

Kalore

MANUAL TÉCNICO

La
ciencia
tras la
sonrisa

GC

Índice

1.0	Introducción	4
2.0	Descripción de Producto	4
3.0	Indicaciones	5
4.0	Composición	5
4.1	Matriz	5
4.2	Relleno	5
4.3	Interfases	6
4.3	Iniciadores	6
5.0	Propiedades Físicas	6
5.1	La Importancia de una Baja Contracción de Polimerización (Stress)	7
5.2	Principios Básicos de la Contracción	7
5.3	Reduciendo la Contracción de Polimerización	8
5.4	Reduciendo el Stress de la Contracción de Polimerización	9
5.5	La Tecnología de la GC Corporation para Reducir la Contracción de Polimerización (Stress)	10
6.0	Test de Laboratorio	10
6.1	Contracción	11
6.2	Stress de Contracción	13
6.3	Módulo de Elasticidad	16
6.4	Resistencia a la Fractura	17
6.5	Resistencia a la Flexión	17
6.6	Resistencia a la Abrasión (3 superficies)	18
6.7	Brillo de la Superficie	19
6.8	Profundidad de Polimerización	19
6.9	Radiopacidad	19
6.10	Manejo y Tiempo de Trabajo	20



7.0	Colores y Estética	20
7.1	Tipos de Colores	21
7.2	Colores Universales	21
7.3	Colores Opacos	22
7.4	Colores Translúcidos	22
7.5	Propiedades Camaleónicas	24
7.6	Guía de Colores	25
7.7	Selección del color	25
8.0	Datos de Citotoxicidad	27
9.0	Investigaciones Clínicas	28
10.0	Bibliografía	29
11.0	Información para Pedidos	29
12.0	Instrucciones de Uso	30
13.0	Resumen	32
14.0	Apéndice	32



1.0 Introducción

GC Corporation es líder mundial en el sector de composites para coronas y puentes con productos como GRADIA[®], un composite microcerámico, y GRADIA[®] FORTE – un composite nanohíbrido. Esta experiencia en composites estéticos indirectos y duraderos, que son excelentes alternativas a la porcelana, permitieron a GC Corporation desarrollar GRADIA[®] DIRECT – un composite de aplicación directa que ofrece un manejo sencillo y una estética sin igual utilizando un solo color. GRADIA DIRECT se convirtió rápidamente en el composite de elección de muchos profesionales en todo el mundo. Basados en esta tecnología se incluyeron nuevos objetivos en el desarrollo de la siguiente generación, un composite que fuera realmente la máxima expresión del arte en las restauraciones directas. Puesto que desde los mejores centros de investigación se indicaba claramente que la tecnología de los monómeros está más avanzada en otras industrias, se decidió buscar un socio industrial con el cual desarrollar nuevos e innovadores monómeros que se ajustaran a la industria dental. El 21 de Agosto de 2007 GC Corporation firmó un contrato con DuPont, empresa líder mundial en el desarrollo y fabricación de polímeros y materiales sintéticos como el Nylon†, la Lycra†, el Teflón† y el Kevlar†. Como resultado de esta asociación se desarrolló un nuevo monómero – DX-511 – para composites de aplicación directa. El DX-511 es un componente clave del nuevo composite de baja contracción de GC Corporation, KALORE™.

2.0 Descripción de Producto

KALORE™ es un composite de nanopartícula fotopolimerizable en luz visible que contiene partículas de relleno radiopacas de alta densidad (HDR-High Density Radiopaque) y DX-511. Su composición única permite la realización de restauraciones, en anteriores y posteriores, con un alto pulido, alta resistencia a la abrasión, baja contracción de polimerización (stress) y muy duraderas. La composición no pegajosa facilita un uso sencillo y un fácil modelado, y su humectabilidad inicial a las superficies dentales facilita su adaptación a las paredes de la cavidad. KALORE mantiene su forma, no se descuelga y tiene un tiempo de trabajo suficiente sin que se produzca una polimerización prematura del material bajo la luz del equipo. KALORE está disponible en una variedad de colores que dan como resultado una alta estética, y restauraciones de aspecto natural. KALORE ofrece al clínico múltiples ventajas:



- Baja contracción de polimerización
- Bajo stress de contracción de polimerización
- Estética excelente
- Fácil manejo
- Tiempo de trabajo adecuado
- Durabilidad
- Alta Resistencia a la abrasión
- Pulido y brillo alto



3.0 Indicaciones

- Restauraciones directas en Clases I, II, III, IV y V
- Restauraciones directas en defectos de ángulo y cavidades de superficies radiculares
- Restauraciones directas para la confección de carillas y cierre de diastemas

4.0 Composición

KALORE está compuesto por una matriz, relleno, fotoiniciadores y pigmentos (tabla 1)

4.1 Matriz

La matriz contiene una mezcla de dimetacrilato de uretano (UDMA), co-monómeros de dimetacrilato y monómero DX-511.

4.2 Relleno

Las recién desarrolladas partículas de relleno pre-polymerizadas, radiopacas, de alta densidad (HDR – High Density Radiopaque) son el corazón del sistema de relleno de KALORE. Estas partículas contienen un 60% en peso de nanopartículas de 400 nm de vidrio de estroncio modificado y un 20% en peso de partículas de 100 nm de Fluoruro de lantánido. El vidrio de estroncio modificado refuerza la resistencia del relleno y la dureza de la superficie, confiere una elevada capacidad de pulido y se ajusta al índice de refracción de la matriz de UDMA, lo que mejora sustancialmente la estética (el cristal de bario usado normalmente en los composites tiene un índice de refracción más alto que el UDMA, lo que se traduce en una reducción en la traslucidez y una peor estética). El Fluoruro de lantánido se añade para incrementar la radiopacidad. La combinación del tamaño de partícula de 17 μm de las partículas de relleno de HDR garantiza un manejo óptimo. Las partículas de 700 nm de vidrio de estroncio, vidrio de aluminosilicato y sílice de nano-relleno se encuentran dispersadas entre los rellenos HDR (Fig. 1). El vidrio de estroncio modificado y el vidrio de flúoraluminosilicato tienen diferentes índices refractivos para conferir una reflexión de la luz compleja y la dispersión de la luz necesaria para lograr un efecto de mimetismo.

Tabla 1. Composición de KALORE.

Componentes	Peso %
Matriz	
dimetacrilato de uretano	18
Co-monómero DX-511	
Dimetacrilato	
Relleno de vidrio	
de Flouraluminosilicato	82
Rellenos pre-polymerizados	
Dióxido de Silicio	
Otros	
fotoiniciadores	< 1
Pigmentos	< 1

Figura 1a. Dibujo estructural del sistema de relleno.



Relleno Pre-polymerizado (17 μm)

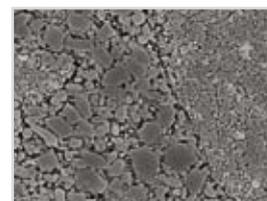
Vidrio de Estroncio de 400 nm
Fluoruro de Lantánido de 100 nm

Relleno inorgánico

Vidrio de estroncio de 700 nm
Vidrio de Fluoruro de lantánido de 700 nm

Sílice monodispersado
16 nm

Figura 1b. Imagen SEM del sistema de relleno.



4.3 Interfase

La interfase entre las partículas de relleno pre-polimerizadas y la matriz de resina es un factor crítico. En KALORE existen tres tipos de interacciones en esta interfase que ayudan a prevenir un fallo prematuro catastrófico. Los tres tipos de interacciones se producen como se explica a continuación:

1. Uniones covalentes derivadas de C=C. Ambos, las partículas pre-polimerizadas y los monómeros de metacrilato de la matriz contienen grupos c=c, que pueden unir sus cadenas entre sí.
2. Los puentes de hidrógeno de los componentes polares como -OH, -NH, y -C=O.
3. Interacciones hidrofóbicas entre grupos orgánicos (p.e. Alquilos). Estas interacciones dan como resultado contactos más íntimos que las uniones fuertes. Cada contacto es relativamente moderado, sin embargo, la contribución total de estos contactos ha de tenerse en cuenta.

Las superficies de sílice están tratadas hidrofóbicamente con componentes de dimetil, para atraer el sílice hacia la matriz y aumentar el contacto entre ellos, El sílice tratado con dimetil es además más estable que el sílice tratado con silano de metacriloxi, dando como resultado una mayor vida útil media con menos riesgo de que el material se endurezca durante su almacenamiento.

Los vidrios de fluoraluminosilicato y los vidrios de estroncio utilizados en KALORE están silanizados.

4.4 Iniciadores

Se utiliza una combinación de canforoquinona y aminas como catalizadores. La activación por luz puede realizarse a través de una lámpara halógena, lámparas de plasma o lámparas LED

5.0 Propiedades Físicas.

KALORE se ha formulado para reducir la contracción de polimerización y el stress de contracción manteniendo unas propiedades de manejo y estética excelentes.



5.1 La importancia de una baja contracción de polimerización (Stress)

Una baja contracción de polimerización y un bajo stress de contracción son importantes por muchas razones. La contracción tiene lugar cuando la matriz de resina del composite se contrae en volumen durante el proceso de polimerización, mientras que las partículas de relleno mantienen su volumen. El stress resultante en la interfase entre la matriz y las partículas se mantiene en el composite polimerizado y puede conllevar a un reemplazo prematuro de la restauración ya que las partículas de relleno se desprenderán de la matriz. Si el stress de la contracción es elevado y es mayor que la fuerza de unión inicial de la restauración con el diente, puede ocurrir que la restauración se desprenda de las paredes cavitarias. Esto puede dar como resultado que se produzcan sensibilidades post-operatorias y fisuras marginales. Las fisuras marginales a largo plazo frecuentemente provocarán que se deba reemplazar la restauración. Se ha descrito también que si ambos, el stress de contracción, y la fuerza de unión al diente, son elevadas se puede producir una desviación de las cúspides y se pueden originar cracks en la estructura dental. En primer lugar vamos a repasar los principios de la contracción de polimerización y la tecnología utilizada para reducirla.

5.2 Principios Básicos de la Contracción

Las resinas dentales normalmente utilizan resinas de dimetacrilato, que contienen un grupo metacrilato al final de cada cadena de monómeros. El metacrilato contiene dos carbono-carbono con doble enlace y pueden formar polímeros fácilmente ya que estos dobles enlaces son muy reactivos (Fig. 2).

Durante la polimerización, los dobles enlaces de los carbono-carbono se rompen por los catalizadores, los monómeros reaccionan unos con otros para formar polímeros, y, la distancia entre los monómeros disminuye. Mientras que las partículas de relleno mantienen el volumen que presentaban antes de la polimerización, la reducción de distancia entre los monómeros da como resultado una reducción de volumen debido a esta contracción. (Fig. 3).

Figura 2. Resina de Dimetacrilato.

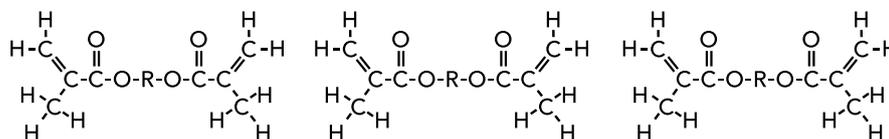
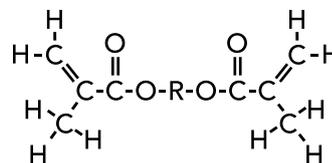


Figura 3a. Moléculas de monómero de resina de dimetacrilato en la matriz de resina.

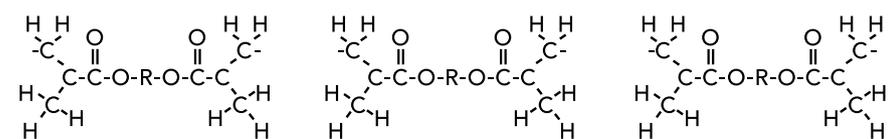


Figura 3b. El doble enlace carbono-carbono es roto por el catalizador.

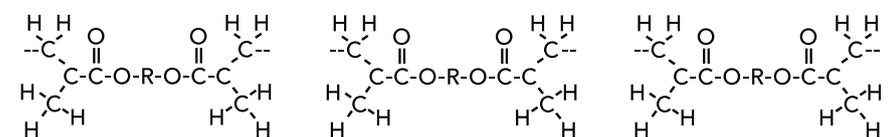


Figura 3c. Los monómeros de dimetacrilato polimerizan dando como resultado la contracción de polimerización.

5.3 Reduciendo la Contracción de Polimerización

La contracción de polimerización esta influenciada por la técnica clínica y por la fabricación del composite. Hay muchas maneras de reducir la contracción desde la perspectiva de la fabricación, como se describe debajo.

Incrementar la carga del relleno

Incrementando la carga de relleno en la matriz, se reduce la contracción de polimerización al reducir la proporción de monómero. (Fig. 4).

Ajuste de los monómeros

Los monómeros con bajo peso molecular se contraen más durante la polimerización que aquellos que tienen un mayor peso molecular. Los monómeros de metacrilato se utilizan normalmente en los composites dentales, fundamentalmente Bis-GMA y UDMA, principalmente por sus propiedades físicas favorables. El TEGDMA se añade habitualmente para ajustar la viscosidad y hacer el composite más fácil de manejar. El TEGDMA tiene un peso molecular más bajo que el Bis-GMA y el UDMA (tabla 2). Utilizando menos TEGDMA se reduce la contracción de polimerización (Fig. 5).

Tabla 2. Peso molecular de los monómeros usados normalmente en composites dentales.

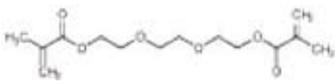
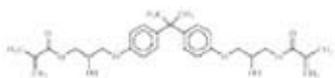
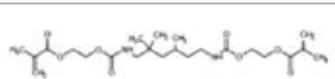
TEGDMA	Mw= 286.3	
Bis-GMA	Mw= 512.6	
UDMA	Mw= 470.6	

Figura 4. Influencia de la carga de rellenos en la contracción

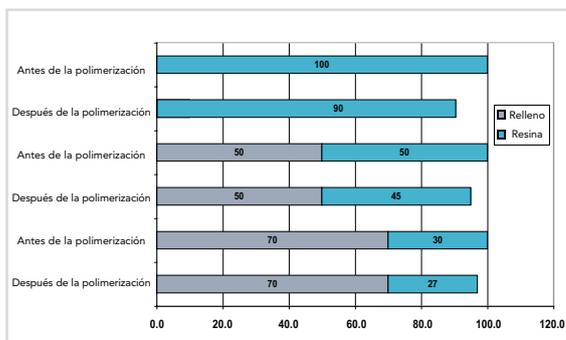
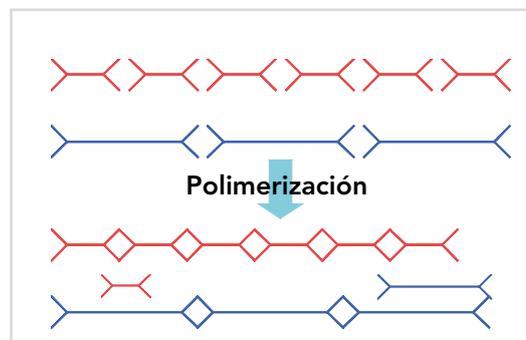


Figura 5. Contracción de polimerización de moléculas de monómero de bajo peso molecular frente a las de alto peso molecular.



