

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 524 328**

51 Int. Cl.:

A61K 6/083 (2006.01)

A61K 6/09 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **15.10.2004 E 04795410 (2)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **01.10.2014 EP 1677741**

54 Título: **Procedimiento y dispositivo dental**

30 Prioridad:

16.10.2003 US 685652

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

05.12.2014

73 Titular/es:

**DENTSPLY INTERNATIONAL INC. (100.0%)
570 West College Avenue P.O. Box 872
York, PA 17405-0872, US**

72 Inventor/es:

**BENJAMIN, SUN y
LICHKUS, ANDREW M.**

74 Agente/Representante:

ÁLVAREZ LÓPEZ, Sonia

ES 2 524 328 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

Procedimiento y dispositivo dental.

- 5 La presente invención se refiere a un procedimiento para fabricar un dispositivo dental conformando un primer y un segundo material dental polimerizable de tipo cera para formar un dispositivo dental polimerizable. Se conocen procedimientos genéricos a partir de los documentos US 2003/0190585 y US 2003/0113689.

DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LA INVENCION

- 10 Las composiciones útiles de acuerdo con la invención pueden incluir adicionalmente, cargas, pigmentos, estabilizadores, plastificantes y fibras. Preferiblemente, estas composiciones dentales polimerizables incluyen del 2 al 95 por ciento en peso de partículas de carga. Más preferiblemente, estas composiciones incluyen aproximadamente del 10 al 85 por ciento en peso de carga. Los nanocompuestos y las cerámicas pueden estar
15 formadas por estos compuestos. Las cargas incluyen, preferiblemente, cargas particuladas tanto orgánicas como inorgánicas para reducir adicionalmente la contracción de polimerización, mejorar la resistencia a la abrasión y modificar las propiedades mecánicas y físicas.

- 20 Los materiales dentales polimerizables similares a cera que son fotocurables incluyen preferiblemente un fotosensibilizador, por ejemplo, canforquinona, lucerina TPO o benzoína de metilo, que provoca la iniciación de la polimerización tras la exposición a longitudes de onda de activación; y/o un compuesto reductor, por ejemplo, una amina terciaria. Preferiblemente, en el material dental polimerizable se incluye un sistema catalítico de activación a temperatura ambiente o por calor. Por ejemplo, un peróxido capaz de producir radicales libres cuando se activa por
25 medio de un agente reductor a temperatura ambiente o por calentamiento. Los peróxidos preferidos incluyen peróxido de bencilo y peróxido de laurilo.

- La invención usa un material dental polimérico de alta resistencia formado mediante fotocurado de un material dental polimerizable conformado en al menos una porción de una base de dentadura o diente. El material dental polimerizable tiene un módulo de flexión de al menos 1,7 GPa (250.000 psi) y una resistencia a la flexión de al
30 menos 48,3 MPa (7.000 psi). Preferiblemente, una dentadura de la invención comprende una base de dentadura y un diente conectado íntegramente y que comprende un polímero que penetra entre la red de la matriz polimérica y al menos el 0,1 por ciento en peso de partículas autolubricantes que tienen un tamaño de partícula menor de 500 micrómetros distribuidas por la matriz polimérica y unidas a ella de forma eficaz. Preferiblemente, la conexión integral de la base de dentadura y un diente es eficazmente mayor que una resistencia a la unión de 30,9 MPa
35 (4,480 psi).

- "Material de tipo cera", como se usa en el presente documento, se refiere a un material que es fluido (líquido) por encima de 40 °C y se vuelve dimensionalmente estable (solidifica: es decir, no está en estado líquido) al menos a 23 °C y por debajo, en el transcurso de 5 minutos. Por lo tanto, un material de tipo cera es fluido cuando está a 40 °C y por encima, y se vuelve dimensionalmente estable cuando está a 23 °C y por debajo. El material de tipo cera fluido que tiene una temperatura de 100 °C a 40 °C, se vuelve dimensionalmente estable en el transcurso de 5 minutos por enfriamiento mediante exposición a una temperatura ambiente entre 23 °C y 0 °C. El material de tipo cera fluido que tiene una temperatura de 100 °C a 40 °C se vuelve dimensionalmente estable en el transcurso de (en orden
40 creciente de preferencia) 2, 1, 0,5 ó 0,3 minutos por enfriamiento mediante exposición a una temperatura ambiente entre 23 °C y 0 °C.

