

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 745 272**

51 Int. Cl.:

**A61K 6/00**

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **19.08.2014 E 14181463 (2)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **19.06.2019 EP 2987480**

54 Título: **Compuestos dentales fotoendurecibles con opacidad creciente**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:  
**28.02.2020**

73 Titular/es:

**IVOCLAR VIVADENT AG (100.0%)  
Bendererstrasse 2  
9494 Schaan, LI**

72 Inventor/es:

**VOGEL, KARIN;  
TAUSCHER, SVEN y  
MOSZNER, NORBERT**

74 Agente/Representante:

**CURELL SUÑOL, S.L.P.**

**Observaciones:**

**Véase nota informativa (Remarks, Remarques o Bemerkungen) en el folleto original publicado por la Oficina Europea de Patentes**

**ES 2 745 272 T3**

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín Europeo de Patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre Concesión de Patentes Europeas).

## DESCRIPCIÓN

Compuestos dentales fotoendurecibles con opacidad creciente.

5 La presente invención se refiere a materiales compuestos fotoendurecibles para su utilización como cementos y materiales compuestos de relleno dentales.

10 Los materiales dentales que se utilizan, por ejemplo, como cemento o como material de relleno directo generalmente contienen una matriz orgánica polimerizable y uno o más materiales de carga, que generalmente están modificados superficialmente con un promotor de la adhesión polimerizable. El contenido de material de carga depende en gran medida de la finalidad de utilización deseada y puede ser de hasta el 90% en peso, presentando los cementos de fijación un menor grado de relleno en comparación con los materiales de relleno. La matriz orgánica polimerizable habitualmente contiene una mezcla de monómeros de resina, componentes iniciadores, estabilizantes y pigmentos. Los materiales dentales que contienen una matriz polimerizable y un material de carga se conocen como materiales compuestos (composites). La matriz polimerizable también se conoce como resina.

15 Como monómeros generalmente se utilizan mezclas de dimetacrilatos. Ejemplos comunes de los mismos son los dimetacrilatos de alta viscosidad 2,2-bis[4-(2-hidroxi-3-metacrililoiloxipropil)fenil]propano (bis-GMA) y 1,6-bis[2-metacrililoiloxietoxicarbonilamino]-2,2,4-trimetilhexano (UDMA) y los dimetacrilatos de baja viscosidad bis(3-metacrililoiloximetil)tricyclo-[5.2.1.0<sup>2,6</sup>]decano (TCP), 1,10-dimetacrilato de decanodiol (D<sub>3</sub>MA) y dimetacrilato de trietilenglicol (TEGDMA). Los dimetacrilatos provocan una reticulación tridimensional de las cadenas poliméricas formadoras en la polimerización y, por lo tanto, proporcionan una estabilidad mecánica mejorada.

20 Habitualmente, los materiales también contienen un iniciador para la polimerización por radicales, y los materiales fotoendurecibles que contienen un fotoiniciador ocupan actualmente una posición dominante en el tratamiento con relleno odontológico.

25 Una desventaja de los materiales fotoendurecibles es que, en particular, la colocación de grandes rellenos está asociada con un gasto considerable, porque la luz requerida para el endurecimiento solo puede penetrar en los materiales hasta una profundidad limitada. En la denominada técnica de incremento, el relleno se construye capa a capa a partir del material compuesto, en la que las capas tienen, respectivamente, un espesor de aproximadamente 2 mm, y se endurecen individualmente.

30 Recientemente, los denominados "materiales compuestos de relleno masivo (del inglés, *bulk-fill*)", que permiten espesores de capa de 4 a 5 mm, han encontrado un gran interés debido al posible ahorro de tiempo. La condición previa para la idoneidad clínica de estos materiales es una alta profundidad de endurecimiento. Entre otras cosas, esta se correlaciona con la traslucidez de los materiales, viéndose influenciada la traslucidez decisivamente por los índices de refracción de la matriz de resina y los materiales de carga. En materiales compuestos, se puede lograr una alta traslucidez y, por lo tanto, una buena profundidad de endurecimiento si la matriz orgánica y los materiales de carga utilizados presentan índices de refracción coincidentes.

35 Los materiales compuestos de relleno masivo utilizados actualmente se caracterizan por una alta traslucidez antes y después del curado. Esto representa una ventaja en términos de profundidad de endurecimiento, pero es desventajoso porque los materiales compuestos cubren de forma deficiente la dentina subyacente debido a la alta traslucidez, lo que no es deseable por razones estéticas debido a que el color de la dentina difiere del color del esmalte dental visible.

40 Otro problema es la tensión de contracción de polimerización (PKS), que se acumula durante la polimerización y aumenta con un espesor de capa creciente. Para empeorar las cosas, la PKS es particularmente elevada en el fotoendurecimiento (Braga et al., Dent. Mater. 21 (2005) 962-970).

45 La invención se basa en el objetivo de proporcionar materiales dentales fotoendurecibles con gran profundidad de endurecimiento, que presenten un grado de cubrición elevado después del curado, que tengan una traslucidez comparable a la de la sustancia dental natural y que también sean aptos para la restauración de dientes en la región visible de la boca. Además, los materiales deben poder endurecerse en un periodo de tiempo corto y presentar la menor contracción de polimerización posible y una PKS reducida.

El objetivo se alcanza mediante materiales dentales polimerizables por radicales, que contienen

- 50 (1) del 5 al 40% en peso de por lo menos un monómero polifuncional polimerizable por radicales (A),  
 60 (2) del 2 al 15% en peso de por lo menos un monómero monofuncional polimerizable por radicales (B),  
 (3) del 0,1 al 3,0% en peso de por lo menos un fotoiniciador para la polimerización por radicales (C) y  
 (4) del 10 al 85% en peso de material(es) de carga.

65 Los materiales están caracterizados por que el material dental contiene un material de carga (D) y la mezcla de los monómeros (A) y (B) presenta un índice de refracción  $n_D$  de 1,50 a 1,70, preferentemente de 1,50 a 1,60, y por que el índice de refracción de la mezcla de monómeros antes del endurecimiento corresponde al índice de refracción del

material de carga (D) o es 0,013 superior y después del endurecimiento es por lo menos 0,02 superior al índice de refracción del material de carga (D). Los materiales presentan preferentemente en el estado no endurecido la forma de una pasta. La mezcla de monómeros (A) y (B) también se denomina en adelante matriz.

- 5 El material puede contener como material de carga (D) una mezcla de materiales de carga, en la que se consideran como material de carga (D) todos los materiales de carga cuyo índice de refracción se encuentra en el intervalo de  $n_D^{\text{Matriz}} - n_D^{\text{Material de carga (D)}} = 0$  a 0,013 ( $n_D^{\text{Matriz}}$  = Índice de refracción de la mezcla de monómeros no endurecida).