Uso de rellenos pre-polimerizados

Las partículas de relleno pre-polimerizadas son partículas relativamente grandes con menos área superficial, lo que permite una mayor carga de relleno volumétrica que tiene como resultado una menor contracción volumétrica (Fig. 6b). Estas partículas de relleno mayores también previenen que la matriz de resina se mueva como resultado de la fricción entre la resina y las superficies de las partículas de relleno pre-polimerizado durante la polimerización, reduciendo así también la contracción. Esta tecnología se utiliza en GRADIA DIRECT.

Figura 6a. Contracción de los composites microhíbridos. La distancia entre las partículas de vidrio se reduce durante la contracción.

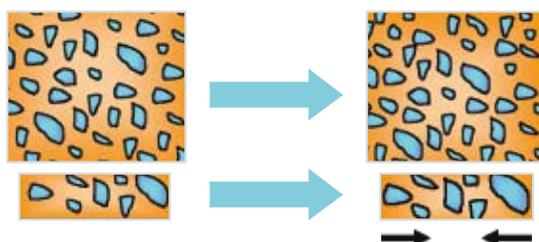
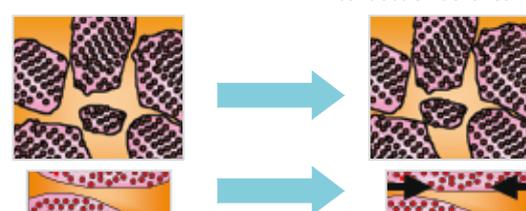


Figura 6b. Contracción de polimerización de composites que contienen partículas de relleno pre-polimerizadas. Un contacto cercano entre los rellenos pre-polimerizados previenen de la contracción de la resina.





5.4 Reduciendo el Stress de la Contracción de Polimerización

El stress de la contracción es la fuerza generada durante la polimerización. Durante la polimerización, el composite adherido tira de las paredes de la cavidad a medida que tiene lugar la contracción. A un nivel determinado de contracción aquellos materiales más rígidos sufren un mayor stress. El módulo de elasticidad (Módulo de Young) mide la elasticidad del material (su habilidad para resistir la deformación). A mayor módulo de elasticidad mayor stress sufre el material. Hay muchas formas de reducir el stress de polimerización, entre los que se pueden destacar los siguientes:

Reducir la Contracción Volumétrica

El stress de contracción puede reducirse disminuyendo la contracción volumétrica, ya que a mayor contracción volumétrica, más fuerza se ejerce en las paredes de la preparación.

Disminuir el Módulo de Elasticidad

Los materiales con un alto módulo de elasticidad padecen un mayor stress en la interfase composite/diente durante la contracción de polimerización. Además, los materiales frágiles con un alto módulo de elasticidad son amortiguadores ineficaces frente a la presión masticatoria. Por el contrario, aquellos materiales con un bajo módulo de elasticidad se deformarían y expandirían y, consecuentemente, se reduce el stress en la interfase composite/diente (Fig. 7).

Incrementar la Fluidez Inicial del Material

Si el composite es fluido la contracción tiene lugar en la superficie y conlleva a una reducción del stress de contracción en la interfase composite/diente (Fig. 7).

Figura 7a. Deformación durante la polimerización de composites fluidos y de bajo módulo. El stress de contracción se da en la superficie; por consiguiente se da menos stress en las paredes de la cavidad.



Figure 7b. Composites con un alto módulo de elasticidad. Estos sólo se pueden deformar ligeramente durante la polimerización. El stress de contracción ocurre en la superficie y en la interfase composite/diente.



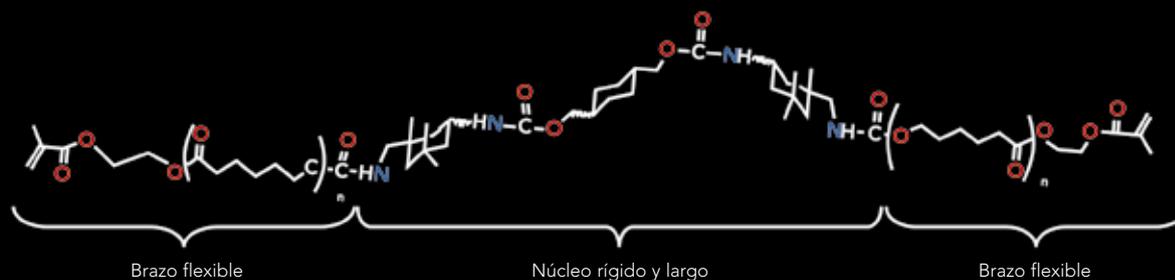
5.5 La Tecnología de GC Corporation para Reducir la Contracción (Stress)

El nuevo monómero DX-511, bajo licencia de DuPont y bajo un acuerdo de colaboración exclusivo, está basado en la química del dimetacrilato de uretano y diseñado para combinar unas propiedades de manejo y físicas excelentes con una baja contracción (stress). El DX-511 es compatible con cualquier sistema de composite o bonding existente en la actualidad.

Monómero DX-511

La estructura molecular del DX-511 incluye un núcleo largo y rígido y brazos reactivos flexibles. Este núcleo rígido y largo mantiene su forma y longitud reduciendo de ese modo la pérdida de volumen, evitando la deformación del monómero y reduciendo como consecuencia la contracción. Los brazos flexibles aumentan la reactividad compensando la baja reactividad habitualmente asociada a largas cadenas de monómeros. (Fig. 8). El peso molecular del DX-511 (Mw 895) es el doble del peso molecular del Bis-GMA o UDMA, reduciendo la contracción de polimerización debido a que se establecen un menor número de dobles enlaces (C=C).

Figura 8. Monómero DX-511



Sistema de relleno

El relleno HDR presente en un 30% en peso está optimizado para reducir la contracción mientras que sigue permitiendo un modelado sencillo y una manipulación fácil del material.

6.0 Test de Laboratorio

Los test de laboratorio se realizaron tanto externamente así como en GC Corporation. En primer lugar, para demostrar la hipótesis de que añadir monómero DX-511 daría como resultado una mejora en las propiedades del composite, se realizó un test comprando dos muestras de composite idéntico con la excepción de que uno e los dos grupos contenía monómero DX-511 (KALORE). De forma específica la comparación se realizó en el stress de contracción, abrasión (3 cuerpos) y la combinación de pulido/rugosidad de la superficie. Respecto a los resultados de este test, que confirmaron la superioridad de KALORE, conteniendo el monómero DX-511, por favor mire la documentación del anexo. También se realizaron otros test de laboratorio comparando KALORE con otros composites actuales.

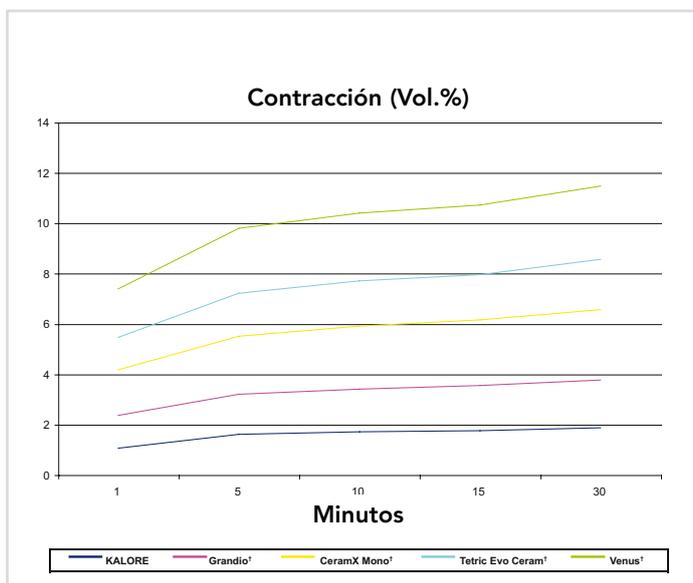


6.1 Contracción

Test Independiente - ACTA

Se llevaron a cabo pruebas realizadas de forma externa e independiente respecto a la contracción volumétrica en el ACTA, Amsterdam, para muchos composites. Los resultados se fueron anotando de forma continua utilizando un dilatómetro de mercurio. Para realizar los test los composites se dispusieron en el fondo de un tapón de cristal insertado en un dilatómetro. La muestra se polimerizó a través del cristal durante 40 seg. con una Elipar Highlight (750nW/cm²) y se utilizó un ordenador para medir la contracción durante más de 4 horas a 23°C. Para calcular la contracción volumétrica, se tomaron medidas de la densidad después de cada medida de la contracción utilizando el Mettler Toledo AT 261 Delta Range (Metler instruments AG). **La contracción volumétrica fue más baja en KALORE (Fig. 9).**

Figura 9. Contracción volumétrica de varios composites a lo largo del tiempo. Fuente: ACTA, Amsterdam.



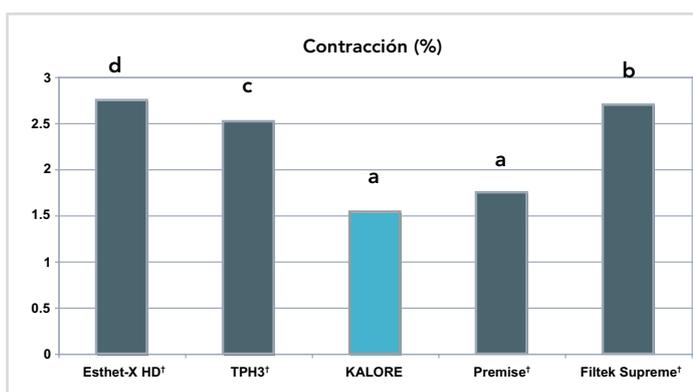
Test Independiente - OHSU

Se realizó otro test de forma independiente dirigido por el Dr. Jack Ferracane, en la División de Biomateriales de la Escuela de Odontología de Portland, OR. Se determinó la contracción volumétrica (VS) de 3 composites con un dinamómetro de mercurio. Se pusieron muestras de composite de 150 mg. en placas de vidrio que se habían arenado previamente con óxido de aluminio de 150 µm y se habían cubierto con un agente con silano. La placa de vidrio se introdujo en una columna dilatométrica sobre la cual se colocó un transductor diferencial de variable lineal (LVDT) en contacto con la superficie del mercurio. El composite fue fotoactivado a través del cristal durante 60 seg. aproximadamente a 350-400 mW/cm². Las lecturas del LVDT se tomaron cada 60 minutos a temperatura ambiente y correlacionadas a la contracción volumétrica, basada en la masa y densidad del composite que fue determinada mediante el método de Arquímedes. La expansión térmica producida por el calor generado por la lámpara de polimerización fue restada de los resultados mediante una nueva fotoactivación de otros 30 segundos, pasados 60 minutos de la toma de datos y siguiendo el cambio volumétrico cada 30 minutos.

Se llevó a cabo un análisis estadístico de los datos (ANOVA/ tukey's test) para comparar los 3 composites ($p < 0.05$).

Se encontró una menor contracción de polimerización estadísticamente significativa en KALORE y Premise† que en el resto de los composites (Fig. 10.)

Figura 10. Contracción Volumétrica. Fuente: Ferracane, OHSU. Portland.



a. No hay diferencia significativa.

Test Independiente – Universidad de Indiana

Se realizó otro tercer test independiente sobre los mismos tipos de composite en un tercer lugar por el Dr. Jeffrey a. Platt en la División de Materiales Dentales en la Escuela Universitaria de Odontología de Indiana. Se introdujeron aproximadamente 20 quarts (cuartos de galón) de agua destilada en un recipiente Styrofoam y se dejaron durante la noche. Al día siguiente se tomó la temperatura del agua y se chequeó periódicamente durante todo el día para comprobar la estabilidad de la temperatura. Se llenó una botella de densidad desde el recipiente y se puso un tapón (teniendo cuidado de no incorporar ninguna burbuja de aire). La botella una vez seca se pesó y su peso se registro lo más cerca posible de 0.0001 gramo. Se repitió este procedimiento cuatro veces para obtener el peso medio (utilizado en el cálculo del valor "B"). Para obtener el valor "C", la botella se lleno aproximadamente con la mitad de agua destilada y se añadió aproximadamente un gramo de material no polimerizado. Luego la botella se rellenó completamente, se pesó de nuevo y la media de tres pesadas se utilizó para determinar el valor de "C". Se tomaron los pesos de las muestras no polimerizadas como indicativo de los tres pesos y se usaron como valor "D" (n=3).

El material no polimerizado se puso entre dos piezas de poliéster y se apretó hasta tener un grosor de 1.5-2.0 mm. Estas muestras se polimerizaron por ambos lados durante 30 seg. cada una (tiempo total de polimerización de un minuto). Las muestras polimerizadas se introdujeron en la botella de densidad de la misma forma descrita antes para el material no polimerizado. Los pesos fueron utilizados en los cálculos del valor "E". Las muestras se pesaron antes de introducirlas en la botella y la media de estos pesos fue utilizado como valor "F" (n=3). Los especímenes se almacenaron en viales sellados y las medidas se tomaron inmediatamente después de la polimerización, tras un día y tras siete días. La contracción de polimerización volumétrica se obtuvo utilizando las siguientes ecuaciones:

$$\begin{aligned} \text{Muestra no polimerizada:} & \quad U=(B-C+D)/D \text{ g/cm}^3 \\ \text{Muestra polimerizada:} & \quad P=(B-E+F)/F \text{ g/cm}^3 \\ \text{Contracción de polimerización} & \quad PS=(1-P/U) \times 100 \end{aligned}$$

Los datos para cada periodo (inicial, 1 día y 7 días) fueron sometidos a un test de ANOVA. **Se encontró que KALORE tenía significativamente menos contracción volumétrica de polimerización que todos los otros composites testados en todos los periodos de tiempo (Tabla 3).**

Tabla 3. Contracción de Polimerización Volumétrica.
Todas las letras sobre-escritas indican grupos estadísticamente similares. P<0.001 para el stress de contracción y p<0.01 para los demás grupos.