- "Material polimérico dental de alta resistencia", como se usa en el presente documento, se refiere a un material que tiene una matriz polimérica que posee un módulo de flexión de al menos 1,7 GPa (250.000 psi) y una resistencia a la flexión de al menos 34,5 MPa (5.000 psi). Opcionalmente, el material polimérico dental de alta resistencia incluye una carga de refuerzo. Sin embargo, la matriz polimérica sola (sin ninguna carga de refuerzo) tiene un módulo de flexión de al menos 1,7 GPa (50.000 psi) y una resistencia a la flexión de al menos 34,5 MPa (5.000 psi). Preferiblemente, el material polimérico dental de alta resistencia tiene una matriz polimérica que posee un módulo de flexión de al menos 2,1 GPa (300.000 psi) y una resistencia a la flexión de al menos 48,3 MPa (7.000 psi). Más preferiblemente, el material polimérico dental de alta resistencia en un orden de preferencia creciente, tiene una
50 matriz polimérica que posee un módulo de flexión de al menos 2,4 GPa (350.000 psi) y una resistencia a la flexión de al menos 82,7 MPa (2.000 psi). Los dientes artificiales y la base de dentadura, fabricados ambos de un material polimérico dental de alta resistencia, se conectan de forma integral en productos dentales incluyendo dentaduras completas, dentaduras parciales y puentes durante la polimerización del material dental polimerizable.

- 60 "Resistencia a la flexión y módulo de flexión", como se usan en el presente documento, se refieren a los resultados de las pruebas de acuerdo con la Norma ASTM D790 (1997). "Resistencia al impacto en probeta entallada", como se usa en el presente documento, también se denomina como "resistencia al impacto en probeta entallada Izod" y se refiere a los resultados de pruebas de acuerdo con la Norma ASTM D256 (1997). "Resistencia al impacto en probeta no entallada", como se usa en el presente documento, se refiere a los resultados de pruebas de acuerdo con la

Norma ASTM D4812 (1993).

5 En los siguientes ejemplos, a menos que se indique otra cosa, todas las partes y porcentajes son en peso; Lucerina TPO se refiere a óxido de 2,4,6-trimetilbenzoildifenilfosfina fabricado por BASF, y la unidad de fotocurado visible usada fue una unidad de fotocurado visible Eclipse, vendida por Dentsply International, que proporciona aproximadamente 30 milivatios/cm² a partir de 350 a 450 nm de luz.

PREPARACIÓN 1

10 Preparación de oligómero

15 Un reactor se cargó con 1176 gramos de trimetil-1,6-diisocianato-hexano (5,59 mol) y 1064 gramos de bisfenol A propoxilato (3,09 mol) en un flujo de nitrógeno seco y se calentó a aproximadamente 65 °C en una presión positiva de nitrógeno. A esta mezcla de reacción se le añadieron 10 gotas de catalizador dilaurato de dibutilestano. La temperatura de la mezcla de reacción se mantuvo entre 65 °C y 140 °C durante aproximadamente 70 minutos seguido de 10 gotas más de catalizador dilaurato de dibutilestano. Se formó un producto intermedio con extremo protegido de isocianato de tipo pasta viscosa y se agitó durante 100 minutos.

20 A este producto intermedio se le añadieron 662 gramos (5,09 mol) de metacrilato de 2-hidroxietilo y 7,0 gramos de BHT como un inhibidor durante un periodo de 70 minutos mientras que la temperatura de reacción se mantuvo entre 68 °C y 90 °C. Después de aproximadamente cinco horas de agitación por debajo de 70 °C, el calor se apagó y el oligómero se recogió del reactor en forma de un sólido flexible semi-translúcido y se almacenó en una atmósfera seca.

25 PREPARACIÓN 2

Preparación de monómero

30 Un matraz de reacción se cargó con 700 gramos de 1,6-diisocianatohexano y se calentó a aproximadamente 70 °C en una presión positiva de nitrógeno. A este reactor se le añadieron 1027 gramos de metacrilato de 2-hidroxietilo, 0,75 gramos de catalizador dilaurato de dibutilestano y 4,5 gramos de hidroxil tolueno butilado (BHT). La adición fue lenta y en un flujo de nitrógeno seco durante un periodo de dos horas. La temperatura de la mezcla de reacción se mantuvo entre 70 °C y 90 °C durante dos horas más seguido de la adición de 8,5 gramos de agua purificada. Una hora más tarde, el producto de reacción se descargó en forma de un líquido transparente en recipientes de plástico y se enfrió para formar un sólido de color blanco y se almacenó en una atmósfera seca.