10 Los materiales dentales según la invención presentan una alta traslucidez antes de la polimerización, ya que los índices de refracción de los monómeros y del material de carga difieren solo ligeramente entre sí. Por lo tanto, la luz utilizada para la polimerización puede penetrar profundamente en los materiales, lo que garantiza una gran profundidad de endurecimiento. En la polimerización, el índice de refracción de los monómeros aumenta, mientras que el índice de refracción del o de los materiales de carga permanece sin cambios. Esto aumenta la diferencia entre los índices de refracción de los monómeros y el material de carga, y la traslucidez disminuye en consecuencia. Los monómeros se eligen de forma que el índice de refracción de la mezcla de monómeros antes del endurecimiento sea de 0 a 0,13 superior al índice de refracción del material de carga y después del endurecimiento de por lo menos 0,02, preferentemente de 0,020 a 0,045.

20 El índice de refracción del esmalte dental natural es de aproximadamente 1,62-1,66, y el índice de refracción de la dentina que se encuentra debajo del esmalte dental es de aproximadamente 1,45. La traslucidez del diente es resultado de la impresión general de la capa de esmalte fina altamente transparente y de la dentina. Después del endurecimiento, los materiales según la invención presentan preferentemente una traslucidez del 5 al 15%. Se ha descubierto que dichos materiales se encuentran muy cerca de la apariencia de la sustancia dental natural y al mismo tiempo posibilitan una cobertura ópticamente satisfactoria de la dentina. Los materiales permiten así un tratamiento estéticamente satisfactorio de defectos dentales incluso en la región visible de la boca de un paciente. La traslucidez de los materiales se puede determinar con un espectrofotómetro tal como se describe con más detalle más adelante.

30 En la producción de materiales dentales polimerizables por radicales, se utilizan principalmente monómeros polifuncionales para garantizar una alta estabilidad mecánica. Sin embargo, estos tienen la desventaja de que, mediante la formación de una red tridimensional, la viscosidad aumenta rápidamente, por lo que la contracción de polimerización no puede compensarse más por medio del flujo viscoso del material. Esto tiene como consecuencia una tensión de contracción de polimerización (PKS) elevada. Por otra parte, una alta viscosidad es ventajosa con respecto a la velocidad de reacción radicalaria porque la alta viscosidad promueve el curado rápido de los materiales. La reducción de la PKS y el logro simultáneo de una alta velocidad de reacción son, por lo tanto, difíciles de conseguir.

35 En el endurecimiento de los materiales dentales, la contracción del volumen en la polimerización sigue siendo de una importancia decisiva porque la contracción de polimerización puede provocar la formación de grietas en los bordes de los materiales compuestos de relleno. Sin embargo, especialmente los monómeros con alta contracción de volumen muestran un gran aumento en el índice de refracción en la polimerización, lo cual es ventajoso con respecto a la reducción deseada en la traslucidez.

45 Según la invención, se ha descubierto que mediante la combinación de monómeros y el ajuste del índice de refracción de la mezcla de monómeros a la del material de carga, se puede lograr un compromiso ideal con respecto a los parámetros mencionados. Los materiales presentan una traslucidez elevada en estado no endurecido y, por lo tanto, también permiten el endurecimiento de capas gruesas. Durante el endurecimiento, la traslucidez disminuye, de forma que se cubre el color propio de la dentina y se logra una adaptación óptica al esmalte dental.

50 Los materiales según la invención contienen como componente (B) por lo menos un monómero monofuncional. Los monómeros monofuncionales influyen en la formación de la red. Por monómeros monofuncionales se entiende compuestos con un grupo polimerizable por radicales, por compuestos polifuncionales se entiende compuestos con dos o más, preferentemente de 2 a 4, y en particular 2, grupos polimerizables por radicales.

55 Como monómeros monofuncionales pueden utilizarse, por ejemplo, acrilamidas N-mono-sustituidas, tales como, por ejemplo, N-etilacrilamida. Los monómeros monofuncionales preferidos según la invención son monometacrilatos. Los metacrilatos monofuncionales particularmente preferidos son metacrilato de metilo, de etilo, de 2-hidroxietilo, de butilo, de bencilo, de tetrahidrofurfurilo y de isobornilo, metacrilato de p-cumilfenoxietilenglicol (CMP-1E) y mezclas de los mismos, de forma muy particularmente preferida metacrilato de bencilo, de tetrahidrofurfurilo o de isobornilo, CMP-1E y mezclas de los mismos. El más preferido es el CMP-1E.

60 Como monómeros polifuncionales (A) se pueden utilizar, por ejemplo, acrilamidas N-disustituidas, por ejemplo N,N-dimetilacrilamida, y bisacrilamidas, tales como, por ejemplo, N,N'-di-1,3-bis(acrilamido)-propano, 1,3-bis(metacrilamido)-propano, 1,4-bis(acrilamido)-butano o 1,4-bis(acrilolil)piperazina. Según la invención, son preferidos los metacrilatos polifuncionales y especialmente difuncionales, tales como, por ejemplo, 1,6-bis-[2-metacrililoiloxietoxicarbonilamino]-2,2,4-trimetilhexano (UDMA, un producto de adición de metacrilato de 2-hidroxietilo y diisocianato de 2,2,4-trimetilhexametileno), dimetacrilato de di-, tri- o tetraetilenglicol, trimetacrilato de trimetilolpropano, tetrametacrilato de pentaeritritol, así como di- y trimetacrilato de glicerina, dimetacrilato de 1,4-

butanodiol, dimetacrilato de 1,10-decanodiol (D<sub>3</sub>MA), dimetacrilato de 1,12-dodecanodiol y mezclas de los mismos.

Los dimetacrilatos particularmente preferidos son dimetacrilato de bisfenol A, 2,2-bis[4-(2-hidroxi-3-metacrililoiloxipropil)-fenil]propano (bis-GMA, un producto de adición de ácido metacrílico y bisfenol A-diglicidiléter), dimetacrilato de bisfenol A etoxilado o propoxilado, tal como, por ejemplo, el dimetacrilato de bisfenol A 2-[4-(2-metacrililoiloxietoxi)fenil]-2-[4-(2-metacrililoiloxietoxi)fenil]propano (SR-348c, empresa Sartomer), y 2,2-bis[4-(2-metacrililoiloxipropoxi)fenil]propano, bis(3-metacrililoiloximetil)tríciclo[5.2.1.0<sup>2.6</sup>]decano (TCP) y mezclas de los mismos. Los monómeros polifuncionales muy particularmente preferidos son 2,2-bis[4-(2-metacrililoiloxipropoxi)fenil]propano, bis-GMA, SR-348c, TCP, y mezclas de los mismos.

Según la invención, se utilizan monómeros y mezclas de monómeros que en el estado no endurecido presentan un índice de refracción de 1,50 a 1,70, preferentemente de 1,50 a 1,60, siendo en el caso de mezclas de monómeros particularmente preferidas las mezclas que contienen exclusivamente monómeros que presentan un índice de refracción de 1,50 a 1,70 y especialmente de 1,50 a 1,60. En combinación con los materiales de carga utilizados según la invención, se obtienen pastas de materiales compuestos con una alta traslucidez. Los monómeros preferidos muestran un gran cambio en el índice de refracción en su polimerización, lo que conduce a una disminución marcada en la traslucidez, siendo preferidos los monómeros con una contracción de polimerización inferior al 10% en volumen, en particular del 5 al 9% en volumen. A menos que se indique lo contrario, la contracción de polimerización se determina en el presente documento según la norma ISO 17304: 2013.

