

N. Hofmann; Universität Würzburg;

Efficiency and temperature development of a new experimental LED light curing unit
I. Krejci, Universität Genf,

Untersuchung verschiedener im Markt befindlicher Radiometer im Vergleich zur Ulbricht-Kugel und zum neu entwickelten IV Radiometer
C.P. Ernst, Universität Mainz

5. Bibliografía

Burtscher P: Stability of radicals in cured composite materials. Dent Mater 9, 218–221 (1993)

Ernst C.P, Schattenberg A.: Relative Oberflächenhärte verschiedener Komposite nach LED-Polymerisation aus 7 mm Abstand. Dtsch Zahnärztl Zeitschr 60, 154-160 (2005)

Ernst C.P., Busemann I.: Feldtest zur Lichtemissionsleistung von Polymerisationsgeräten in zahnärztlichen Praxen. Dtsch Zahnärztl Zeitschr 61, 466-471 (2006)

Fan PL, Schumacher RM, Azzolin K, Geary R, Eichmiller FC: Curing-light intensity and depth of cure of resin-based composites tested according to international standards. J. Am. Dent. Assoc. 133, 429-433 (2002)

Fowler CS, Swartz ML, Moore BK: Efficacy testing of visible-light-curing units. Oper Dent 19, 47–52 (1994)

Ilie N., Felten K.: Shrinkage behaviour of a resin-based composite irradiated with modern curing units. Dent Mater 21, 483-489 (2005)

Koch A., Hiller K.A.: Effektivität von high Power LED- und Halogenpolymerisationsgeräten durch Keramik. Dtsch Zahnärztl Zeitschr 62, 26-38 (2007)

Lussi A., Zimmerli B.: Kompositaushärtung mit neuen LED-Geräten. Schweiz Monatsschr Zahnmed 115, 1182-1187 (2005)

Mills RW, Jandt KD, Ashworth SH: Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. Br Dent J 186, 388-391 (1999)

Pelissier B., Chazel JC, Castany E, Duret F: Lampes à photopolymériser. Stomatologie 1-11 (2003)

Price R.B., Murphy D.G., Dérand T.: Light energy transmission through cured resin composite and human dentin. Quintessence Int. 31, 659 – 667 (2000)

Tjan AHL, Dunn JR: Temperature rise produced by various visible light generators through dentinal barriers. J Prosthet Dent 59, 433–438 (1988)

Visvanathan A., Ilie N.: The influence of curing times and light curing methods on the polymerization shrinkage stress of a shrinkage-optimized composite with hybrid-type prepolymer fillers. Dent Mater 23, 777-784 (2007)

Watts DC, Amer O, Combe EC: Characteristics of visible-light-activated composite systems. Br Dent J 156, 209-215 (1984)

Esta documentación contiene un compendio de los datos técnicos („informaciones") internos y externos. La documentación ha sido preparada exclusivamente para uso interno, así como para los colaboradores externos de Ivoclar Vivadent. Esta información no está destinada a ningún otro uso. Aún cuando creemos que la información está actualizada, no hemos revisado toda la información y por lo tanto no podemos garantizar su exactitud, veracidad o fiabilidad. No nos hacemos responsables del uso de esta información, aún cuando hayamos sido advertidos de lo contrario. El uso de las informaciones es uso exclusivo del lector. Éstas están a su disposición „como recibidas“ sin ningún tipo explícito o implícito de garantía sobre uso o propiedad (sin limitación) para un determinado uso.

Las informaciones se entregan sin cargo alguno y ni nosotros ni ninguna persona asociada a nosotros será responsable de ningún daño accidental, directo, indirecto, inmediato o específico (incluido pero no limitados daños debidos a pérdida de información, pérdida de valor o costos producidos por la adquisición de información comparativa) debido al uso o no uso de las informaciones, aún cuando nosotros o nuestros representantes hayan sido informados sobre la posibilidad de estos daños.

Ivoclar Vivadent AG
Investigación y Desarrollo
Servicio Científico
Bendererstrasse 2
FL - 9494 Schaan
Principado de Liechtenstein

Contenido: Dr Thomas Völkel
Edición: Diciembre 2007