PREPARACIÓN 3

Preparación del material de la placa de la base para dentadura polimerizable

40 Se preparó un material polimerizable fotocurable mediante agitación a 85 °C de un líquido de 98,0 gramos del oligómero TBDMA de la preparación 1, 0,35 gramos de óxido de 2,4,6-trimetilbenzoildifenilfosfina, (Lucerina TPO fabricado por BASF), 1,5 gramos de una solución que contenía canforquinona al 8,3% (CQ), 4-dimetilaminobenzoato de etilo al 25% (EDAB) y dimetacrilato de 1,6-hexanodiol al 66,7% (HDDMA), 0,1 gramos de fibras de acetato rojo y 0,05 gramos de pigmento.

PREPARACIÓN 4

Preparación del material del contorno de la dentadura de tipo cera polimerizable

50 Se preparó un material dental polimerizable de tipo cera fotocurable mediante la agitación a 85 °C de una mezcla líquida de 50,5 gramos del oligómero de la preparación 1, 45,0 gramos del monómero de la preparación 2 y 4,0 gramos de acrilato de estearilo de Sartomer. A esta mezcla se le añadieron 0,35 gramos de óxido de 2,4,6-trimetilbenzoildifenilfosfina (Lucerina TPO), 0,1 gramos de fibras de acetato rojo y 0,05 gramos de concentrados de pigmento. El material de tipo cera polimerizable formado se vuelve fluido de 65 °C a 68 °C.

PREPARACIÓN 5

Preparación del material preparación de dentadura polimerizable

60 Se preparó un material polimerizable fotocurable mediante la agitación a 85 °C de una mezcla líquida de 84,5 gramos del oligómero de la preparación 1 y 15,0 gramos del monómero de la preparación 2. A esta mezcla se le añadieron 0,35 gramos de óxido de 2,4,6-trimetilbenzoildifenilfosfina (Lucerina TPO), 0,1 gramos de fibras de acetato rojo y 0,05 gramos de pigmento.

PREPARACIÓN 6

Preparación de resina para dientes artificiales de tipo cera polimerizable

- 5 Se preparó un material dental polimerizable de tipo cera fotocurable mediante la agitación a 85 °C de una mezcla líquida de 50 gramos del oligómero de la preparación 1, 30,0 gramos del monómero de la preparación 2 y 20 gramos del monómero de la preparación 2. A esta mezcla se le añadieron 0,35 gramos de óxido de 2,4,6-trimetilbenzoildifenilfosfina (Lucerina TPO) y 0,05 gramos de concentrados de pigmento. El material de tipo cera polimerizable formado se vuelve fluido de 65 a 70 °C.

10

PREPARACIÓN 7

Preparación del monómero

- 15 Un matraz de reacción se cargó con 168 gramos de 1,6-diisocianatoheptano y se calentó a aproximadamente 70 °C en una presión positiva de nitrógeno. A este reactor se le añadieron 228 gramos de acrilato de 2-hidroxietilo, 0,12 gramos de catalizador dilaurato de dibutilestano y 0,86 gramos de hidroxitolueno butilado (BHT). La adición fue lenta y en un flujo de nitrógeno seco durante un periodo de dos horas. La temperatura de la mezcla de reacción se mantuvo entre 70 °C y 85 °C durante tres horas más seguido de la adición de 0,9 gramos de agua purificada. Una hora más tarde, el producto de reacción se descargó en forma de un líquido transparente en recipientes de plástico y se enfrió para formar un sólido de color blanco y se almacenó en una atmósfera seca.