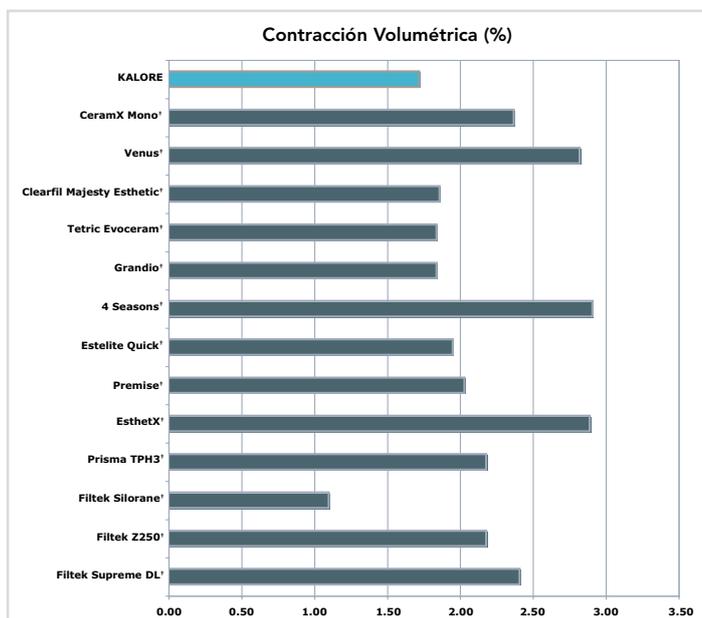
	VPS (%)		
	Inicial	Día Uno	Día Siete
KALORE	0.92 ± 0.21a	0.55 ± 0.29a	1.15 ± 0.23a
Filtek Supreme Plus†	2.82 ± 0.19c	2.05 ± 0.23c	2.52 ± 0.12b
EsthetX HD†	2.71 ± 0.34c	2.45 ± 0.56c	2.20 ± 0.29b
Premise†	1.87 ± 0.30b	1.20 ± 0.26b	2.14 ± 0.27b
TPH3†	3.48 ± 0.24d	3.10 ± 0.29d	2.99 ± 0.36c



Figura 11. Contracción Volumétrica de varios composites.
Fuente: GC Corporation

La contracción de polimerización se midió también internamente (en GC), de acuerdo a la Norma ISO 2007-07-10 "Dentistry -Polymerization shrinkage of filling materials". Se midieron las densidades de los composites y se calculó la contracción de polimerización en base a ello.

KALORE demostró tener uno de los niveles más bajos de contracción volumétrica de todos los composites analizados (Fig.11).



6.2 Stress de Polimerización

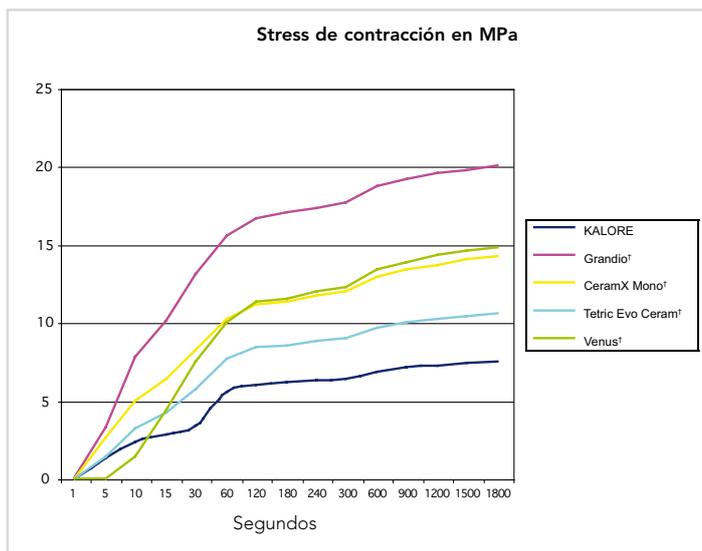
Test Independiente - ACTA

Se realizó en ACTA, Ámsterdam, un test independiente del stress de polimerización utilizando un tensiómetro. El composite se dispuso en el interior de un cilindro entre una superficie de vidrio y una superficie plana metálica conectada a una celda de carga (la parte móvil). Los valores del stress de contracción representan la fuerza necesaria para combatir la contracción axial del composite y mantener la distancia entre las partes. Los materiales se polimerizaron durante 40 segundos con una Elipar Highlight en modo Standard (750 mW/cm²). Se midió el stress de contracción durante 30 minutos mientras que se mantenía el

grosor de la muestra de forma constante en 0,8 mm. Esto produce la simulación de una restauración en una situación rígida donde las paredes cavitarias no pueden ceder a las fuerzas de la contracción.

KALORE resultó tener el menor stress de contracción (Fig. 12.)

Figura 12. Stress de Contracción de varios composites a lo largo del tiempo.
Fuente: ACTA, Amsterdam.



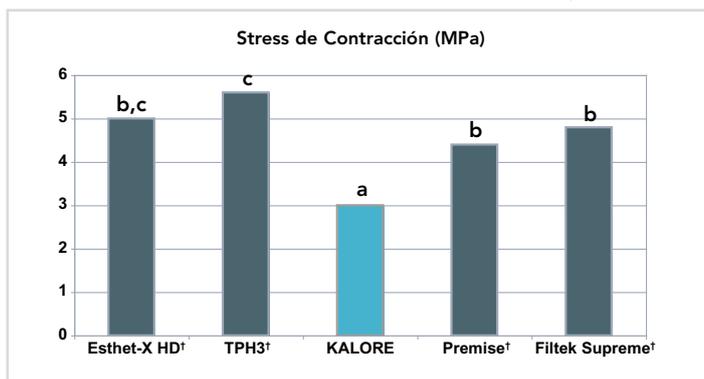
Test Independiente de Stress de Contracción - OHSU

Se llevó a cabo un test independiente de stress de contracción utilizando un instrumento de medida Bioman dirigido por el Dr. Ferracane de la Escuela de odontología de OHSU. Este test utiliza una célula de carga cantilever (500 kg) unida con un clamp rígido, con una barra circular de acero (10 mm diámetro x 22 mm longitud) sujeta vertical y perpendicularmente al eje de la célula de carga por el final del cantilever. Se colocó una placa de cristal horizontal móvil bajo la barra y se sujetó fuertemente en su posición mediante un clamp Bioman durante el experimento. El extremo inferior de la barra de acero fue arenada y la superficie del cristal silanizada (pero no arenada). Se introdujo entonces una muestra de composite no polimerizado de 5 mm. de diámetro y de 0,8 mm de grosor entre la superficie de vidrio y la barra vertical para formar un disco de composite no polimerizado. La muestra se polimerizó desde abajo durante 40 seg. a 800 mW/cm². La señal de carga del cantilever se amplificó y se registró en un ordenador. La carga registrada (en Newton, n) se dividió por el área del disco para obtener los valores de stress (MPa). Como se hace en otros estudios que utilizan este método los datos de stress se trataron mediante un "factor de corrección" de cuatro para poder relacionar este dato con la realidad (como las cúspides del diente). Las medidas se tomaron pasados 5 minutos tras la polimerización. El experimento se llevó a cabo de esta manera para cinco muestras de cada uno de los composites testados.

Tras cada evaluación los clamps del Bioman se quitaron y se examinaron las muestras de composite para determinar cualquier signo de desunión muestra/cristal/metal. Si había una desunión (que ocurría raramente) la muestra se excluía del resultado del test. Los datos se analizaron mediante un test ANOVA para comparar los composites ($p < 0.05$).

Se halló que el stress de contracción de polimerización de KALORE era significativamente menor que el de los otros composites testados. (fig. 13).

Figura 13. Stress de Contracción de los composites testados.
Fuente: Ferracane, OHSU. Portland.



a, b, c las diferencias no son significativas dentro de cada letra.

Test Independiente – Escuela de odontología de la Universidad de Indiana

Se realizó un test de stress de contracción dirigido por el Dr. Platt en la escuela de odontología de la Universidad de Indiana. Se utilizó un tensiómetro para medir el stress de la contracción de polimerización. El tensiómetro consistió en una barra rectangular (10 mm de ancho y 400 mm de alto) hecha de acero inoxidable con un módulo de Young de 193 GPa que estaba anclada horizontalmente a una sujeción. Durante la prueba la fuerza de tensión generada por la contracción de la muestra de composite se traduce en una deflexión de una barra cantilever. Esta deflexión es medida con un transformador diferencial variable (LVDT) y el stress de contracción es obtenido dividiendo la fuerza de tensión entre la sección del área de la muestra. Para realizar el experimento se puso una muestra de composite entre dos barras de cuarzo posicionadas verticalmente sobre en tensiómetro. La barra superior estaba conectada a la barra del cantilever a una distancia de 12.50 cm de la barra de sujeción y la barra de cuarzo inferior se utilizó para completar el ensamblaje al tensiómetro y para guiar la luz desde la lámpara de polimerización a la muestra. La LVDT se posicionó a 23 cm de la muestra en el extremo libre del cantilever.



Antes de tomar cada medida del stress, las 2 piezas de cuarzo (6 mm de diámetro) se alisaron y pulieron y se aplicaron dos capas de silano a cada extremo de la barra. La barra superior se montó con la punta silanizada hacia abajo. Entonces la barra de cuarzo inferior se alineó verticalmente a la superior y los dos bordes silanizados se fijaron a 2,25 mm. para todas las muestras.

De esta forma cada muestra de composite era un disco de 6 mm. de diámetro y de 2,25 mm de altura correspondiendo a un factor-C de 1,33 (diámetro/2xaltura). Una lámina de politetrafluoretileno (PTFE) se colocó alrededor del espacio entre las dos barras para mantener la muestra de composite en su sitio. Se hicieron dos agujeros en los lados opuestos de la lámina, el primer agujero (diámetro 1,5 mm) se usó para inyectar el composite y el segundo (0,5 mm de diámetro) se utilizó como vía de escape durante la inyección.

Bajo luz amarilla se inyectó la muestra de composite para rellenar el espacio entre los bordes silanizados (n=5). El composite se fotopolimerizó durante 60 seg a través del la barra de cuarzo inferior con una lámpara Elipar Highlight. La intensidad de luz medida al final de las barras de cuarzo fue de >600 mW/cm² y se chequeó entre las distintas muestras. Si la intensidad variaba se cambiaba la lámpara. La cinética del stress de contracción de polimerización se midió a intervalos de un segundo durante los 30 minutos siguientes desde el inicio de la fotopolimerización. El stress de la contracción se determinó dividiendo la fuerza de la tensión entre la sección del área de la muestra. Los datos se analizaron mediante test ANOVA.

Se halló que ambos, el stress de contracción y el máximo stress fueron más bajos en KALORE que en los otros composites testados (tabla 4). **Los niveles de stress medidos deben proporcionar a KALORE la propiedad de formar interfaces adhesivas intactas. Aún más, este bajo nivel de stress de contracción debe contribuir a mejorar el stress de la interfase.**

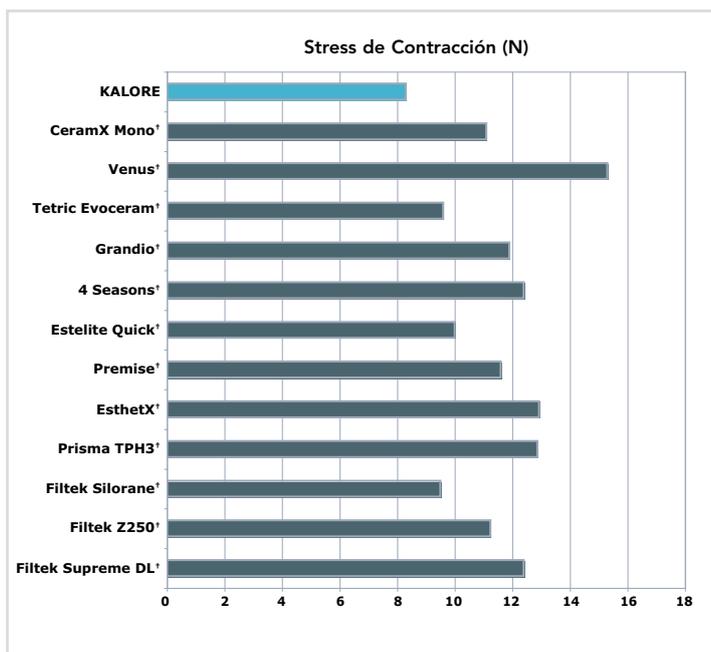
Tabla 4. Stress Máximo, máximo stress y punto de gel.

	Stress de Contracción (MPa)	Max tasa de Stress (MPa/Min)	Punto de Gel (Mins)
KALORE	1.72 ± 0.10 ^a	2.80 ± 0.71 ^a	0.13 ± 0.02 ^a
Filtek Supreme Plus†	2.61 ± 0.26 ^b	5.62 ± 0.99 ^{b,c}	0.13 ± 0.01 ^a
EsthetX HD†	3.10 ± 0.13 ^c	6.62 ± 0.42 ^{c,d}	0.10 ± 0.13 ^a
Premise†	2.39 ± 0.17 ^b	7.48 ± 0.71 ^d	0.10 ± 0.13 ^a
TPH3†	3.07 ± 0.15 ^c	9.08 ± 1.11 ^e	0.12 ± 0.01 ^a

Todas las letras sobre-escritas indican grupos similares estadísticamente (p<0.001 para stress de contracción y p<0.01 para el resto de los grupos).

El stress de contracción fue también medido internamente utilizando una máquina universal EZ-S (Shimadzu) con una guía a medida. Se arenaron y silanizaron dos planchas de cristal y se colocó la muestra de composite de 4 mm entre ellas.

Figura 14. Stress de Contracción de varios composites.
Fuente: GC Corporation.



La muestra se polimerizó durante 40 seg desde abajo utilizando una G-light™ con fibra de 11 mm, y luego se polimerizó 20 seg desde arriba. El stress de contracción se midió durante 20 minutos y la cifra más alta se tomo como stress de contracción. **KALORE demostró el menor stress de contracción de todos los materiales testados. (fig. 14).**

Figura 15. Máquina universal EZ-S (Shimadzu) con una guía a medida.

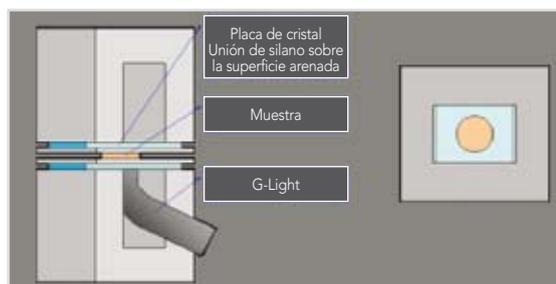
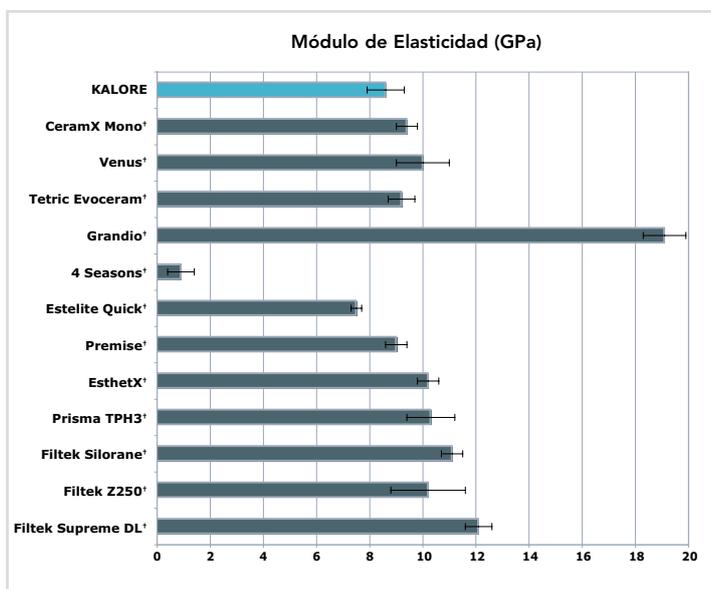


Figura 16. Módulo de Elasticidad de varios materiales.
Fuente: GC Corporation.