El índice de refracción de los monómeros es mayor cuantos más electrones contenga una molécula y más polarizables sean estos electrones. El índice de refracción de los polímeros aumenta al aumentar la densidad y la cristalinidad, y se encuentra entre 1,29 y 1,73 para polímeros orgánicos (véase H.-G. Elías, *Macromolecules - Applications of Polymers*, Vol. 4, 6ª edición, Wiley-VCH, Weinheim 2003, 513-515). Los metacrilatos puramente alifáticos o cicloalifáticos poseen generalmente un índice de refracción inferior a 1,50, siempre que no estén contenidos elementos con un número atómico más elevado, por ejemplo, azufre o bromo. El UDMA posee un índice de refracción ( $n_D$ ) de 1,485 (polímero 1,510) y el TEGDMA de 1,461 (polímero 1,508). Por el contrario, los monómeros aromáticos presentan valores de  $n_D$  superiores a 1,50 y, por lo tanto, son preferidos como componente (A) y (B). Por ejemplo, el índice de refracción de bis-GMA propoxilado es de 1,54 y el de CMPE-1E es de 1,5525 (polímero 1,5793). Mediante la incorporación de elementos pesados tales como, por ejemplo, azufre, bromo o yodo, el índice de refracción puede aumentarse adicionalmente. Mediante el mezclado de monómeros con diferentes índices de refracción, el índice de refracción de la mezcla de monómeros se puede ajustar al índice de refracción de los materiales de carga utilizados.

Además, son preferidas las mezclas de monómeros que contienen por lo menos un monometacrilato de baja volatilidad, preferentemente en una cantidad comprendida entre el 0 y el 30% en peso, de forma particularmente preferida entre el 5 y el 30% en peso, de forma muy particularmente preferida entre el 10 y el 25% en peso, por lo menos un metacrilato difuncional de alta viscosidad, preferentemente en una cantidad comprendida entre el 5 y el 50% en peso, de forma más preferida entre el 10 y 35%, y por lo menos un dimetacrilato de baja viscosidad, preferentemente en una cantidad comprendida entre el 5 y el 30% en peso, de forma particularmente preferida entre el 8 y el 25%. Estos porcentajes se refieren a la masa total de la mezcla de monómeros. Las mezclas de monómeros que contienen exclusivamente los monómeros indicados son particularmente preferidas. De nuevo, en todos los casos, son preferidos monómeros con un índice de refracción de 1,50 a 1,70 y/o una contracción de polimerización ( $\Delta V_P$ ) inferior al 10% en volumen, especialmente del 5% al 9% en volumen.

Según la invención, se entiende por monómeros de alta volatilidad compuestos con un punto de ebullición  $> 150$  °C a presión atmosférica. El punto de ebullición puede determinarse, por ejemplo, con un aparato de destilación. Por monómeros de alta viscosidad se entiende sustancias con una viscosidad  $\geq 5$  Pa · s, preferentemente de 5 a 10.000 Pa · s y de forma más preferida de 5 a 2.000 Pa · s, y por monómeros de baja viscosidad sustancias con una viscosidad  $\leq 3$  Pa · s, preferentemente de 100 a 3.000 mPa · s y de forma más preferida de 500 a 2.000 mPa · s, determinándose la viscosidad con un viscosímetro capilar (baja viscosidad) o rotacional (alta viscosidad) a una temperatura de 25 °C.

Son muy particularmente preferidas mezclas del monometacrilato CMP-1E ( $V_P = 7,3\%$  en volumen,  $N_D = 1,5525$ ) con el bis-GMA de alta viscosidad ( $\eta =$  aproximadamente 800 Pa · s,  $\Delta V_P = 6,1\%$  en volumen,  $n_D = 1,549$ ) y los monómeros de baja viscosidad SR-348c ( $\eta = 550-1700$  mPa · s,  $\Delta V_P = 5,9\%$  en volumen,  $N_D = 1,536$ ) y/o TCP ( $\eta =$  aproximadamente 1200 mPa · s,  $\Delta V_P = 6,4\%$  en volumen,  $n_D = 1,501$ ). Estas mezclas se caracterizan por una citotoxicidad particularmente reducida.

Los materiales según la invención pueden contener además uno o varios monómeros ácidos. Como monómeros ácidos son particularmente adecuados ácidos carboxílicos polimerizables, tales como ácido 4-(met)acrililoiloxietiltrimelítico; monómeros de ácido fosfónico, tales como ácido 2-metacrililoiloxietilfosfónico, ácido 2-metacrilamidoetilfosfónico, ácido 4-metacrilamido-4-metilpentilfosfónico, ácido 2-[4-(dihidroxifosforil)-2-oxa-butil]acrílico, éster etílico y -2,4,6-trimetilfenílico del ácido 2-[4-(dihidroxifosforil)-2-oxa-butil]acrílico; y ésteres fosfóricos polimerizables, tales como dihidrogenofosfato de 2-metacrililoiloxietilo, dihidrogenofosfato de 10-metacrililoiloxidecilo, dihidrogenofosfato de 6-(metacrilamido)hexilo y dihidrogenofosfato de 1,3-bis-(N-acrililoil-N-propil-amino)-propan-2-ilo. Los monómeros ácidos particularmente adecuados son ácido 4-(met)acrililoiloxietiltrimelítico, éster etílico y -2,4,6-trimetilfenílico del ácido 2-[4-(dihidroxifosforil)-2-oxa-butil]acrílico y

dihidrogenofosfato de 10-metacriloloxidecílico. Los monómeros ácidos mejoran la adhesión de los materiales al diente y, por lo tanto, se utilizan sobre todo para la producción de cementos de materiales compuestos autoadhesivos. El contenido de monómeros ácidos se encuentra preferentemente en el intervalo del 0-15% en peso, de forma particularmente preferida del 1-15% en peso (con respecto a la masa total de monómeros).

El índice de refracción es una constante de la sustancia que depende de la longitud de onda de la luz utilizada, la temperatura, la presión y la pureza de la sustancia. A menos que se indique lo contrario, se entiende que el índice de refracción significa el índice de refracción medido a 20 °C con la luz de la línea Na-D amarilla ( $\lambda = 589 \text{ nm}$ ) ( $n_D^{20}$  o abreviado  $n_D$ ). La determinación del índice de refracción de los monómeros líquidos y las mezclas de monómeros se puede llevar a cabo con un refractómetro Abbe disponible en el mercado.