20

PREPARACIÓN 8

- 25 Preparación del monómero

Un matraz de reacción se cargó con 47,7 gramos de isocianato de p-tolilo y se calentó a aproximadamente 46 °C en una presión positiva de nitrógeno. A este reactor se le añadieron 48,13 gramos de metacrilato de 2-hidroxietilo, 0,06 gramos de catalizador dilaurato de dibutilestano y 0,30 gramos de hidroxitolueno butilado (BHT). La adición fue en un flujo de nitrógeno seco durante un periodo de 40 minutos mientras que la temperatura de la mezcla de reacción se elevó a 78 °C y se mantuvo entre 72 °C y 78 °C durante 1,3 horas más. El producto de reacción se descargó en forma de un líquido transparente en un recipiente de plástico y se enfrió para formar un sólido de color blanquecino semi-opaco y se almacenó en una atmósfera seca.

30

35 EJEMPLOS 1A Y 1B

La tabla 1 muestra los componentes y la Tabla 2 muestra las propiedades de las composiciones de los ejemplos 1A a 1B. Las composiciones de los ejemplos 1A a 1B se prepararon mezclando los componentes mostrados en la Tabla 1 a 95 °C.

40

Tabla 1

	Ejemplo 1A (gramos)	Ejemplo 1B (gramos)
Dióxido de titanio	0,385	0
Oxido de hierro	0,0499	0,002
Mezcla de pigmentos rojo-pardo	0,0132	0,0012
Pigmento azul ultramarino	0	0,0028
Mezcla de color negro en seco	0,0134	0
Una mezcla de ZnO al 82,99 %, carbonato de magnesio al 16,18%, sulfato de litio al 0,62 % y azufre al 0,21%, (polvo sublimado). [Fósforo 115]	0,194	0,05
Éster del ácido tereftalato dihidroxi [FLU-L-BLU]	0,08	0,024
Monómero de la preparación 2	40,4	17,2
Monómero de la preparación 7	28,0	24,6
Monómero de la preparación 8		24,6
Oligómero de la preparación 1	68,16	41,6
Lucerina TPO	0,6	0,32
Canforquinona	0,32	0,212
Acrilato de N,N-dimetil-aminoneopentilo	1,11	0,74
Ácido metacrílico	0,55	0,368
Hidroxitolueno butilado	0,03	0,02
γ-metacriloxipropil-silano	0,39	0,26
Sílice pirógena silanizada*** (Si₂)	28,54	6
Vidrio de aluminoflurosilicato de bario silanizado (BAFG)**	228,39	168
Vidrio de aluminoflurosilicato de bario silanizado (BAFG)*	114,19	116
* Partículas de vidrio de bario que tienen un tamaño de partícula medio de aproximadamente 1 a aproximadamente 10 micrómetros.		
** Partículas de vidrio de bario que tienen un tamaño de partícula medio de aproximadamente 0,1 a aproximadamente 1 micrómetro.		
*** Sílice pirógena que tiene un tamaño de partícula medio de aproximadamente 0,01 a aproximadamente 0,04 micrómetros.		

5 Las propiedades físicas del material de los ejemplos 1A y 1B se ensayaron y los resultados se enumeraron en la tabla 2:

Tabla 2

Propiedad	Ejemplo 1A	Ejemplo 1B
Desgaste Localizado - mm ³	0,021	
Resistencia a la Flexión -(psi) MPa	(19.600) 135,8	(17.330) 119,5
Módulo de Flexión -(kpsi) GPa	(1.625) 11,2	(1.580) 10,9
Resistencia a la Compresión - MPa	358**	
Absorción de Agua - µg/mm ³	14,9	
** La resistencia a la compresión se midió usando una carga celular 50 kN ajustada para funcionar a 2.000 libras con una velocidad de cruceta a 2 pulgadas (50,8 mm)/por minuto. Se prepararon especímenes de muestra de resistencia a la compresión siguiendo el procedimiento de la patente de Estados Unidos 6.387.981. Cada compuesto se empaquetó en un tubo de vidrio de 4 mm de diámetro interno, tapado con tapones de caucho de silicona y comprimidos axialmente a aproximadamente 0,28 MPa durante 15 minutos, después se fotocuró durante 10 minutos en una unidad de fotocurado Eclipse (tensión a 37,5 V, sopladores al 80 por ciento). Las muestras curadas se cortaron en una sierra de diamante para formar tubos cilíndricos de 8 mm de largo, se almacenaron en agua destilada a 37 °C durante 24 horas y después se midieron para comprobar la resistencia a la compresión.		