6.3 Módulo de Elasticidad

El módulo de elasticidad (módulo de Young), es una medida de la rigidez del material. Un material con un alto módulo es rígido mientras que un material con un módulo bajo es flexible. Idealmente un material no debe tener un módulo demasiado elevado ya que un material frágil no es capaz de amortiguar las fuerzas masticatorias. El módulo de elasticidad de KALORE se determinó de acuerdo a las especificaciones ISO 4049 respecto a las medidas de resistencia a la flexión. **KALORE se comportó como un material rígido, pero sin embargo tiene la elasticidad suficiente como para amortiguar la presión masticatoria. (Fig. 16).**



6.4 Resistencia a la Fractura.

La Resistencia a la fractura, que mide la capacidad de un material para resistir la propagación de una fisura, se define como la resistencia a la fuerza de torsión. Un valor alto de resistencia a la fractura implica una mayor resistencia a la propagación de fisuras. **KALORE muestra una elevada resistencia a la propagación de fisuras (Fig. 17).**

Test independiente - OHSU

Se realizó test independiente de Resistencia a la fractura dirigido por el Dr. Ferrance en la escuela de odontología de OHSU de acuerdo con ASTM E399. Las muestras (2.5 mm x 5 mm x 25 mm) se hicieron en moldes de acero inoxidable y se polimerizaron durante 40 seg desde arriba y desde abajo en una lámpara Triad II. Las muestras se almacenaron en agua a 37°C durante 24 horas y luego se midió la curvatura en 3 puntos. La resistencia a la fractura se determinó utilizando la máxima carga (no hubo evidencia de deformación plástica). Los datos se analizaron mediante ANOVA para comparar los composites (p < 0.05). La resistencia a la fractura de todos los composites testados fue similar excepto para TPH3 (Fig. 18).

Figura 17. Resistencia a la fractura de varios composites. Fuente: GC Corporation.

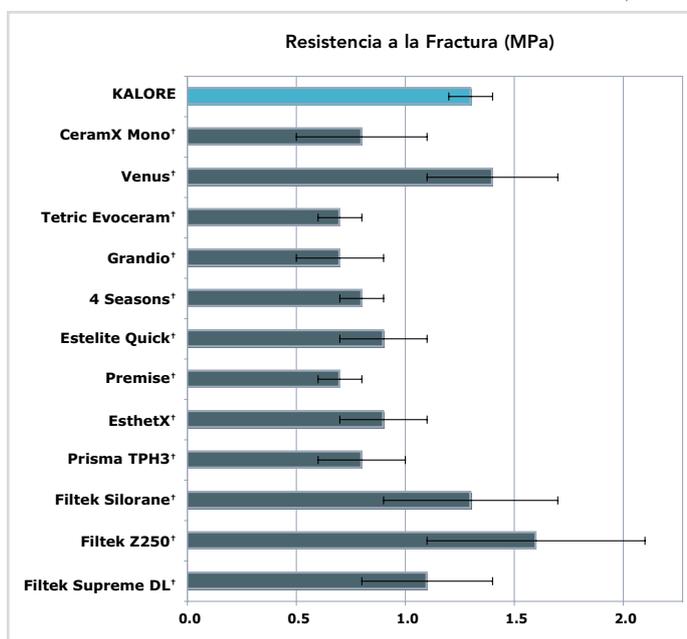
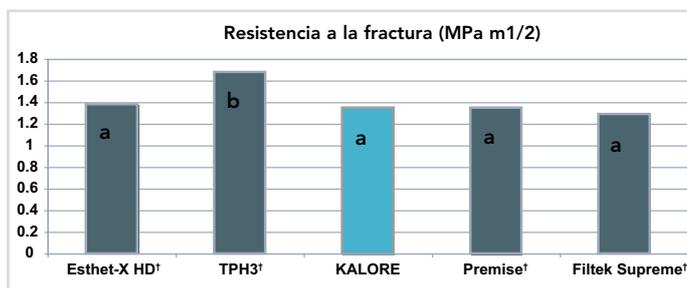


Figura 18. Resistencia a la fractura. Fuente: Ferracane, OHSU. Portland.

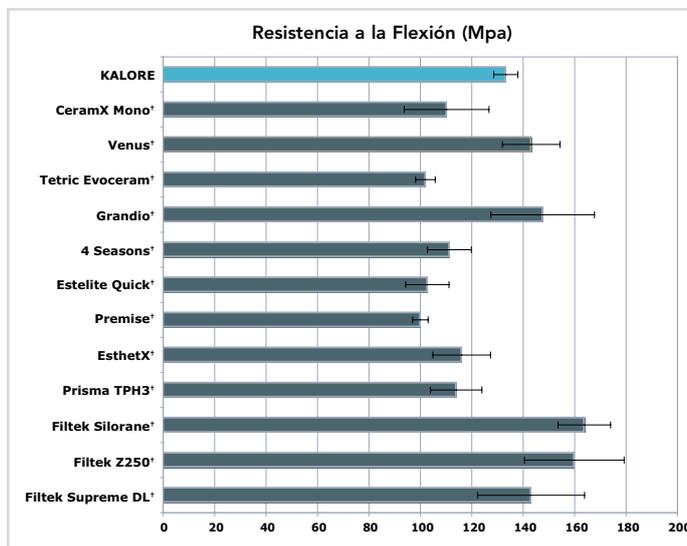


a. no hay diferencias significativas (p=0.05)

Figura 19. Resistencia a la flexión de varios composites. Fuente: GC Corporation.

6.5 Módulo de Flexión

El modulo de flexión se midió de acuerdo a ISO4049:2000. **KALORE presentó un alto módulo de flexión (Fig. 19).**



6.6 Resistencia a la Abrasión (3 cuerpos)

Para medir internamente la resistencia a la abrasión (a tres cuerpos), se prepararon las muestras y se movieron arriba y abajo en una distancia de 5 cm a una tasa de 30 choques por minuto. Se sostuvieron en contacto indirecto con una placa de acrílico bajo una carga de 350 gf y, simultáneamente, se hizo deslizar la plancha horizontalmente 2 cm con una frecuencia de 30 golpes por min. Como abrasivo intermedio se utilizó una mezcla de glicerol y PMMA (1:1 en volumen) (Fig. 20). Tras 100,000 ciclos (definido un ciclo como un movimiento vertical y uno lateral completo) se evaluó la pérdida de dimensión vertical. **KALORE presentó una resistencia a la abrasión superior (Fig. 21).**

Como continuación a esta prueba, las muestras de composite se procesaron a través de microscopio electrónico (SEM). **KALORE resultó tener una unión más fuerte y duradera entre las partículas de relleno y la matriz. En el mismo test, otros productos presentaron defectos en la interfase de rellenos pre-polymerizados (EvoCeram†) o en la interfase con las partículas de vidrio (Grandio† y TPH3†). Además se observaron desprendimientos de relleno.**

Figura 20. Construcción del test de Resistencia a la abrasión de tres cuerpos.



Figura 21. Resistencia a la abrasión a tres cuerpos de varios composites. Fuente: GC Corporation.

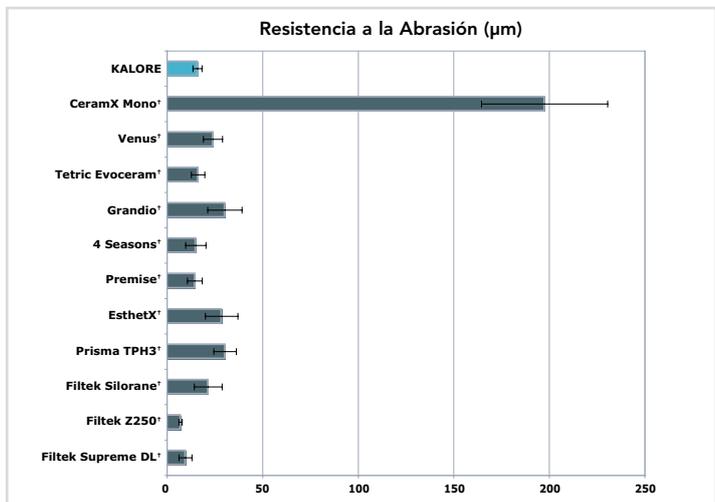
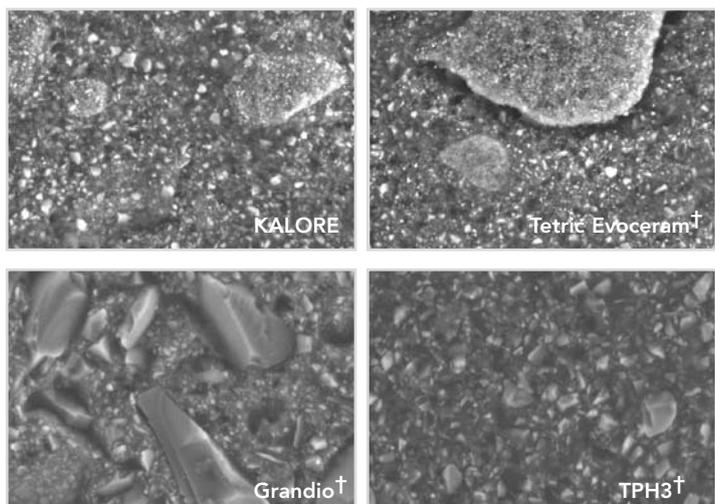


Figura 22. Imágenes SEM de las muestras testadas en el test de Resistencia a la abrasión (x5000).

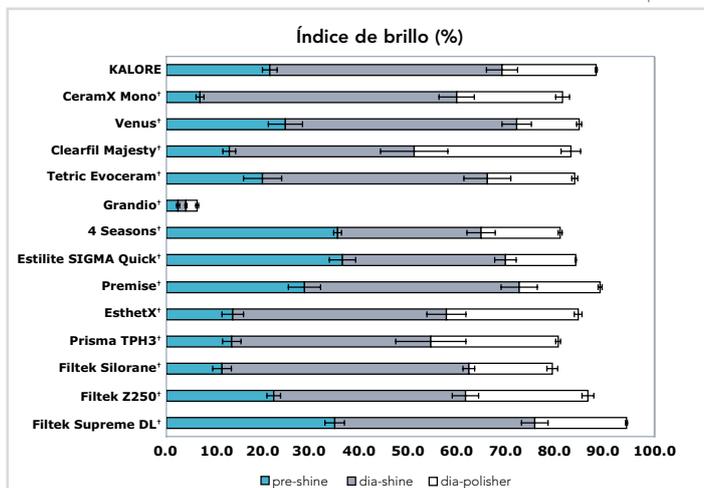




6.7 Brillo de la superficie

Para comprobar el brillo de la superficie se polimerizaron muestras de 15 mm de diámetro y 1,5 mm de grosor y se repasaron con papel de lija de grano 600. Las muestras terminadas se pulieron en pasos con GC-Pre-Shine y GC Dia Polisher. Tras finalizar cada paso del pulido se midió el índice de brillo de la superficie utilizando una VG-2000 (Nippon Denshoku). **KALORE** mostró tener el índice de brillo más alto de los materiales medidos. (Fig. 23).

Figura 23. Brillo de la superficie de varios composites.
Fuente: GC Corporation

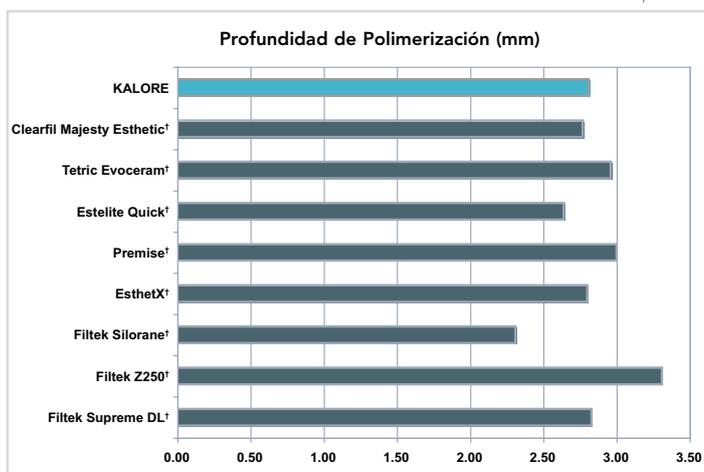


Nota: un índice del 50% representa una superficie brillante, mientras que un índice del 70% representa una superficie estéticamente brillante.

6.8 Profundidad de polimerización

La profundidad de polimerización de KALORE en color A2 se realizó utilizando una técnica de raspado y resultó ser de 2,81 mm, **suficiente para garantizar una polimerización correcta** (Fig. 24).

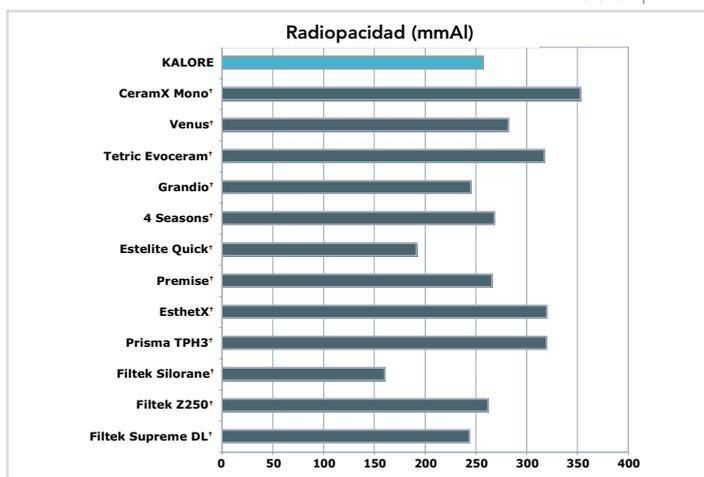
Figura 24. Profundidad de polimerización de KALORE.
Fuente: GC Corporation.



6.9 Radiopacidad

La radiopacidad de KALORE se midió de acuerdo a la norma ISO4049:2000. **La radiopacidad de KALORE resultó ser mayor de 2,5 mm Al. Este valor de radiopacidad es equivalente al la radiopacidad de la dentina** (Fig. 25).

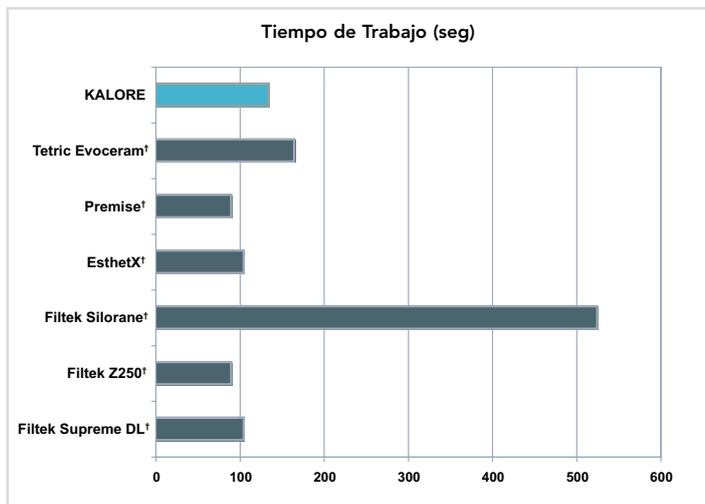
Figura 25. Radiopacidad de varios composites.
Fuente: GC Corporation.