La determinación del índice de refracción de sustancias sólidas tales como, por ejemplo, de materiales de carga inorgánicos o polímeros en polvo se lleva a cabo según el procedimiento de inmersión. Las sustancias se dispersan a 20 °C en líquidos con diferentes índices de refracción (los denominados líquidos de inmersión). A este respecto, los contornos de las partículas sólidas son tanto más claros cuanto mayor sea la diferencia en el índice de refracción entre líquido y sólido. Si se cambia el índice de refracción del líquido para que se aproxime al del sólido, los contornos de las partículas se debilitan, y desaparecen completamente cuando se ajustan los índices de refracción. Como líquidos de inmersión son adecuados líquidos con un índice de refracción conocido, por ejemplo, mezclas de salicilato de bencilo ( $n_D^{20} = 1,536$ ) y triacetina ( $n_D^{20} = 1,431$ ) o bromonaftaleno ( $n_D^{20} = 1,657$ ). Variando las proporciones de estas sustancias, el índice de refracción de la mezcla se puede adaptar al del sólido que se desea medir. Si los índices de refracción coinciden, el índice de refracción del líquido de inmersión se determina utilizando un refractómetro.

La coincidencia de los índices de refracción del sólido y el líquido de inmersión se puede determinar observando la línea de Becke (procedimiento de las líneas de Becke). Esta es una zona brillante de luz que aparece cuando se desenfoca una interfaz. El sólido que se va a analizar se coloca en un líquido de índice de refracción conocido y se observa en el microscopio con luz monocromática. Si el cuerpo de muestra y el líquido poseen diferentes índices de refracción, aparece un anillo estrecho y luminoso (línea de Becke) alrededor de cada partícula, que se mueve al enfocar. Este proceso se repite en diferentes líquidos con diferentes índices de refracción hasta que no aparecen más líneas de Becke y, por lo tanto, coinciden el índice de refracción del cuerpo de muestra y el líquido.

Según una primera forma de realización, los materiales según la invención contienen exclusivamente material(es) de carga (D) en los que los índices de refracción del material de carga y de la matriz se definen tal como se ha descrito anteriormente, y opcionalmente materiales de carga que no dispersan la luz visible y que, por lo tanto, no influyen en la traslucidez. No hay presencia de otros materiales de carga.

Según una segunda forma de realización, además del material de carga (D), los materiales según la invención contienen adicionalmente uno o varios materiales de carga (E) con un índice de refracción que es de 0,02 a como máximo 0,155, preferentemente de 0,03 a 0,055, inferior al índice de refracción de la matriz. Por lo tanto, el material de carga (E) presenta un índice de refracción inferior al del material de carga (D). Como material de carga (E), también se puede utilizar una mezcla de materiales de carga, considerándose todos los materiales de carga cuyo índice de refracción se encuentra en el intervalo de  $n_D^{\text{Matriz}} - n_D^{\text{Material de carga (E)}} = 0,02$  a 0,155, preferentemente de 0,03 a 0,055, como material de carga (E).

Se ha descubierto que una combinación de material de carga (D) y material de carga (E) con la misma cantidad de material de carga puede potenciar la disminución de la traslucidez en la polimerización. La disminución de la traslucidez en la polimerización depende de la cantidad de material de carga y del aumento de la diferencia en los índices de refracción. A mayores cantidades de material de carga o un mayor aumento en las diferencias, la traslucidez disminuye más. La adición del material de carga (E) abre una posibilidad adicional para controlar la reducción de la traslucidez. El efecto del material de carga (E) es mayor cuanto menor sea el índice de refracción en comparación con el material de carga principal.

Dado que el índice de refracción del material de carga (E) es más reducido que el del material de carga (D), la desviación del índice de refracción de la mezcla de monómeros no endurecidos es mayor, de forma que el material de carga (E) puede conducir a una disminución de la traslucidez de los materiales no endurecidos. Por esta razón, la proporción del material de carga (E) en la cantidad total de material de carga es como máximo del 15% en peso. La cantidad del material de carga (E) se encuentra en un intervalo del 0 al 15% en peso, preferentemente del 0 al 10% en peso, de forma particularmente preferida del 0 al 5% en peso y en particular del 1 al 5% en peso, con respecto a la cantidad total de materiales de carga.

Según la segunda forma de realización, los materiales que contienen exclusivamente el o los materiales de carga (D) y (E) y opcionalmente aquellos materiales de carga que no dispersan la luz visible y que, por lo tanto, no influyen en la traslucidez, son preferidos según la invención. No hay presencia de otros materiales de carga.

Además del material de carga (D) y opcionalmente el material de carga (E) y los materiales de carga que no dispersan la luz visible y, por lo tanto, no influyen en la traslucidez, según otra forma de realización, los materiales según la invención también pueden contener una pequeña proporción de material de carga que no está incluido en ninguna de

estas categorías (material de carga F).

Como material de carga (F) se utilizan principalmente los materiales de carga que sirven para influir selectivamente en determinadas propiedades de los materiales, tales como la opacidad a los rayos X. Se añaden solo en la cantidad requerida para lograr el efecto deseado.

Dichos materiales de carga pueden afectar negativamente sobre la disminución de la traslucidez durante el endurecimiento. Cuando el índice de refracción del material de carga (F) es superior al de la matriz, a diferencia del caso de los materiales de carga (D) y (E), el índice de refracción de la mezcla de monómeros se aproxima al del material de carga en la polimerización, por lo que la diferencia en los índices de refracción se vuelve más reducida. El material de carga (F), en este caso neutraliza el efecto de los materiales de carga (D) y (E). Por lo tanto, la proporción del material de carga (F) en la cantidad total de materiales de carga se encuentra en el intervalo del 0 al 15,5% en peso, preferentemente del 0 al 9,7% en peso y de forma particularmente preferida del 0 al 5,1% en peso. El material de carga (F) puede ser una mezcla de diferentes materiales de carga. La cantidad total de los materiales de carga (E) y (F) es preferentemente como máximo del 35% en peso con respecto a la cantidad total de materiales de carga.

El índice de refracción del material de carga (F) es preferentemente como máximo 0,055 superior al índice de refracción de la matriz. De forma particularmente preferida el índice de refracción  $n_D^{\text{Material de carga (F)}}$  del material de carga (F) se encuentra en el intervalo  $(n_D^{\text{Matriz}} - 0,02) < n_D^{\text{Material de carga (F)}} < (n_D^{\text{Matriz}} + 0,055)$ , considerándose como material de carga (F) solo el material de carga que no corresponde a ninguna de las otras categorías de material de carga.

La cantidad de material de carga que no dispersa la luz visible y no influye en la traslucidez en todas las formas de realización se encuentra en cada caso en el intervalo del 0 al 10% en peso, preferentemente del 0 al 1,8% en peso, con respecto a la cantidad total de material de carga.

Los materiales de carga (D), (E) y (F) se seleccionan a partir de los materiales que se definen a continuación. La asignación a un grupo de material de carga depende del índice de refracción y su diferencia con el índice de refracción de la matriz.