10 Se usó una máquina de desgaste por abrasión cíclico a tres cuerpos (Leinfelder/Universidad de Alabama *in vitro*) para determinar la pérdida en volumen (mm cúbicos en 400.000 ciclos), como una medida de la resistencia al desgaste de las composiciones compuestas polimerizadas de los ejemplos 1A y 1B.

15 La absorción de agua de las composiciones compuestas polimerizadas de los ejemplos 1A y 1B se midió de acuerdo con la Norma ISO 4049. Las muestras se curaron durante 10 minutos en la unidad de fotocurado Eclipse (tensión a 37,5 V, sopladores al 80 % de 5:30-10:00 minutos).

La resistencia a la flexión y el módulo de flexión de las composiciones compuestas polimerizadas de los ejemplos 1A y 1B se midieron usando una prueba de flexión de tres puntos en una unidad de flexión Instron de acuerdo con la Norma ASTM D790 (1997). Las muestras se curaron en moldes metálicos en una unidad de fotocurado Eclipse durante 10 minutos (tensión a 37,5 V, sopladores al 80% de 5,5-10 minutos).

La composición del ejemplo 1A es dimensionalmente estable por debajo de 60 °C, comienza a ablandarse a 60 °C y se vuelve fluida según se calienta a menos de 1 grado por encima de 70 °C. La composición del ejemplo 1B es dimensionalmente estable por encima de 57 °C, comienza a ablandarse a 57 °C y se vuelve fluida según se calienta a menos de 1 grado por encima de 67 °C.

EJEMPLO 2-no según la invención

Fabricación continua de dientes

Dos discos de acero, cada uno tiene una cara cilíndrica externa con una secuencia de mitades de molde de diente en la misma. Los dos discos de acero giran de manera que estén en contacto a lo largo de sus caras cilíndricas externas. Las mitades de molde de diente correspondientes en cada disco se alinean, mientras que sus porciones de las caras cilíndricas externas están en contacto. Una lámina de material de tipo cera polimerizable a 60 °C, formada siguiendo el procedimiento de la preparación 6, se suministra continuamente entre las caras de alineación externas de los dos discos giratorios de acero, cada una a 37 °C. Las mitades de molde de diente correspondientes en cada disco conforman porciones de 0,5 g a 2 g del material de tipo cera polimerizable en dientes artificiales según giran en alineación entre sí.

EJEMPLO 3

Fabricación de dientes multicapa

Cada una de las dos mitades de molde de diente de acero tiene catorce mitades de moldes de dientes en las mismas. Las dos mitades de molde de diente (cada una a 37 °C) se sitúan en contacto, con los moldes de mitad de diente correspondientes alineados, y una lámina de material compuesto de tipo cera polimerizable (a 60 °C) situada entre las caras alineadas de las dos mitades de molde. El material compuesto de tipo cera polimerizable se forma siguiendo el procedimiento del ejemplo 1B. Las mitades de molde de diente correspondientes conforman porciones de 0,3 g del material compuesto de tipo cera polimerizable en cada uno de los esmaltes de los dientes artificiales según se alinean entre sí. Una mitad de molde de acero (sin esmaltes de dientes artificiales) se retira y en su lugar se emplea una mitad de molde de acero adicional (a 37 °C), de manera que las mitades de molde estén en contacto a lo largo de sus caras de molde externas. El molde de acero adicional también tiene catorce mitades de moldes de dientes en el mismo. Una lámina de material compuesto de tipo cera polimerizable a 60 °C, formada siguiendo el procedimiento del ejemplo 1A, se sitúa entre las dos mitades de molde. El material compuesto de tipo cera polimerizable se ve forzado a entrar en las cavidades del molde de dientes. Las mitades de molde de diente correspondientes conforman porciones de 1 g del material compuesto de tipo cera polimerizable (a 60 °C) en cada uno de los cuerpos de diente artificial. Cada cuerpo de diente artificial se combina con el esmalte en su cavidad de molde para formar un diente artificial de dos capas.

Los catorce dientes formados se sitúan en una base de dentadura moldeada de material preparado siguiendo el procedimiento de la preparación 3, y se fotocura repercutiendo luz sobre los mismos durante 60 segundos a partir de una unidad de fotocurado Spectrum 800 (vendida por Dentsply International Inc) seguido de curado durante 10 minutos en una unidad de fotocurado Triad 2000 (vendida por Dentsply International Inc). Las superficies adyacentes de los dientes y la base de dentadura se combinan durante la polimerización para formar una dentadura integral.