6.10 Manejo y Tiempo de trabajo

Figura 26. Tiempo de trabajo de varios composites.
Fuente: GC Corporation.

Se testó el tiempo de trabajo de varios composites. **Se halló un tiempo de trabajo para KALORE suficiente de 135 seg (Fig. 26)**



7.0 Colores y Estética

Reproducir una armonía de colores bien equilibrada es uno de los desafíos más importantes en la odontología restauradora y protésica. Los pacientes demandan restauraciones estéticas indistinguibles del diente natural, y, preferiblemente mejores incluso que el diente natural. KALORE ofrece una estética predecible para todas las restauraciones y hace posible un equilibrio entre la ciencia dental y el arte para obtener la sonrisa del paciente en todas las restauraciones.

KALORE ofrece los mejores colores para la confección de las restauraciones estéticas. Los colores se han diseñado para simular la translucidez, opalescencia, tono (el color puro), croma (saturación del color), luminosidad (claridad u oscuridad del color) y la fluorescencia del diente natural. La opalescencia produce colores como el opal mientras que la fluorescencia determina la capacidad de absorber luz UV y emitir luz visible (normalmente azul). El nivel de translucidez determina la transmisión de luz a través del material. La luminosidad (valor) ayuda a determinar cuan natural será la restauración (Fig. 27). Si sólo se determina el tono y el croma en una restauración la pérdida de la luminosidad dará como resultado una restauración poco natural. El esmalte es la parte del diente que mayor contribución tiene a la luminosidad. El borde incisal y las áreas proximales del diente son un buen lugar para determinar la luminosidad de un diente.

El efecto camaleón de KALORE hace que la restauración sea indistinguible del resto de las piezas de alrededor. La luz ha de reflejarse por la restauración de composite de una forma similar que como lo hace de un diente natural. Los composites han de tener este efecto camaleón para poder ser utilizados tanto en casos simples como complejos.

Figura 27. Influencia de la luminosidad (valor) en la percepción del color.





7.1 Rango de Colores

Los colores de KALORE han sido diseñados para la técnica monocapa o de estratificación.

KALORE tiene tres grupos de colores distintos

- Colores Universales (código de color en la tapa del unitip / etiqueta de la jeringa: verde)
- Colores Opacos (código de color en la tapa del unitip / etiqueta de la jeringa: burdeos)
- Colores Translucidos (código de color en la tapa del unitip / etiqueta de la jeringa: gris)

Los colores universales son ideales para la técnica monocapa. Los colores opacos y translúcidos se han desarrollado para satisfacer las demandas de alta estética. Estos colores se pueden utilizar solos o en combinación con los universales.

7.2 Colores Universales

Los colores universales han sido cuidadosamente equilibrados en luminosidad, translucidez, tono y color y se han desarrollado para reconstrucciones monocapa. Están agrupados en A (rojizo-marrón), B (rojizo- amarillo), C (gris), D (rojizo-gris), Blanqueadores y colores cervicales. Cada color dentro del mismo grupo tiene el mismo tono con un mayor croma a lo largo del grupo. Estas propiedades hacen que los colores universales sean ideales para reconstrucciones en una sola capa.

Tabla 5. Vista de los colores universales de KALORE.

Colores Universales				
XBW				
BW				
	A1	B1		
	A2	B2	C2	D2
	A3	B3	C3	D3
	A3.5			
	A4			
		CV (B5)		
		CVD (B7)		

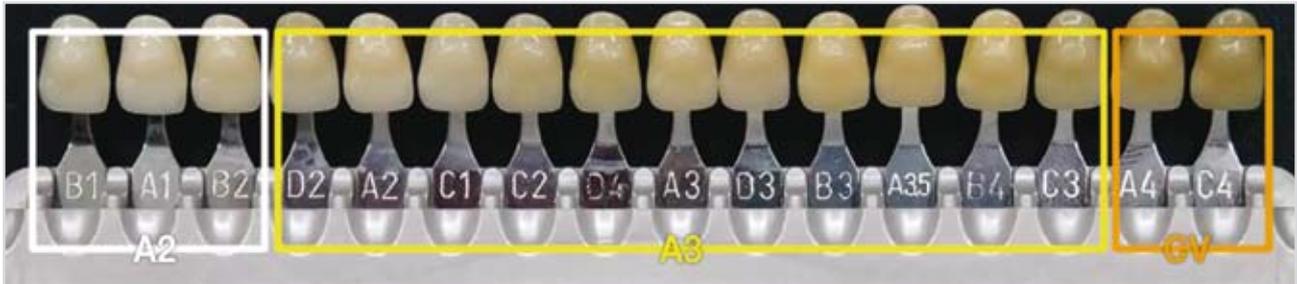
Cada color del mismo grupo se corresponde a la guía Vita®† clásica.

Ejemplos de ajuste perfecto del color incluye:

- KALORE color A2 corresponde a los colores Vita®† B1, A1 y B2
- KALORE color A3 corresponde a los colores Vita®† D2, A2, C1, C2, D4, A3, B3, A3.5, y B4
- KALORE color CV corresponde a los colores Vita®† C3, A4 y c4

El efecto camaleón se puede ver aplicando KALORE en el centro del correspondiente color de la guía Vita®† clásica (Fig. 28)

Figura 28. Efecto camaleón de los colores universales de KALORE aplicados sobre distintos colores de la guía Vita®†.



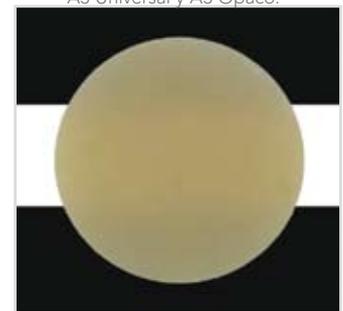
7.3 Colores Opacos

Los colores Opacos de KALORE están disponibles en AO2, AO3, AO4, OBW y XOBW. Su mayor opacidad previene que se transmita la luz a través de ellos evitando una apariencia oscura del diente (Fig. 29)



Universal • KALORE A3

Figure 29. Diferencia en opacidad entre A3 Universal y A3 Opaco.



Opaco • KALORE AO3

7.4 Colores Translúcidos

Los colores translúcidos confieren la habilidad de dar más "vida" a la restauración final y mimetizar la luminosidad y los cambios del esmalte como consecuencia de la edad. Debido a que estos colores son únicos no es posible clasificarlos con respecto a la guía Vita®† y se ha de utilizar la guía de colores de KALORE.

Los colores translúcidos se pueden agrupar en 2 niveles de translucidez:

- CT (Translúcido Claro)
- NT (Translúcido Natural), WT (Translúcido Blanco), DT (Translúcido Oscuro), GT (Translúcido Gris) y CVT (Translúcido Cervical)

Los colores translúcidos dan una vitalidad y una dimensión extra a las restauraciones. Mientras envejecemos, el esmalte varía haciéndose más fino y menos luminosos (menos blanco, más negro), y se vuelve más translúcido. También tiene lugar un cambio en el color, especialmente en la zona cervical.

Hay que prestar especial atención a estos cambios para obtener resultados estéticos. Para proporcionar las distintas luminosidades correspondientes con la edad existen distintos colores de KALORE, WT (niños) DT (adultos) y GT (ancianos). Para simular el aumento de translucidez, por ejemplo, en bordes incisales de dientes de adultos y ancianos tenemos los colores NT y CT (Fig. 30).



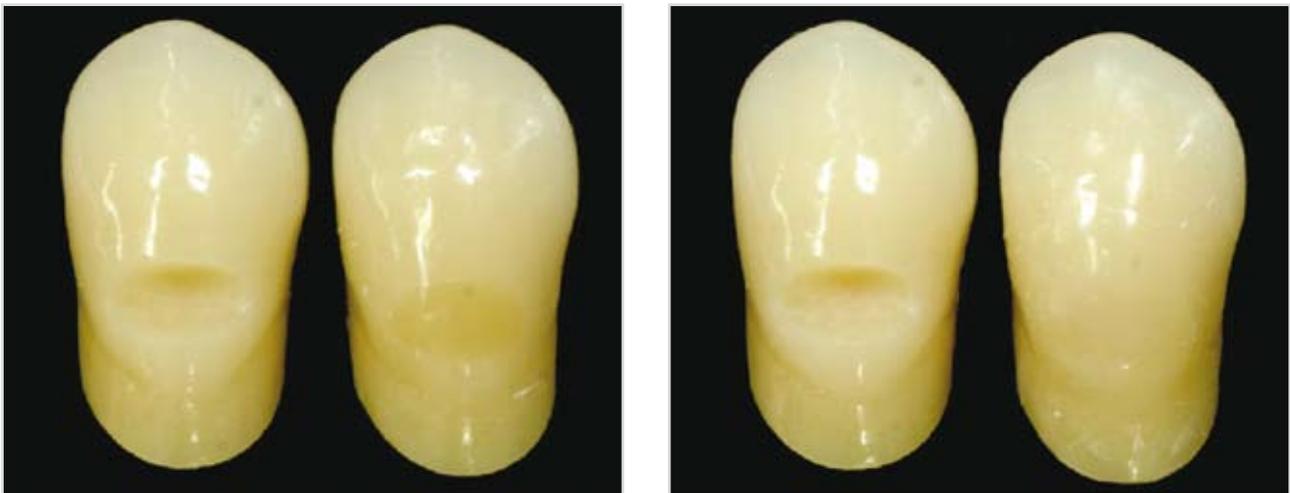
Figura 30. Cavity Clase IV restaurada con distintos colores.



AO3, A3 y NT en la parte izquierda, AO3 y A3 en la parte derecha.

La aplicación de CVT incrementará la viveza de una restauración Clase V significativamente (Fig. 31).

Figura 31. Restauración Clase V con colores cervicales.



CV en la parte izquierda, CV y CT en la parte derecha.

7.5 Propiedades camaleónicas

KALORE ofrece unas propiedades camaleónicas excelentes debido a las diferentes interfaces presentes en el material. Esto da como resultado unas propiedades ópticas y una reflexión de la luz similares a las del diente natural (Fig. 32) y permite obtener restauraciones con estética sin igual tanto en la técnica de un solo color como en la técnica de estratificación (Fig. 33)

Figura 32b. Reflexión de un diente natural.

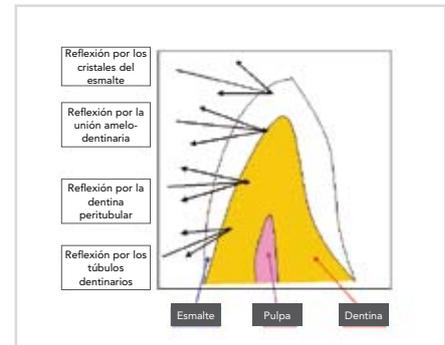


Figura 32a. Reflexión difusa de KALORE comparada con un diente natural y con un composite híbrido.

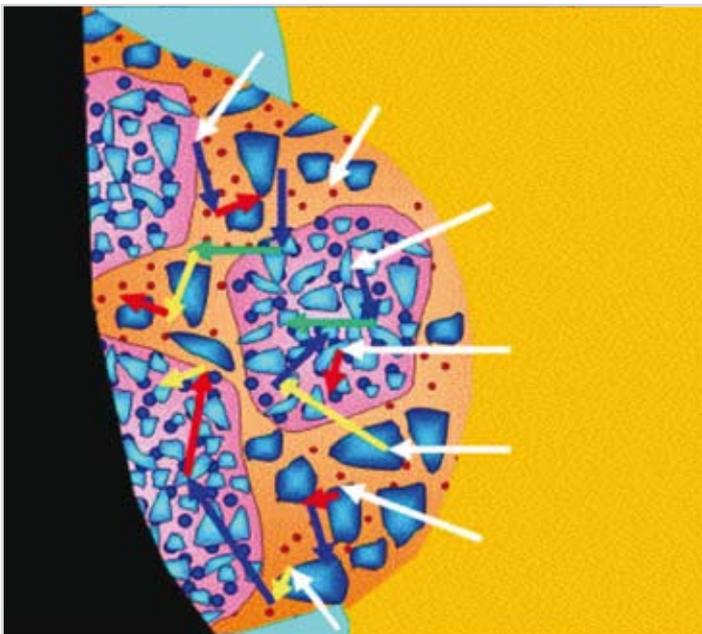


Figura 32c. Reflexión y componentes de KALORE.

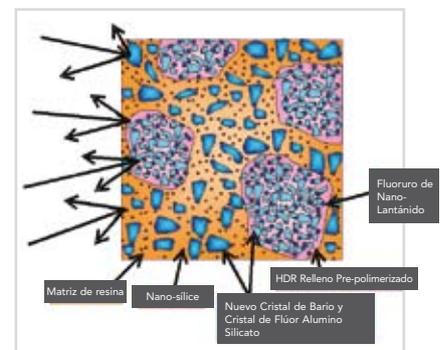


Figura 32d. Reflexión en composites híbridos.

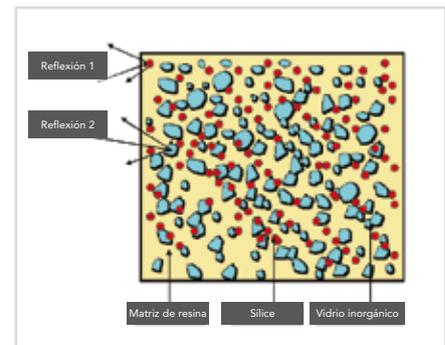


Figura 33. Restauración Clase V realizada sólo con el color universal A2. Cortesía Dr. Wynn Okuda



Vea las excelentes propiedades camaleónicas de KALORE



7.6 Guía de Colores

Los colores de KALORE están referidos a la guía Vita® clásica. Para la toma del color con KALORE, el color del cuerpo es la parte más representativa de esta guía. Sin embargo existen muchos colores translúcidos y se requiere el uso de la guía de KALORE. En la guía de KALORE se pueden ver distintos grosores de cada color para permitir al clínico ver la influencia del grosor de la capa de composite sobre el color (Fig. 34)



Figura 34. Guía de color de KALORE.

7.7 Selección del color

Nuevos Usuarios de Composites de GC

En el 90% de los casos un color universal será suficiente

En el 10% de los casos se requerirá una combinación de colores universales y opacos y/o translúcidos para alcanzar una estética perfecta. La Tabla 6 muestra la combinación de los colores de KALORE (“principio de pintar por números”) que se pueden utilizar en las restauraciones, y la Tabla 7 muestra que colores se pueden utilizar dependiendo de la edad.

Tabla 6. Restauraciones con 3 o 4 colores.