Los materiales dentales según la invención pueden contener materiales de carga orgánicos o, preferentemente, inorgánicos u orgánico-inorgánicos, siendo preferidos los materiales de carga particulados. Los materiales de carga particulados inorgánicos preferidos son polvos de vidrios opacos a los rayos X con un tamaño de partícula promedio comprendido entre 0,01 y 15  $\mu\text{m}$ , preferentemente de 0,10 a 5,0  $\mu\text{m}$ ; materiales de carga opacos a los rayos X, tales como el trifluoruro de itrio, con un tamaño de partícula promedio comprendido entre 0,050 y 2,0  $\mu\text{m}$ , preferentemente entre 0,10 y 1,0  $\mu\text{m}$ ; óxidos mixtos de  $\text{SiO}_2$ ,  $\text{ZrO}_2$ ,  $\text{ZnO}$  y/o  $\text{TiO}_2$  con un tamaño de partícula promedio comprendido entre 5 y 500 nm, preferentemente entre 20 y 200 nm; materiales de carga nanoparticulados, tales como óxido de tantalio (V), sulfato de bario u óxidos mixtos de  $\text{SiO}_2$  con óxido de iterbio (III) u óxido de tantalio (V) con un tamaño de partícula promedio comprendido entre 5 y 500 nm, preferentemente entre 20 y 200 nm.

Por materiales de carga orgánico-inorgánicos se entiende partículas poliméricas que a su vez están rellenas con materiales de carga inorgánicos. Son preferidos los materiales de carga orgánico-inorgánicos con un tamaño de partícula promedio comprendido entre 5 y 100  $\mu\text{m}$ , preferentemente entre 10 y 50  $\mu\text{m}$ . En el caso de los materiales de carga orgánico-inorgánicos, el índice de refracción de la matriz polimérica endurecida se selecciona preferentemente de forma que coincida con el índice de refracción del material de carga inorgánico contenido en la misma, de forma que las partículas de material de carga presentes en la matriz presenten una alta traslucidez.

Los materiales de carga orgánico-inorgánicos se preparan preferentemente mediante endurecimiento térmico de pastas de materiales compuestos basadas en mezclas de dimetacrilato y materiales de carga. A este respecto, como dimetacrilatos se utilizan preferentemente bis-GMA, UDMA y D<sub>3</sub>MA. Como materiales de carga se utilizan preferentemente materiales de carga de vidrio opacos a los rayos X y/o trifluoruro de iterbio. El índice de refracción de la mezcla de monómeros polimerizada se ajusta preferentemente de forma que corresponda al índice de refracción del material de carga principal utilizado. Los polímeros térmicos se muelen y se utilizan en forma de polvo.

En el caso de los tamaños de partícula se trata de promedios en peso. La dispersión de la luz disminuye al disminuir el tamaño de partícula, sin embargo, los materiales de carga con un tamaño de partícula pequeño tienen un mayor efecto espesante. Por lo tanto, según la invención, son preferidos los materiales de carga con un tamaño de partícula en el intervalo comprendido entre 100 nm y 5  $\mu\text{m}$  y en particular en el intervalo comprendido entre 200 nm y 2  $\mu\text{m}$ .

Los vidrios opacos a los rayos X poseen preferentemente un índice de refracción de 1,51-1,55, el  $\text{YbF}_3$  posee un índice de refracción de 1,545 y el índice de refracción de los materiales de carga restantes, por ejemplo, los materiales de carga orgánico-inorgánicos se encuentra preferentemente en el intervalo de 1,48 a 1,54.

Además de los materiales de carga mencionados, los materiales pueden contener materiales de carga con un tamaño de partícula preferentemente < 50 nm, de forma particularmente preferida < 40 nm. El tamaño de partícula se encuentra preferentemente en el intervalo comprendido entre 10 y 50 nm y de forma particularmente preferida entre 10 y 40 nm.

Estos materiales de carga no dispersan la luz visible debido a su pequeño tamaño de partícula y, por lo tanto, no tienen influencia sobre la translucidez. Ejemplos preferidos de estos materiales de carga son ácido silícico pirógeno y ácido silícico precipitado. Estos poseen un índice de refracción de aproximadamente 1,46.

- 5 Los materiales de carga están preferentemente modificados superficialmente, de forma más preferida mediante silanización, en particular con 3-metacrililoiloxipropiltrimetoxisilano. La silanización no tiene ninguna influencia medible sobre el índice de refracción del material de carga.

10 Los materiales dentales según la invención muestran una disminución de la translucidez en la polimerización, que es atribuible a un aumento en la diferencia entre los índices de refracción de la matriz polimerizable y el material de carga. Esto requiere ajustar los índices de refracción del o de los monómeros y del material de carga. El tipo, la cantidad y el índice de refracción del monómero o de la mezcla de monómeros y del material de carga o de los materiales de carga se eligen preferentemente de forma que el material antes de la polimerización presente una translucidez del 15 al 80%, preferentemente del 20 al 75%. Para determinar la translucidez de los materiales endurecidos, se producen cuerpos de ensayo poliméricos o de materiales compuestos (discos redondos con un diámetro de 20 mm y un espesor de 1 mm) y se miden colorimétricamente en un espectrofotómetro (medición de color en transmisión, longitud de onda 360-740 nm). Para materiales no endurecidos, la pasta de material compuesto o la mezcla de monómeros se mide colorimétricamente en una cubeta de vidrio con un espesor de capa de 1 mm. Preferentemente, se utiliza el espectrofotómetro CM-5 de Minolta para determinar la translucidez.

20 Los materiales dentales según la invención contienen preferentemente del 20 al 80% en peso, de forma particularmente preferida del 40 al 80% en peso de vidrio o vidrios opacos a los rayos X. El fluoruro de iterbio se utiliza preferentemente en una cantidad comprendida entre el 0 y el 40% en peso, de forma particularmente preferida del 0 al 30% en peso, los óxidos mixtos preferentemente en una cantidad comprendida entre el 0 y el 70% en peso, de forma particularmente preferida del 0 al 40% en peso. Los materiales de carga orgánico-inorgánicos, denominados materiales compuestos de relleno o isorrelenos, se utilizan preferentemente en una cantidad comprendida entre el 0 y el 50% en peso y de forma particularmente preferida del 0 al 30% en peso. Son muy particularmente preferidos los materiales que contienen del 49 al 61% en peso de vidrios o vidrios opacos a los rayos X, del 2,5 al 6% en peso de  $\text{YbF}_3$ , del 0 al 10% en peso de óxido(s) mixto(s) y del 7 al 17% en peso de isorrelenos. La cantidad total de todos los materiales de carga se encuentra preferentemente en el intervalo del 5 al 90% en peso, de forma particularmente preferida del 10 al 85% en peso y de la forma más preferida del 40 al 80% en peso. Todas las cantidades se refieren a la masa total del material.

35 Cuando se utilizan mezclas de los materiales de carga mencionados, la relación de peso de los vidrios opacos a los rayos X con respecto al fluoruro de iterbio se encuentra preferentemente en el intervalo de 10:0 a 10:2, la relación de peso de los vidrios opacos a los rayos X con respecto a los óxidos mixtos en el intervalo de 10:0 a 10:5, y la relación de peso de los vidrios opacos a los rayos X con respecto a los materiales de carga orgánico-inorgánicos en el intervalo de 10:0 a 1:1. Son particularmente preferidas las mezclas de materiales de carga que contienen por lo menos el 50% en peso de por lo menos un vidrio opaco a los rayos X, con respecto a la masa total de los materiales de carga.

40 Las composiciones según la invención se endurecen preferentemente mediante irradiación con luz azul (intervalo de longitud de onda de 400-500 nm), preferentemente mediante irradiación con una lámpara LED o una lámpara halógena. Para este fin, los materiales contienen preferentemente por lo menos un fotoiniciador que es activo en el intervalo de longitud de onda especificado.

45 Los fotoiniciadores preferidos son los fotosensibilizantes, especialmente  $\alpha$ -dicetonas, tales como 9,10-fenantrenoquinona, 1-fenilpropano-1,2-diona, diacetilo o 4,4'-diclorobencilo o derivados de los mismos, en particular preferentemente canforquinona (CC) y sus derivados, y mezclas de los mismos.

50 Los fotoiniciadores se utilizan preferentemente en combinación con aceleradores. Como aceleradores son particularmente adecuados aminas terciarias, tales como, por ejemplo, aminas terciarias aromáticas, en particular N,N-dialquil-anilinas, -p-toluidinas o -3,5-xilidinas, p-(N,N-dialquilamino)-feniletanol, derivados de ácido p-(N,N-dialquilamino)-benzoico, p-(N,N-dialquilamino)-benzaldehído, ésteres del ácido p-(N,N-dialquilamino)-fenilacético y ésteres del ácido p-(N,N-dialquilamino)-fenilpropiónico. Ejemplos concretos de los mismos son N,N-dimetilanilina, N,N-dimetil-p-toluidina, N,N,3,5-tetrametil-anilina, N,N-dimetilamino-p-benzaldehído, éster etílico del ácido p-(dimetilamino)-benzoico o p-(dimetilamino)-benzonitrilo. También son adecuadas aminas alifáticas terciarias, tales como, por ejemplo, tri-n-butilamina, dimetilaminoetan-2-ol, trietanolamina, metacrilato de dimetilaminoetilo, N,N-dimetilbencilamina o aminas heterocíclicas, por ejemplo 1,2,2,6,6-pentametilpiperidina y derivados de aminoácidos tales como N-fenilglicina.

60 En composiciones que contienen monómeros ácidos, tales como, por ejemplo, materiales compuestos autoadhesivos, se utilizan preferentemente aceleradores desprovistos de aminas, por ejemplo, ácidos sulfínicos y sulfinatos, boratos, enolatos, fosfinas u otros compuestos que contienen hidrógenos activos, por ejemplo, compuestos heterocíclicos tales como derivados de morfina o 1,3-dioxolanos.

65 Los fotoiniciadores particularmente preferidos son compuestos de acil- o bisacil-germanio, en particular los

compuestos de monoacil-trialquil- y bisacialdialquil-germanio que se describen en el documento EP 1 905 413 A1, tales como, por ejemplo, benzoiltrimetilgermanio, bisbenzoildietilgermanio o bis(4-metoxibenzoil)-dietilgermanio. Los compuestos de acil- y bisacil-germanio tienen la ventaja de que se decoloran después de la irradiación (efecto de blanqueo) y, por lo tanto, no perjudican la transparencia de los materiales curados. Además, se trata de fotoiniciadores monomoleculares, es decir, que no necesitan un acelerador para alcanzar su actividad completa.

Otros fotoiniciadores particularmente preferidos son óxidos de acil- o bisacil-fosfina, en particular los compuestos descritos en los documentos EP 0 007 505, EP 0 073 413, EP 0 184 095 y EP 0 615 980. Ejemplos preferidos son los compuestos comercialmente disponibles óxido de 2,4,6-trimetilbenzoildifenilfosfina (Lucirin® TPO, BASF) y óxido de bis(2,4,6-trimetilbenzoil)fenilfosfina (Irgacure® 819, Ciba). Los óxidos de acil- y bisacil-fosfina también pertenecen al grupo de fotoiniciadores monomoleculares y se caracterizan por una absorción propia reducida.

Opcionalmente, las composiciones que se utilizan según la invención pueden contener otros aditivos, sobre todo estabilizantes, tales como, por ejemplo, estabilizantes de la polimerización, colorantes, principios activos antibacterianos, aditivos donantes de iones fluoruro, abrillantadores ópticos, agentes fluorescentes, absorbentes de rayos UV, sustancias para mejorar la resistencia a la rotura y/o agentes de efecto.

Los materiales dentales según la invención poseen preferentemente una fotosensibilidad superior a 60 s, de forma más preferida de 80 s a 300 s. Por fotosensibilidad se entiende al tiempo durante el cual los materiales pueden procesarse sin endurecimiento prematuro por la luz ambiental, tal como, por ejemplo, la lámpara quirúrgica del dentista. La fotosensibilidad se determina según la norma ISO 4049: 2000: "Dentistry - Polymer-based filling, restorative and luting materials". Para este fin, una muestra de material se irradia con una lámpara de xenón a 8000 lx hasta que comienza la polimerización. La fotosensibilidad es el tiempo en segundos hasta el inicio de la polimerización. En caso de una fotosensibilidad de 60 s, el material comienza a curarse después de 60 s bajo la lámpara de xenón. La fotosensibilidad se puede ajustar mediante la adición de inhibidores de la polimerización, preferentemente de inhibidores anaerobios.

Además, los materiales dentales según la invención tienen preferentemente una opacidad a los rayos X del 100% al 500% de Al, de forma más preferida de 150% a 300% de Al. La opacidad a los rayos X también se determina según la norma ISO 4949 mencionada anteriormente. A este respecto, una muestra de ensayo del material dental polimerizado se fotografía junto con una escalera de aluminio con una altura de peldaño de 1 mm con una cámara de rayos X. Se compara el grado de negrura de las imágenes y se indica la opacidad a los rayos X en % de Al, correspondiendo el 100% de opacidad a los rayos X al grado de negrura de 1 mm de aluminio. La opacidad a los rayos X se puede ajustar mediante la cantidad de materiales de carga opacos a los rayos X, tales como vidrios opacos a los rayos X o el fluoruro de iterbio (III). La opacidad a los rayos X es una característica clínica importante de los materiales compuestos de relleno que permite al dentista, por ejemplo, reconocer rellenos a partir de fotografías de rayos X.

Los materiales dentales según la invención contienen:

- (1) del 5 al 40% en peso y preferentemente del 5 al 25% en peso de monómero(s) polimerizable(s) por radicales polifuncional(es) (A),
- (2) del 2 al 15% en peso y preferentemente del 3 al 10% en peso de monómero(s) polimerizable(s) por radicales monofuncional(es) (B),
- (3) del 0,1 al 3,0% en peso y preferentemente del 0,1 al 2,0% en peso de fotoiniciador (C),
- (4) del 10 al 85% en peso y preferentemente del 40 al 80% en peso de material(es) de carga, y opcionalmente
- (5) del 0,1 al 5,0% en peso, preferentemente del 0,1 al 2,0% en peso y de forma muy particularmente preferida del 0,2 al 1,5% en peso de aditivo(s).

Todos los datos presentados en el presente documento se refieren a la masa total del material dental, a menos que se indique lo contrario. La cantidad de material de carga comprende la cantidad total de todos los materiales de carga, definiéndose las cantidades de componentes de materiales de carga individuales tal como anteriormente.