# Colores	A1	A2	A3	A3.5	A4	B1	B2	B3	C2	C3	D2	CV	CVD	BW	XBW
1. Opaco	OBW	AO2	AO3	AO3	AO4	OBW	AO2	AO3	AO3	AO4	AO2	AO4	AO4	OBW	OXBW
2. Universal	A1	A2	A3	A3.5	A4	B1	B2	B3	C2	C3	D2	CV	CVD	BW	XBW
3. Translúcido	WT	WT	DT	DT	DT	WT	WT	DT	DT	DT	WT	DT	DT	WT	WT
4. Borde Incisal	CT	NT	NT	NT	GT	CT	NT	NT	NT	GT	CT	CVT	CVT	CT	CT

Tabla 7. Restauraciones por grupo de edad.

	Niño	Adulto	Anciano
Translúcido (Esmalte)	WT	DT	GT
Translúcido (Borde incisal)	WT	NT	CT

Usuarios de Composites de GC

Las tablas de abajo muestran los rangos de colores disponibles para los composites disponibles desde GC América

Tabla 8a. Colores Standard / Universales.

	Colores Standard / universales																				
	A1	A2	A3	A3.5	A4	A5	B1	B2	B3	B4	C1	C2	C3	C4	D2	D3	D4	BW	XBW	CV	CVD
VITA®†	X	X	X	X	X	-	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	-	-	-	-
GRADIA DIRECT A	X	X	X	X	X	-	X	X	X	-	-	-	X	-	-	-	-	X	X	X	X
GRADIA DIRECT P	X	X	X	X	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
GRADIA DIRECT X	X	X	X	X	-	-	X	X	-	-	-	X	-	-	X	-	-	X	X	-	-
KALORE	X	X	X	X	X	-	X	X	X	-	-	X	X	-	X	-	-	X	X	X	X

Tabla 8b. Colores Special inside / Opacos.

	Colores Special inside / Opacos.																				
	A1	A2	A3	A3.5	A4	A5	B1	B2	B3	B4	C1	C2	C3	C4	D2	D3	D4	BW	XBW	CV	CVD
VITA®†	X	X	X	X	X	-	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	-	-	-	-
GRADIA DIRECT A	-	X	X	-	X	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
GRADIA DIRECT P	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
GRADIA DIRECT X	-	X	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
KALORE	-	X	X	-	X	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	X	X	-	-

Tabla 8c. Colores Special outside / Translúcidos.

	Colores Special outside / Translúcidos						
	CT	NT	DT	WT	GT	CVT	AT
VITA®†	-	-	-	-	-	-	-
GRADIA DIRECT A	X	X	X	X	X	X	-
GRADIA DIRECT P	-	X	-	X	-	-	-
GRADIA DIRECT X	-	-	-	X	-	-	-
KALORE	X	X	X	X	X	X	-



Principales diferencias entre los colores de GC KALORE y GRADIA DIRECT

1. Cambios en la terminología:

- Colores Universales frente a colores Standard
- Colores Opacos frente a colores Inside special
- Colores Translúcidos frente a colores Outside special

2. Cambio en los colores de Blanqueamiento:

- Los colores de KALORE OBW y OXBW son los mismos que los colores de GRADIA DIRECT BW y XBW.
- Los colores de KALORE BW y XBW son los nuevos colores universales de blanqueamiento que no tienen equivalencia en GRADIA DIRECT.

3. Cambios en C2 y D2:

- Los colores de KALORE C2 y D2 tienen una translucidez similar al resto de colores Universales. Los colores de GRADIA DIRECT X C2 y D2 son más translúcidos.

4. Cambios en NT y CT:

- Los colores de KALORE CT y NT son ligeramente menos translúcidos que los colores CT y NT de GRADIA DIRECT.

8.0 Datos de Citotoxicidad

KALORE ha sido testado rigurosamente respecto a la toxicidad del Nuevo monómero (DX-511) utilizando distintos test basados en las normas ISO7405 y 10993. Todos los resultados fueron negativos para la toxicidad.

Tabla 9. Resultados de los test de citotoxicidad con KALORE.

Test	Método	Resultado
Citotoxicidad test	de difusión Agar	Negativa
Test de Sensibilización	Maximización	Negativo
Irritación o reacción intracutánea	Irritación de la mucosa oral	Negativa
Toxicidad subcrónica sistémica		Negativa
Genotoxicidad	Linfoma en ratón	Negativa
Efectos locales tras la implantación después	de 1 mes, 6 meses	Negativa

9.0 Investigaciones Clínicas

Sensibilidad Post-Operatoria y otros parámetros clínicos de las restauraciones realizadas con KALORE después de un año

Ferrari M, Cagidiaco MC, Chazine M., Paragliola R, Grandini S. Universidad de Siena, Italia.

Objetivo: El propósito de este estudio fue evaluar la sensibilidad post-operatoria y el comportamiento clínico de las restauraciones Clase II hechas con KALORE en combinación con G-BOND™.

Materiales y Método: Se seleccionaron pacientes que requirieran una o dos restauraciones. Se realizaron un total de 40 restauraciones. El procedimiento de adhesión se llevó a cabo siguiendo las instrucciones del fabricante. Antes de poner el bonding se midió el dolor utilizando una escala de dolor. La repuesta se determinó tras aplicar durante un segundo aire desde la jeringa del equipo (a 40-65 psi y aproximadamente 20°C) de forma perpendicular a la superficie radicular a una distancia de 2 cm, así como estímulo táctil con un explorador afilado #5. Las restauraciones fueron realizadas por la misma persona mientras que la evaluación clínica en la visita de control se realizó por una segunda persona (doble ciego). Se evaluaron las restauraciones inmediatamente tras su colocación, en el día 1, en el día 7, tras 1 mes y tras 12 meses para evaluar la sensibilidad post-operatoria, decoloración marginal, integridad marginal, caries secundaria, mantenimiento de los contactos interproximales y fracturas. Los otros parámetros clínicos evaluados fueron vitalidad y retención.

Resultados: 3 preparaciones mostraron una sensibilidad moderada antes de poner la restauración (tabla 10). La sensibilidad post-operatoria se redujo progresivamente a lo largo del tiempo habiendo desaparecido totalmente al año. Tras un año sólo dos restauraciones presentaron decoloración marginal (1 alpha, 1 beta)

Conclusión: la combinación de G-BOND KALORE dio como resultado la no existencia de sensibilidad post-operatoria tras un año.

Tabla 10. Comportamiento de acuerdo a Ryge. Para la sensibilidad post-operatoria, valor y desviación estándar se establece (1 = menor sensibilidad, 10 = mayor sensibilidad).

Criterio del test y número de restauraciones evaluadas tras 1 año		G-BOND and KALORE [n=40]			
		alpha	Bravo	charlie	delta
Decoloraciones marginales e integridad	38	1	1	0	0
Caries secundarias	40	0	0	0	0
Test de vitalidad	40	0	0	0	0
Contactos interproximales	40	0	0	0	0
Retención	40	0	0	0	0
Fractura	40	0	0	0	00
Sensibilidad post-operatoria		no	si	Significa	SD
	40	40	0	0	0



10.0 Bibliografía

- 1-year evaluation of class ii made with "KALORE" resin composite. M. Ferrari, M. Cagidiaco, M. Chazine, R. Paragliola and S. Grandini. EADR 2009, abstract 010.
- Polymerization Shrinkage Ratio and Force of Various Resin composites. F. Fusejima, S. Kaga, t. Kumagai and T. Sakuma. EADR 2009, abstract 0292.
- Polymerization Shrinkage Ratio of Various Resin composites. S. Kaga, F. Fusejima, t. Kumagai, t. Sakuma. IADR 2009, abstract 2441.
- Vertical and horizontal Setting Shrinkages in composite Restorations. M. Irie, Y. Tamada, Y. Maruo, G. Nishigawa, M. Oka, S. Minagi, K. Suzuki, D. Watts. IADR 2009, abstract 2443.
- Esthetic Restorative treatment Options for the broken anterior ceramic Restoration. Wynn Okuda. Inside Dentistry, February 2009.
- Reality now, June 2009 number 207.
- A comparison of advanced Resin monomer technologies. Douglas A. Terry, Karl F. Leinfelder, Markus B. Blatz. Dentistry Today, July 2009.
- GC America Offers Cutting-Edge Nanocomposite. Compendium, July/august 2009.
- Achieving excellence using an advanced Biomaterial, Part 1. Douglas A. Terry, Karl F. Leinfelder, Markus B. Blatz. Dentistry Today, August 2009.
- Creating lifelike aesthetics using Direct Composites. Frank Milnar. Dentistry Today, August 2009.
- The Dental Advisor, December 2009.

11.0 Información para Pedidos

KALORE está disponible en 26 colores: 15 universales (color de la tapa del unitip / etiqueta de la jeringa: verde), 5 opacos (color de la tapa del unitip / etiqueta de la jeringa: burdeos), y 6 translúcidos (color de la tapa del unitip / etiqueta de la jeringa: gris).

Presentaciones: Trial Kits: unitip - A1(20), A2(20) & BW(10) (.3g/.16mL por tip). Jeringa 1 de cada: A1, A2 & BW. (4g/2.0mL por syringe).

Reposiciones Unitip - 10 unidades & 20 unidades (.3g/.16mL por tip) &

Reposiciones jeringas - 1 unidad (4g/2.0mL por jeringa).

Trial Kits			Reposiciones de colores Universal		
Jeringa SKU#	Unitip SKU#	Color	Jeringa SKU#	Unitip SKU#	Color
003624	003569 (10 count)	A1, A2 & BW (Bleaching White)	003577	003613 (20 count)	A1
Trial Kits			003578	003614 (20 count)	A2
Jeringa SKU#	Unitip SKU#	Color	003579	003615 (20 count)	A3
003572	003598 (10 count)	AO2	003580	003616 (20 count)	A3.5
003573	003599 (10 count)	AO3	003581	003617 (20 count)	A4
003574	003600 (10 count)	AO4	003582	003618 (20 count)	B1
003575	003601 (10 count)	OBW (Opaque Bleaching White)	003583	003619 (20 count)	B2
003576	003602 (10 count)	OXBW (Opaque Extra Bleaching White)	003584	003620 (20 count)	B3
Reposiciones de colores Translúcidos			003585	003621 (20 count)	C2
Jeringa SKU#	Unitip SKU#	Color	003586	003622 (20 count)	C3
003592	003607 (10 count)	WT (White Translucent)	003587	003623 (20 count)	D2
003593	003608 (10 count)	DT (Dark Translucent)	003588	003603 (10 count)	CV (B5: Cervical)
003594	003609 (10 count)	CT (Clear Translucent)	003589	003604 (10 count)	CVD (B7: Cervical Dark)
003595	003610 (10 count)	NT (Natural Translucent)	003590	003605 (10 count)	BW (Bleaching White)
003596	003611 (10 count)	GT (Gray Translucent)	003591	003606 (10 count)	XBW (Extra Bleaching White)
003597	003612 (10 count)	CVT (Cervical Translucent)			

12.0 Instrucciones de uso

GC KALORE COMPOSITE RESTAURADOR UNIVERSAL RADIOPACO Y FOTOPOLIMERIZABLE

Sólo para uso de profesionales de la odontología en las indicaciones recomendadas.

INDICACIONES RECOMENDADAS

1. Restauración directa para clases I, II, III, IV, V.
2. Restauración directa para defectos de forma y ángulo y restauraciones de la superficie de la raíz.
3. Restauración directa para carillas y cierre de diastemas.

CONTRAINDICACIONES

1. Recubrimiento pulpar.
2. En raros casos el producto puede causar sensibilidad en algunas personas. Si se experimenta alguna reacción, suspenda el uso del producto y diríjase al médico.

INSTRUCCIONES DE USO

1. Selección del color

Limpie la superficie del diente con pómez y agua. La selección del color debe hacerse antes del aislamiento. Seleccione los colores apropiados refiriéndose a la Guía de Colores GC KALORE o Guía Multi color de Construcción.

2. Preparación de la restauración

Prepare el diente de la manera habitual. Seque cuidadosamente con aire libre de aceite.

Nota: Para recubrimiento pulpar, use Hidróxido de Calcio.

3. Tratamiento de unión

Para la adhesión de GC KALORE al esmalte o dentina, use un sistema de bonding fotopolimerizable como GC Fuji BOND LC, GC UniFil® Bond o GC G-BOND™ (Fig. 1).

4. Colocación de GC KALORE

1) Dispensado desde un Unipit

Inserte el Unipit GC KALORE en el aplicador comercialmente disponible (Se recomienda un aplicador Centrix). Siga las instrucciones de uso del fabricante del aplicador. Retire la tapa y coloque el material directamente en la restauración preparada. Aplique una presión constante (Fig. 2).

2) Dispensado desde una jeringa

Retire la tapa de la jeringa y dispense el material en un bloc de mezcla. Coloque el material en la restauración utilizando un instrumento adecuado para la colocación. Tras dispensar, haga girar el émbolo media vuelta en sentido contrario a las agujas del reloj para eliminar la presión residual restante en el interior de la jeringa. Coloque el tapón inmediatamente tras el uso.

Nota:

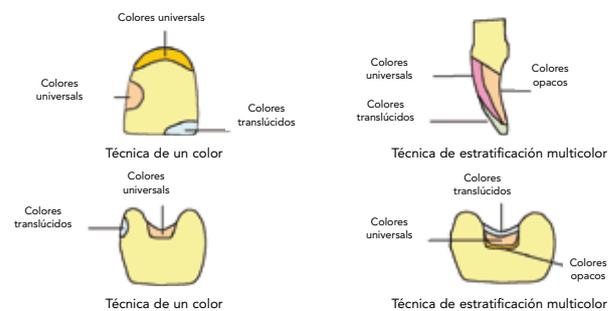
1. Básicamente, el material puede aplicarse en una sola capa para lograr restauraciones estéticas utilizando los colores Standard. Para ampliar detalles, consulte los Consejos Clínicos.
2. Puede que el material sea difícil de extraer inmediatamente después haber sido almacenado en frío. Antes de usar, deje durante unos minutos a temperatura ambiental.
3. Tras dispensar, minimice la exposición a la luz ambiental. La luz ambiental puede acortar el tiempo de manipulación.

CONSEJOS CLÍNICOS

- a. En caso de pequeñas restauraciones
Restaurar usando la técnica de un color. En la mayoría de los casos el uso de un sólo color Universal será suficiente. En casos donde es necesario un mayor grado de translucidez, puede seleccionarse uno de los colores translúcidos.

- b. En caso de restauraciones mayores o más profundas
En la mayoría de los casos la técnica de estratificación multicolor dará los mejores resultados estéticos. Para evitar el brillo oscuro de la cavidad oral u ocultar una dentina decolorada, seleccione el color opaco apropiado y continúe construyendo con un color universal. Para una óptima estética use un color translúcido como capa final de composite. En el caso de cavidades profundas posteriores, un compuesto fluido como GC GRADIA DIRECT Flo / LoFlo o un cemento de ionómero de vidrio como GC Fuji LINING LC (Paste Pak) o GC Fuji IX GP puede usarse sobre el fondo de cavidad en vez de un color opaco. Vea también los Ejemplos de Usos Clínicos y/o la Carta de Combinación de Colores.

EJEMPLOS DE APLICACIONES CLÍNICAS (CASO CLINICO)



GUÍA DE COMBINACIÓN DE COLORES PARA STRATIFICACIÓN EN AMPLIAS RESTAURACIONES

	A1	A2	A3	A3.5	A4	B1	B2	B3	C2	C3	D2	CV	CVD	BW	XBW
Colores opacos	OBW	AO2	AO3	AO3	AO4	OBW	AO2	AO3	AO3	AO4	AO2	AO4	AO4	OBW	OBW
Colores universales	A1	A2	A3	A3.5	A4	B1	B2	B3	C2	C3	D2	CV	CVD	BW	XBW
Colores translúcidos	WT	WT	DT	DT	DT	WT	WT	DT	DT	DT	WT	DT	DT	WT	WT

Para detalles de los colores, vea la siguiente sección de COLORES.

5. Modelado antes de Fotopolimerizar

Modele utilizando técnicas estándar.

6. Fotopolimerización

Fotopolimerice GC KALORE utilizando una unidad de fotopolimerización (Fig. 3). Vea la siguiente carta de Tiempo de Irradiación y profundidad de fotopolimerización.

Tiempo de irradiación:	Plasma arc (2000mW/cm ²)	G-Light™ (1200mW/cm ²)	Halogen / LED (700mW/cm ²)
Color:	3 s.	10 s.	20 s.
	6 s.	20 s.	40 s.
CT, NT, WT, GT, CVT	3.0mm	3.5mm	
A1, A2, B1, B2, D2, C2, XBW, BW, DT	2.5mm	3.0mm	
A3, B3, A3.5	2.0mm	3.0mm	
A4, C3, AO2, AO3, AO4, CV, CVD, OBW, OXBW	1.5mm	2.5mm	



Nota :

1. El material debe colocarse y fotopolimerizarse en capas. Consulte las tablas con respecto al grosor máximo de la capa.
2. Una intensidad baja de luz puede tener como consecuencia una fotopolimerización insuficiente o la decoloración del material.

7. Acabado y pulido

Acabe y pula utilizando una fresa de diamante, puliendo puntos y discos. Para obtener un lustre alto pueden utilizarse pastas de pulido.

COLORES

26 colores

15 Colores Universales (código de color en la tapa del unitip/etiqueta de la jeringa: verde)

XBW (Extra Bleaching White), BW (Bleaching White), A1, A2, A3, A3.5, A4, B1, B2, B3, C2, C3, D2, CV (B5: Cervical), CVD (B7: Cervical Dark)

5 Colores Opacos (código de color en la tapa del unitip/etiqueta de la jeringa: violeta)

AO2, AO3, AO4, OBW (Opaque Bleaching White), OXBW (Opaque Extra Bleaching White)

6 Colores Translúcidos (código de color en la tapa del unitip/etiqueta de la jeringa: gris)

WT (White translucent), DT (Dark translucent), CT (Clear translucent), NT (Natural translucent), GT (Gray translucent), CVT (Cervical translucent)

Nota: Los colores A, B, C, D están basados en el Color Vita®.

CONSERVACIÓN

Conserve en un lugar fresco y seco (4-25°C / 39,2-77,0°F) lejos de altatemperaturas o de la luz directa del sol.

(Caducidad: 3 años desde la fecha de fabricación)

PRESENTACIÓN

I. Unitips

1. REPOSICIONES

- a. Caja de 20 tips (11 colores disponibles) (0,16mL por tip)
A1, A2, A3, A3.5, A4, B1, B2, B3, C2, C3, D2
- b. Caja de 10 tips (15 colores disponibles) (0,16mL por tip)
XBW, BW, CV, CVD, AO2, AO3, AO4, OBW, OXBW, WT, DT, CT, NT, GT, CVT

Nota: Peso por Unitip: 0,3g

2. Opcional

- a. Guía de colores
- b. Bloc de mezcla (N° 14B)

II. Jeringas

1. REPOSICIONES

1 jeringa (disponible en 26 colores) (2,0mL por jeringa)

Nota: Peso por jeringa: 4,0g

2. Opcional

- a. Guía de colores
- b. Bloc de mezca (N° 14B)

PRECAUCIONES

1. En caso de contacto con los tejidos orales o la piel, retiree inmediatamente con un algodón o esponja empapada en alcohol. Aclare con agua. Para evitar contacto, puede utilizarse un dique de goma o cocoa butter para aislar el campo de operación de la piel o los tejidos orales.
2. En caso de contacto con los ojos, aclare inmediatamente con agua y busque atención médica.
3. Tenga cuidado para evitar la ingestión del material.
4. Utilice guantes de plástico o de goma durante la operación para evitar el contacto directo con la capa de inhibición previniendo una posible sensibilidad.
5. Para el control de infecciones, los Unitips son para un único y solo uso.
6. Utilice gafas que protejan los ojos durante la fotopolimerización.
7. Mientras se pule o polimeriza el material, use un recolector del polvo. Use una mascarilla para evitar la inhalación del polvo cortado.
8. No mezcle con otros productos similares.
9. Evite que el material caiga en la ropa.
10. En caso de contacto con partes del diente o la prótesis no afectadas por la restauración, elimine con un instrumento, esponja o bolita de algodón antes de la fotopolimerización.
11. No use GC KALORE en combinación con eugenol o materiales que lo contengan, éste puede modificar el fraguado de GC KALORE.

Última revisión : 05/2009

CE0086

MANUFACTURED BY

GC DENTAL PRODUCTS CORP.

2-285 Toriimatsu-cho, Kasugai, Aichi 486-0844, Japan

DISTRIBUTED BY

GC CORPORATION

76-1 Hasunuma-cho, Itabashi-ku, Tokyo 174-8585, Japan

GC EUROPE N.V.

Researchpark Haasrode-Leuven 1240, Interleuvenlaan 33, B-3001 Leuven, Belgium

TEL: +32. 16. 74. 10. 00

GC AMERICA INC.

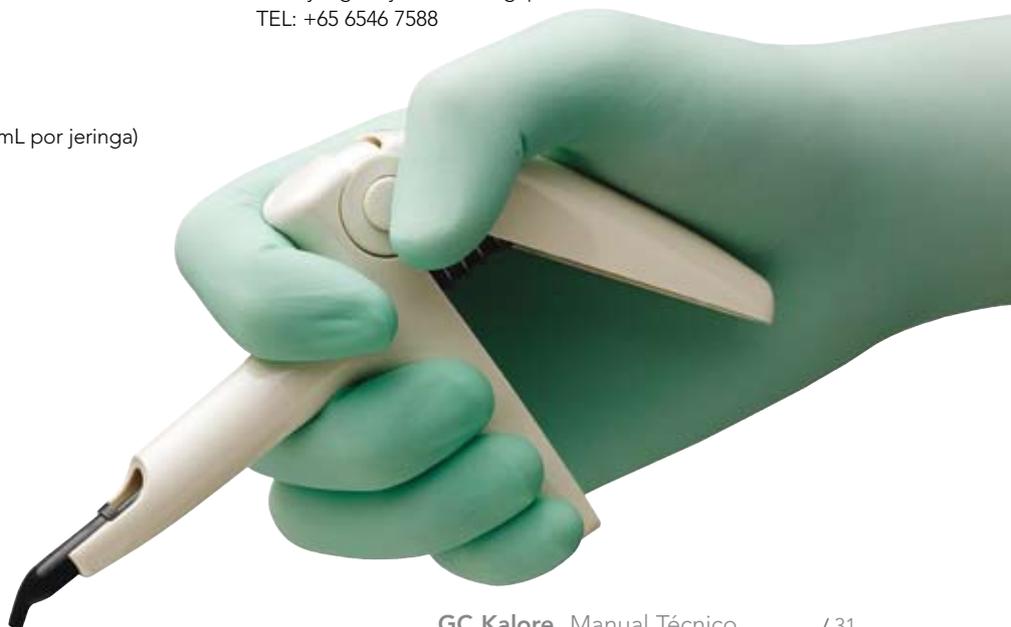
3737 West 127th Street, Alsip, IL 60803 U.S.A.

TEL: +1-708-597-0900.

GC ASIA DENTAL PTE. LTD.

19 Loyang Way, #06-27 Singapore 508724

TEL: +65 6546 7588



13.0 Resumen

KALORE es el arte en estado puro en composites directos diseñados para restauraciones anteriores y posteriores. La incorporación del monómero DX-511 ha proporcionado la optimización de las propiedades físicas del composite.

KALORE presenta una contracción de polimerización y un stress de contracción reducidos. KALORE ha demostrado el más bajo stress de contracción de todos los composites probados. Por otra parte, este innovador composite presenta unas propiedades de manejo, tiempo de trabajo y profundidad de polimerización excelentes. También ofrece una larga durabilidad, resistencia a la abrasión y facilidad de pulido.

KALORE ofrece al clínico la habilidad de optimizar la estética en restauraciones directas de composite. La disponibilidad de colores universales, opacos y translúcidos hace posible la reconstrucción de cavidades usando la técnica monocapa o la estratificada, ya que existen colores especiales para optimizar la estética en aquellos casos que se requiera una mayor translucidez, más colores o esmalte blanqueado.

Ahora ya es posible realizar restauraciones de composite directas con estética sin rival y con excelente propiedades físicas y mecánicas.

14.0 Apéndice

Influencia del Nuevo monómero de DuPont (DX-511) en la longevidad de GC KALORE

GC Corporation I+D. May 2009

Introducción

Durante la polimerización del composite, la matriz reduce su volumen mientras que las partículas de relleno mantienen el volumen que presentaban antes de la polimerización. Esto da como resultado una tensión en la interfase entre la matriz y el relleno. Este stress permanece en el composite polimerizado y puede conllevar a un reemplazo prematuro de la restauración, ya que las partículas se desprenderán de la matriz. Para reducir el stress de polimerización en la interfase relleno/matriz, se requieren niveles menores de contracción.

Tabla 1. Formulación de KALORE y KALORE sin DuPont

Formulación del Monómero	
KALORE	KALORE sin DuPont
UDMA	UDMA
Dimetacrilato	Dimetacrilato
DX-511 (monómero de baja contracción)	70.4 (4.1)
Rellenos y tamaños de partícula (idénticas en KALORE & KALORE sin)	
Vidrio de Fluoraluminosilicato (silanizado) 700 nm	
Vidrio de Estroncio (silanizado) 700 nm	
Relleno Pre-Polimerizado (superficie tratada) 17 µm	
Dióxido de Silicio (silanizado) 16 nm	

Recientemente un Nuevo monómero de baja contracción (DX-511) ha sido licenciado para GC Corporation por DuPont. El DX-511 reduce la contracción volumétrica de la matriz de resina y, como consecuencia, debería minimizar tanto el stress en la interfase relleno/matriz como el desprendimiento de partículas de relleno de la matriz. Para confirmar esta hipótesis se prepararon muestras de composite con (KALORE) y sin (KALORE sin DuPont) el monómero de baja contracción. Ambos materiales tenían el mismo tipo de relleno, tamaño e partículas, distribución y tratamiento (tabla 1).



Las siguientes pruebas se realizaron en los dos tipos de muestras para confirmar el comportamiento superior de KALORE y que las partículas de KALORE quedaban retenidas en la matriz de resina:

1. Test de stress de contracción
2. Test de resistencia a la abrasión de tres cuerpos
3. Test combinado retención de pulido/ rugosidad de la superficie

Material y Método

1. Test de stress de contracción

El stress de contracción se midió utilizando un equipo universal EZ-S (Shimadzu) con una guía hecha a medida. Se arenaron y silanizaron 2 placas de cristal y se fijaron al extremo superior e inferior de la guía. Se colocó una muestra de composite (1.66 mL) en el cristal inferior y se presionó haciendo descender el cristal superior sobre él hasta que quedó un espacio de 4mm entre ambos cristales. La muestra se polimerizó durante 40 segundos desde abajo utilizando una G.light con fibra de 11 mm, luego se polimerizó 20 segundos desde arriba. Se midió el stress de la contracción de polimerización durante 20 minutos y la cifra más alta se tomó como stress de polimerización.

2. Test de Resistencia a la abrasión de tres cuerpos.

Para medir la resistencia a la abrasión a tres cuerpos se prepararon muestras que se movieron arriba y abajo, en una trayectoria de 5 cm a una tasa de 30 golpes por minuto. Se mantuvieron en contacto indirecto con una plancha acrílica bajo una carga de 350 gf (3.43N) y, simultáneamente, la muestra se movió horizontalmente en una trayectoria de 2 cm a un ratio de 30 golpes por minuto. Se usó una mezcla de glicerol y PMMA (1:1 en volumen) como abrasivo intermedio. Tras 100,000 ciclos (entendiendo como ciclo un movimiento vertical y horizontal completo) se midió la abrasión del material midiendo la pérdida de peso. A continuación de este test las muestras de composite se procesaron en un microscopio electrónico (SEM)

Figura 1. Equipo universal EZ-S (Shimadzu) con guía a medida.

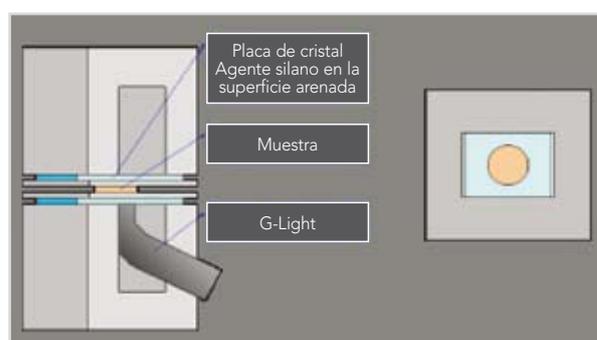
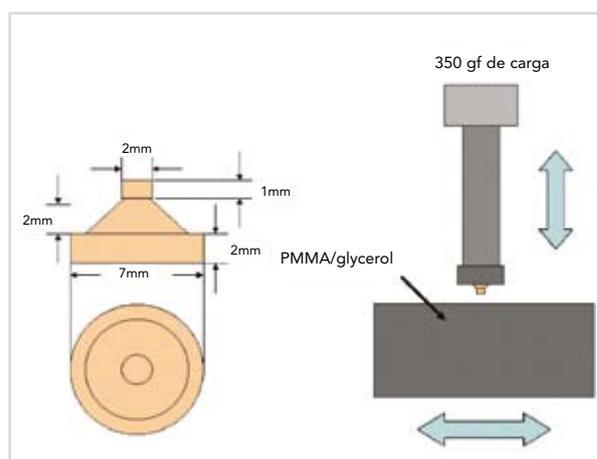
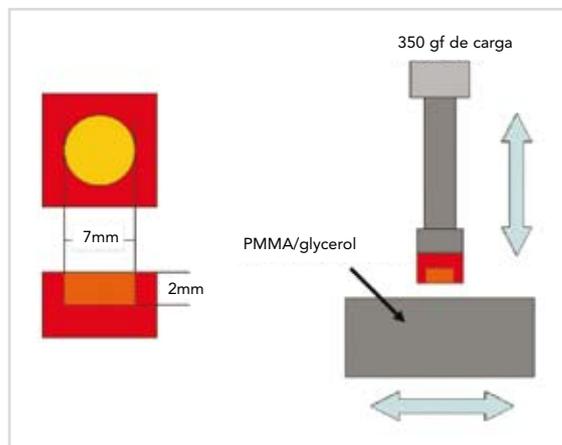


Figura 2. Test de resistencia a la abrasión a tres cuerpos.