Son particularmente preferidos aquellos materiales dentales que están constituidos por las sustancias mencionadas. Además, son preferidos aquellos materiales en los que las sustancias individuales se seleccionan en cada caso entre las sustancias preferidas y particularmente preferidas mencionadas anteriormente.

Los materiales dentales según la invención son particularmente adecuados como cementos dentales, materiales compuestos de relleno, materiales de recubrimiento y de revestimiento, y como materiales para la producción de incrustaciones intracoronarias (del inglés, *inlay*), incrustaciones extracoronarias (del inglés, *onlay*), coronas y puentes, de forma muy particular como los denominados materiales compuestos de relleno masivo. Por materiales compuestos de relleno masivo se entiende materiales de relleno dentales que pueden endurecerse con luz incluso en el caso de espesores de capa superiores a 3 mm, preferentemente superiores a 4 mm y en particular de 4-5 mm. Permiten la



producción incluso de grandes rellenos dentales con solo 1 a 2 capas.

Los materiales dentales son adecuados principalmente para utilización intrabucal por parte del dentista para la restauración de dientes dañados (materiales clínicos). Pero también se pueden usar de forma extrabucal, por ejemplo, en la fabricación o la reparación de restauraciones dentales (materiales técnicos).

La invención se explicará con más detalle a continuación con referencia a ejemplos.

### Ejemplos de realización

#### Ejemplos 1 a 3:

##### Producción de materiales compuestos fotoendurecibles

Se produjeron materiales compuestos con las mezclas de monómeros descritas en la tabla 1. Las composiciones de los materiales compuestos se proporcionan en la tabla 2. Los componentes se mezclaron entre sí con un amasador (Linden) o un mezclador (Speedmixer, FlackTek Inc.). Para determinar la traslucidez de los materiales compuestos se produjeron en cada caso cuerpos de ensayo endurecidos (redondos, Ø 20 mm, h = 1 mm) y se midieron colorimétricamente utilizando un espectrofotómetro (espectrofotómetro CM-5, Minolta). La polimerización se realizó con una lámpara LED (Bluephase, Ivoclar Vivadent AG, 10 s a 1000 mW/cm<sup>2</sup>). La medición de la resistencia a la flexión y la profundidad del endurecimiento se realizaron según la norma ISO 4049: 2009: Odontología - Materiales de restauración basados en polímeros. La contracción de polimerización (% en volumen) se determinó según la norma ISO 17304: 2013. El módulo de flexión se calculó a partir de la pendiente de la curva de medición de la resistencia a la flexión de una forma conocida. Las propiedades determinadas de las pastas de materiales compuestos se resumen en la tabla 3.

El ejemplo 1 muestra que se pueden producir materiales compuestos endurecidos con una traslucidez reducida (alta opacidad) con una gran profundidad de endurecimiento a partir de pastas de materiales compuestos con alta traslucidez. El ejemplo 2 muestra que el efecto de la disminución de la traslucidez en la polimerización puede mejorarse significativamente mediante la adición de un material de carga de vidrio refractario profundo (G018-090). El material compuesto del ejemplo 3 presenta una combinación ventajosa de propiedades.

Tabla 1: Composición de las mezclas de monómeros (datos en % en peso)

Componente	Nº 1	Nº 2	Nº 3
Metacrilato de p-cumilfenol etoxilado (CMP-1E)	20%	20%	20%
Dimetacrilato de bisfenol A con 3 grupos etoxi (SR-348C) <sup>1)</sup>	48,95%	11,8%	48,563%
Bis-GMA	20%	23,8%	20%
Dimetacrilato de uretano (UDMA)	-	23,5%	-
Bis(3-metacriloloximetil)-tríciclo[5.2.1.0 <sup>2,6</sup> ]decano (TCP)	10%	-	10%
2,2-Bis[4-(2-metacriloxipropoxi)-fenil]propano <sup>2)</sup>	-	20%	-
Canforquinona	0,2%	0,2%	0,2%
Éster etílico del ácido (4-dimetilamino)benzoico (EMBO)	0,8%	0,8%	0,8%
Bis(4-metoxibenzoil)diethylgermano <sup>3)</sup>	0,05%	0,1%	0,05%
Estabilizante, aditivos	-	-	0,387%
Índice de refracción de la mezcla (no endurecida)	1,5416	1,5308	1,5416
Índice de refracción de la mezcla (endurecida)	1,5683	1,550	1,5683
<sup>1)</sup> CAS 41637-38-1			
<sup>2)</sup> CAS 24447-72-1			
<sup>3)</sup> CAS 1469766-31-1 (Ivocerin®, Ivoclar Vivadent AG)			

Tabla 2: Composición de los compuestos (datos en % en peso)

Componente	Ej. 1	Ej. 2	Ej. 3
Mezcla de monómeros 1	25%	-	-
Mezcla de monómeros 2	-	30%	-
Mezcla de monómeros 3	-	-	30%
Material de carga de vidrio de silicato de aluminio y bario (Ø = 1,5 µm) <sup>1)</sup>	75%	60%	18%
Material de carga de vidrio de silicato de aluminio y estroncio (Ø = 1,0 µm) <sup>2)</sup>	-	10%	-
Material de carga de vidrio de silicato de aluminio y bario (Ø = 8 µm) <sup>1)</sup>	-	-	36%
Fluoruro de iterbio (YbF <sub>3</sub> )	-	-	4%
Material compuesto particulado (Ø = 30 µm) <sup>3)</sup>	-	-	12%
<sup>1)</sup> Vidrio dental GM 27884 (Schott), índice de refracción = 1,53 (Ø = tamaño de partícula promedio, promedio en peso)			
<sup>2)</sup> Vidrio dental G018-090 (Schott), índice de refracción = 1,50			

## ES 2 745 272 T3

Componente	Ej. 1	Ej. 2	Ej. 3
<sup>3)</sup> Material compuesto molido polimerizado constituido por una matriz monomérica, material de carga de vidrio GM27884 e YbF <sub>3</sub> ; índice de refracción = 1,53			

Tabla 3: Propiedades de los materiales compuestos

Ej.	Profundidad de endurecimiento	Transparencia			Resistencia a la flexión	Módulo de flexión	$\Delta V_P$ <sup>1)</sup>
		antes de la polimerización	10 min después de la polimerización	24 h después de la polimerización			
1	6,8 mm <sup>2)</sup>	46,3%	9,5%	9,2%	-	-	-
2	8,2 mm <sup>2)</sup>	41,3%	10,7%	-	-	-	-
3	8,07 mm <sup>2)</sup>	31%	10,07%	9,89%	117,2 MPa	8,6 GPa	3,48%

<sup>1)</sup>  $\Delta V_P$  = Contracción de polimerización según la norma ISO17304:2013  
<sup>2)</sup> Valor medido

## REIVINDICACIONES

1. Material dental polimerizable por radicales, que comprende
- 5 (1) del 5 al 40% en peso de por lo menos un monómero (A) polifuncional polimerizable por radicales,  
 (2) del 2 al 15% en peso de por lo menos un monómero (B) monofuncional polimerizable por radicales,  
 (3) del 0,1 al 3,0% en peso de por lo menos un fotoiniciador (C) para la polimerización por radicales y  
 (4) del 10 al 85% en peso de material(es) de carga,
- 10 caracterizado por que el material dental contiene un material de carga (D) y la mezcla de monómeros (A) y (B) presenta un índice de refracción de 1,50 a 1,70 y por que el índice de refracción de la mezcla de monómeros antes del endurecimiento corresponde al índice de refracción del material de carga (D) o es superior en hasta 0,013 y después del endurecimiento es superior al índice de refracción del material de carga (D) en por lo menos 0,02, y
- 15 el material dental, con respecto a la cantidad total de material de carga, contiene
- del 0 al 15% en peso de material de carga (E), cuyo índice de refracción es de 0,02 a un máximo de 0,155 inferior al índice de refracción de la mezcla de monómeros (A) y (B),
  - 20 - del 0 al 10% en peso de material de carga, que no dispersa la luz visible y que no influye en la translucidez y
  - como máximo el 15,5% en peso de material de carga (F), que no se encuentra dentro de ninguna de estas categorías.
- 25 2. Material dental según la reivindicación 1, que contiene, como componente (B), metacrilato, metacrilato de metilo, de etilo, de 2-hidroxietilo, de butilo, de bencilo, de tetrahidrofurfurilo o de isobornilo, fenoxietilenglicolmetacrilato de p-cumilo (CMP-1E) o una mezcla de los mismos.
- 30 3. Material dental según la reivindicación 1 o 2, que contiene, como componente (A), por lo menos un metacrilato polifuncional, dimetacrilato de bisfenol-A, 2,2-bis[4-(2-hidroxi-3-metacrililoiloxipropil)fenil]propano (bis-GMA; un producto de adición de ácido metacrílico y bisfenol-A-diglicidiléter), dimetacrilato de bisfenol-A etoxilado o propoxilado, 2-[4-(2-metacrililoiloxietoxi)fenil]-2-[4-(2-metacrililoiloxietoxi)fenil]-propano), 2,2-bis[4-(2-metacrililoiloxietoxi)fenil]propano, 1,6-bis-[2-metacrililoiloxietoxicarbonilamino]-2,2,4-trimetilhexano (UDMA; un producto de adición de metacrilato de 2-hidroxietilo y diisocianato de 2,2,4-trimetilhexametileno), dimetacrilato de di-, tri- o tetraetilenglicol, trimetacrilato de trimetilolpropano, tetrametracrilato de pentaeritritol, di- o trimetracrilato de glicerina, dimetacrilato de 1,4-butanodiol, dimetacrilato de 1,10-decanodiol (D<sub>3</sub>MA), dimetacrilato de 1,12-dodecanodiol o bis-(3-metacrililoiloximetil)tricciclo-[5.2.1.0<sup>2,6</sup>]decano o una mezcla de los mismos.
- 35 4. Material dental según una de las reivindicaciones anteriores, que contiene exclusivamente monómeros con un índice de refracción de 1,50 a 1,70 como componente (A) y/o componente (B).
- 40 5. Material dental según una de las reivindicaciones anteriores, que comprende por lo menos un monometacrilato de baja volatilidad, preferentemente en una cantidad comprendida entre el 5 y el 30% en peso, por lo menos un metacrilato difuncional de alta viscosidad, preferentemente en una cantidad comprendida entre el 5 y el 50% en peso, y por lo menos un dimetacrilato de baja viscosidad, preferentemente en una cantidad comprendida entre el 5 y el 30% en peso, refiriéndose los porcentajes, en cada caso, a la masa total de la mezcla de monómeros.
- 45 6. Material dental según una de las reivindicaciones anteriores, que comprende un material de carga (E), cuyo índice de refracción es entre 0,03 y 0,055 inferior al índice de refracción de la mezcla de los monómeros (A) y (B).
- 50 7. Material dental según la reivindicación 6, en el que la proporción del material de carga (E) en la cantidad total de materiales de carga está comprendida entre el 1 y el 5% en peso.
8. Material dental según una de las reivindicaciones anteriores, que contiene, con respecto a la cantidad total de materiales de carga, del 0 al 9,7% en peso de material de carga (F), que no se encuentra dentro de ninguna de estas categorías.
- 55 9. Material dental según la reivindicación 8, en el que el índice de refracción del material de carga (F) adicional es superior al índice de refracción de la mezcla de monómeros (A) y (B) en como máximo 0,055.
- 60 10. Material dental según una de las reivindicaciones anteriores, que comprende como material de carga un vidrio en polvo opaco a los rayos X con un tamaño de partícula promedio comprendido entre 0,01 y 15 µm, un material de carga opaco a los rayos X, trifluoruro de iterbio, un óxido mixto de SiO<sub>2</sub>, ZrO<sub>2</sub>, ZnO y/o TiO<sub>2</sub>, óxido de tantalio (V) nanoparticulado, sulfato de bario, un óxido mixto de SiO<sub>2</sub> con óxido de iterbio (III) u óxido de tantalio (V), ácido silícico pirógeno o ácido silícico precipitado, un polvo de polímero orgánico, material de carga orgánico-inorgánico o una mezcla de los mismos.
- 65

11. Material dental según una de las reivindicaciones anteriores, que comprende como componente (C)

- 5
- una  $\alpha$ -dicetona, 9,10-fenantrenoquinona, 1-fenilpropano-1,2-diona, diacetilo o 4,4'-diclorobencilo o un derivado del mismo, canforquinona (CQ) o un derivado de la misma, opcionalmente, en combinación con un acelerador o una mezcla de los mismos y/o
  - un compuesto de acil- o bisacil-germanio y/o
- 10
- un óxido de acil- o bisacil-fosfina.

12. Material dental según una de las reivindicaciones anteriores, que contiene como componente adicional por lo menos un aditivo que es seleccionado de entre estabilizantes, estabilizantes de la polimerización, colorantes, principios activos antibacterianos, aditivos liberadores de iones fluoruros, abrillantadores ópticos, agentes fluorescentes, absorbentes UV, sustancias para mejorar la tenacidad a la fractura y/o agentes de efecto.

15

13. Material dental según una de las reivindicaciones anteriores, que contiene

- 20
- (1) del 5 al 25% en peso de monómero(s) polimerizable(s) por radicales polifuncional(es) (A),
  - (2) del 3 al 10% en peso de monómero(s) polimerizable(s) por radicales monofuncional(es) (B),
  - (3) del 0,1 al 2,0% en peso de fotoiniciador (C),
  - (4) del 40 al 80% en peso de material(es) de carga y opcionalmente,
  - (5) del 0,2 al 1,5% en peso de aditivo(s).

25

14. Material dental según una de las reivindicaciones anteriores para su utilización como cemento dental, material compuesto de relleno, material de recubrimiento, material de revestimiento o material compuesto de relleno masivo.

15. Utilización de un material dental según una de las reivindicaciones 1 a 13 para la fabricación de incrustaciones introcoronarias, incrustaciones extracoronarias, coronas o puentes.