3. Se prepararon las muestras para el test combinado de retención de pulido/rugosidad de la superficie en un molde acrílico y se pulieron las superficies utilizando papel de lija con grano de #80, #180, #320, #600, #1000, #1500 y #2000, continuando con un pulido final con metal y 1 μ m alumina. Tras medir el brillo de la superficie las muestras se frotaron arriba y abajo en una trayectoria de 4 cm a una tasa de 30 golpes por minuto y se mantuvieron en contacto indirecto con una placa acrílica bajo una carga de 350 gf. Simultáneamente, la muestra se movió horizontalmente en una trayectoria de 2 cm a un ratio de 30 golpes por minuto. Se usó una mezcla de glicerol y PMMA (1:1 en volumen) como abrasivo intermedio. Tras 100,000 ciclos (entendiendo como ciclo un movimiento vertical y horizontal completo y 100,000 ciclos equivalen entre dos y diez años de abrasión) se midió el brillo de la superficie. Posteriormente se procesaron las muestras de composite en un microscopio electrónico (SEM). Por otra parte las muestras de composite se escanearon utilizando un microscopio láser confocal (CLSM) para determinar la rugosidad de la superficie (Ra) antes y después del test de retención de pulido.

Figura 3. Test combinado de retención de pulido/rugosidad de la superficie.



Resultados y Discusión

Los resultados del test de stress de contracción, abrasión, retención del pulido y rugosidad de la superficie se muestran en la tabla 2.

Tabla 2. Resultados de los test de stress de contracción, abrasión y brillo de la superficie.

		KALORE	KALORE sin DuPont
Stress de Contracción (n)		8.3	9.5
Test de Abrasión (μ m)		15.9 (2.3)	16.3 (5.9)
Retención de brillo (Tasa de brillo) (%)	Tras el Pulido	80.1 (4.2)	76.0 (4.5)
	Tras el stress	78.2 (4.8)	70.4 (4.1)
Rugosidad de la Superficie (Ra) (μ m)	Tras el Pulido	0.019 (0.001)	0.047 (0.008)
	Tras el stress	0.027 (0.004)	0.059 (0.011)

Resultados del Test de Stress de Contracción

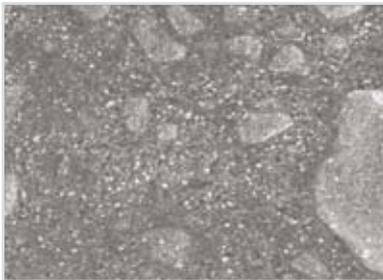
El stress de contracción de KALORE medido fue de 8.3N, un 12% menos que el stress de contracción de KALORE sin DuPont que fue de 9.5N. Este test confirmó que la incorporación del nuevo monómero de baja contracción (DX-511) reduce el stress de contracción.



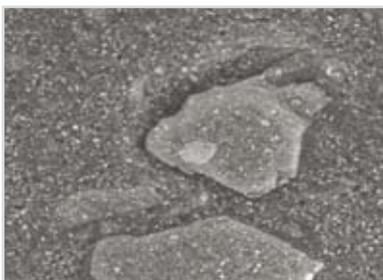
Resultados del Test de Abrasión

Los resultados de abrasión fueron similares para ambos composites a pesar de que el relleno de vidrio y partículas pre-polimerizadas de KALORE sin DuPont se vieron afectadas debido a las fuerzas de contracción. Esto puede explicarse por la acción protectora de las innovadoras partículas de relleno pre-polimerizadas que están altamente cargadas con rellenos de vidrio de 400 nm y termopolimerizadas. El contenido relativamente elevado de relleno pre-polimerizado protege a la resina de una forma efectiva frente a la abrasión a tres cuerpos.

Figura 4. Imagen SEM de KALORE Con y sin matriz de DuPont



4a. KALORE x2000 tras 100,000 ciclos.
Note la interfase continua entre los rellenos pre-polimerizados y la matriz de resina



4b. KALORE sin DuPont x2000 tras 100,000 ciclos.
Note la fisura en la interfase entre los rellenos pre-polimerizados y la matriz de resina. Además se puede observar la pérdida de algunas partículas de relleno.



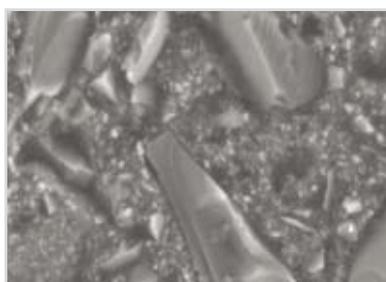
4c. KALORE sin DuPont x2000 tras 100,000 ciclos.
Note la pérdida de rellenos pre-polimerizados y de partículas de vidrio de la matriz de resina.

En otro test se compara la resistencia a la abrasión de KALORE con otros composites. Tanto los datos de resistencia a la abrasión como las imágenes SEM confirmaron que aquellos materiales con un mayor stress de contracción mostraron una mayor pérdida de partículas de relleno de la matriz, dando como resultado una abrasión mayor.

Tabla 3. Resistencia a la abrasión a tres cuerpos y stress de contracción.

		Abrasión a tres cuerpos (μm) (SD)	Stress de Contracción (N)
Estelite Quick†, Tokuyama	Pre-polimerizado	Muestra rota	10.0
Grandio†, Voco	Híbrido	30.2 (9.0)	11.9
Clearfil Majesty Esthetic†, Kuraray	Pre-polimerizado	Muestra rota	9.6
KALORE, GC	Pre-polimerizado	15.9 (2.4)	8.3

Figura 5. Imágenes SEM de otros composites.



5a. Grandio† x5000 tras 100,000 ciclos.
Note las fisuras en la interfase entre rellenos y matriz de resina. Por otra parte se pueden observar oquedades donde se han desprendido partículas de relleno.



5b. Clearfil majesty esthetic† x1000 tras 100,000 ciclos.
Note la pérdida de partículas pre-polimerizadas y fisuras en la interfase entre el relleno y la matriz de resina.



5c. Estelite Quick† x1000 tras 100,000 ciclos.
Note que la interfase entre los rellenos pre-polimerizados y la matriz de resina ha perdido la continuidad y que los rellenos ya no son una parte intrínseca de la matriz.



Resultados del Test Combinado de Retención de Pulido y Rugosidad de la Superficie

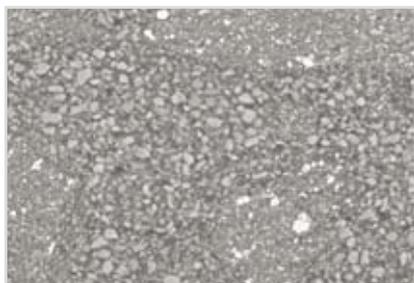
El brillo superficial inicial de KALORE sin DuPont fue menor que el de KALORE y la rugosidad de la superficie mayor. Puesto que la única diferencia en las formulaciones de ambos materiales era la cantidad de stress residual en la matriz, se concluyó que las inferiores propiedades de KALORE sin DuPont son debidas a un mayor stress en las partículas con un mayor riesgo de pérdida de relleno durante el proceso de pulido.

Tras 100,000 ciclos del test de stress, la formulación de KALORE mostró una pequeña reducción en el brillo de la superficie y un incremento pequeño de la rugosidad (ra). Se observó en las imágenes SEM que los rellenos pre-polimerizados y de vidrio se mantenían fuertemente ligados a la matriz. Las imágenes CLSM demostraron que, aunque un poco rugosa, la superficie de KALORE se mantuvo lisa.

Por contra, KALORE sin DuPont mostró una reducción del brillo superficial del 8% y un aumento de la rugosidad del 25% bajo las mismas condiciones del experimento. Además las imágenes SEM demostraron que los rellenos de vidrio y los rellenos pre-polimerizados habían sido afectados y eliminados de la matriz de resina y las imágenes CLSM mostraron una superficie rugosa.

De estos resultados se puede concluir que la formulación de KALORE puede ofrecer superficies lisas a largo plazo y brillo en la superficie.

Figura 6. Imágenes SEM de KALORE con y sin matriz de DuPont.



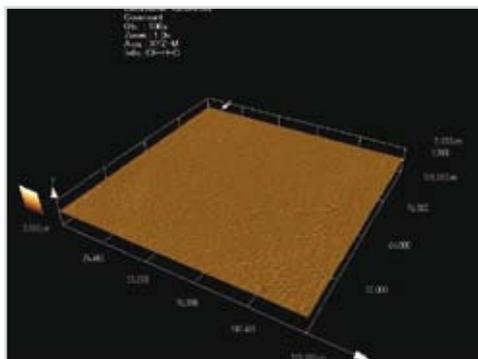
6a. KALORE x5000 tras 100,000 ciclos.
Note la interfase continua entre los rellenos pre-polimerizados y la matriz



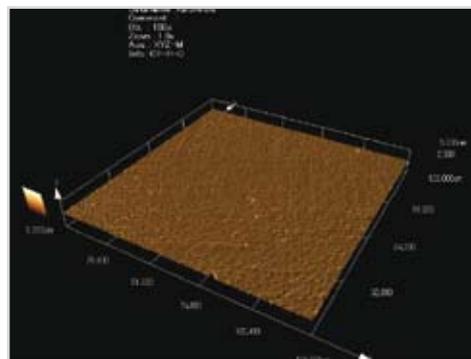
6b. KALORE sin DuPont x5000 tras 100,000 ciclos.
Note las oquedades resultantes del desprendimiento de partículas de relleno de la matriz.

Imágenes CLSMx2500 de GC KALORE

Figura 7. Imágenes CLSM de KALORE con matriz de DuPont tras el test de retención de pulido.



Inmediatamente tras el test de retención de pulido.

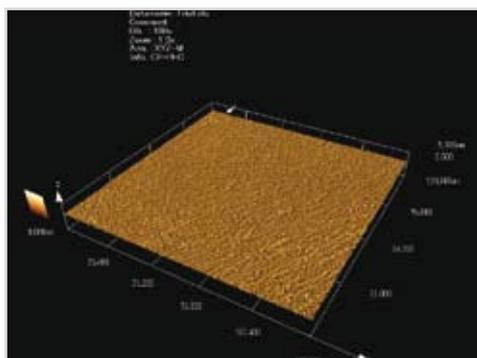


Tras 100,000 ciclos.

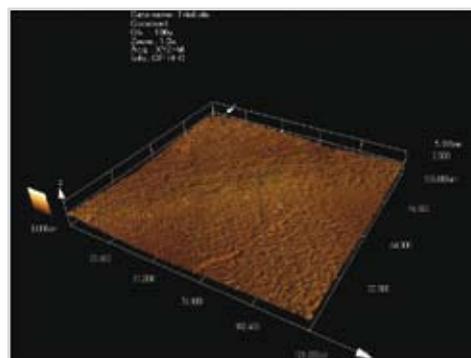
Note que aunque se observe una superficie ligeramente más rugosa tras el test de retención de pulido, la superficie se mantiene lisa.

Imágenes CLSMx2500 de GC KALORE sin DuPont

Figura 8. Imágenes CLSM de KALORE sin matriz de DuPont tras el test de retención de pulido.



Inmediatamente tras el test de retención de pulido.



Tras 100,000 ciclos.

Note que la superficie está rugosa tras el test de retención de pulido.



Figura 9a. Stress de Contracción de Polimerización.

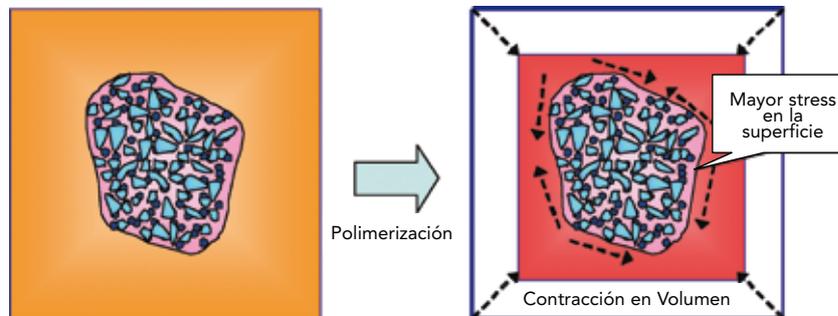
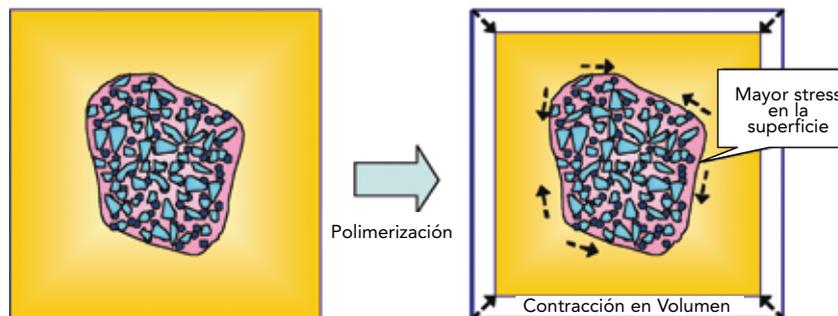


Figura 9b. Stress de Contracción de Polimerización con KALORE.



Se puede concluir que el nuevo monómero e baja contracción, DX-511, es efectivo reduciendo el stress de contracción como han demostrado los experimentos realizados. La reducción del stress en los composites ayuda a que las partículas de relleno queden retenidas en la matriz. La suavidad de la superficie, resistencia a la abrasión y retención del pulido fueron también superiores al añadir monómero DX-511 a la formulación del composite.

Como conclusión, estas características contribuyen a aumentar la duración y longevidad de la restauración de composite.

Visite www.kalore.net para más información

GC CORPORATION
76-1, Hasumuma-
Choltabashi-ku
JP -Tokyo 174-8585
Tel. +81.339.65.1221
Fax. +81.339.65.3331
global@mls.gcdental.co.jp
www.gcdental.co.jp

GC EUROPE N.V.
Head Office
Interleuvenlaan 33
B - 3001 Leuven
Tel. +32.16.74.10.00
Fax. +32.16.40.48.32
info@gceurope.com
www.gceurope.com

GC AMERICA INC.
3737 West 127th
USA - Alsip, Illinois 60803
Tel. +1.800.323.7063
Fax. +1.708.371.5103
sales@gcamerica.com
www.gcamerica.com

GC ASIA DENTAL PTE. LTD.
19 Loyang Way #06-27
Singapore 508724
Tel. +65.6546.7588
Fax. +65.6546.7577
gcasia@singnet.com.sg
www.gcasia.info