EJEMPLO 4

Fabricación de dientes continua multicapa

Cada uno de los dos discos de acero tiene una secuencia de catorce mitades de moldes de dientes en su cara cilíndrica externa. Los dos discos de acero (cada uno a 37 °C) giran de manera que estén en contacto a lo largo de sus caras cilíndricas externas, con las mitades de los moldes de dientes correspondientes alineadas, según se suministra continuamente una lámina de material compuesto de tipo cera polimerizable (a 60 °C) entre las caras alineadas de los dos discos. El material compuesto de tipo cera polimerizable se forma siguiendo el procedimiento del ejemplo 1 B. Las mitades de molde de diente correspondientes conforman porciones de 0,3 g del material compuesto de tipo cera polimerizable en cada uno de los esmaltes de dientes artificiales según se giran en alineación entre sí. Un disco de acero sin esmaltes de dientes artificiales se retira y se pone en su lugar un disco de acero adicional (a 37 °C), de manera que las mitades de molde estén en contacto a lo largo de sus caras de molde externas según se giran. El disco de acero adicional también tiene catorce mitades de moldes de dientes en el mismo. Una lámina de material compuesto de tipo cera polimerizable a 60 °C, formada siguiendo el procedimiento

5 del ejemplo 1 A, se suministra continuamente entre los dos discos. El material compuesto de tipo cera polimerizable se ve forzado a entrar en las cavidades del molde de dientes. Las mitades de molde de diente correspondientes conforman porciones de 1 g del material compuesto de tipo cera polimerizable (a 60 °C) en cuerpos de diente artificial. Cada cuerpo de diente artificial se combina con el esmalte en su cavidad de molde para formar un diente artificial de dos capas.

10 Los catorce dientes formados se sitúan en una base de dentadura moldeada de material preparado siguiendo el procedimiento de la preparación 4, y se fotocura repercutiendo luz sobre los mismos durante 10 minutos en una unidad de fotocurado Eclipse, vendida por Dentsply International Inc. Las superficies adyacentes de los dientes y la base de dentadura se combinan durante la polimerización para formar una dentadura integral.

EJEMPLO 5

Corona multicapa

15 Cada una de las dos mitades de molde de diente tiene catorce mitades de moldes de corona en las mismas. Las dos mitades de molde de diente (cada una a 37 °C) se sitúan en contacto, con la mitad de los moldes de corona correspondientes alineada, y una lámina de material compuesto de tipo cera polimerizable (a 60 °C) se sitúa entre las caras alineadas de las dos mitades de molde. El material compuesto de tipo cera polimerizable se forma
20 siguiendo el procedimiento del ejemplo 1 B. Las mitades de molde de diente correspondientes conforman porciones de 0,3 g del material compuesto de tipo cera polimerizable en cada uno de los esmaltes de coronas según se alinean entre sí. Una mitad de molde de acero (sin esmaltes de coronas) se retira y en su lugar se emplea una mitad de molde de acero adicional (a 37 °C), de manera que las mitades de molde estén en contacto a lo largo de sus
25 caras de molde externas. El molde de acero adicional también tiene catorce mitades de moldes de dientes en el mismo. Una lámina de material compuesto de tipo cera polimerizable a 60 °C, formada siguiendo el procedimiento del ejemplo 1 A, se sitúa entre las dos mitades de molde. El material compuesto de tipo cera polimerizable se ve obligado a entrar en las cavidades de molde de corona. Las mitades de molde de corona correspondientes conforman porciones de 1 g del material compuesto de tipo cera polimerizable (a 60 °C) en cada uno de los cuerpos
30 de corona. Cada cuerpo de corona se combina con el esmalte en su cavidad de molde para formar una corona de dos capas.

35 Durante el uso, la parte inferior del cuerpo de una corona se calienta para ablandarla. La corona se comprime y se sitúa sobre un diente preparado mediante corte y aplicando un adhesivo. La porción ablandada de la corona conforma la cara superior del diente preparado. La porción de esmalte de la corona retiene su forma. Después, la corona situada se fotocura.

REIVINDICACIONES

1. Un procedimiento para fabricar un dispositivo dental, que comprende:
- 5 (i) conformar un primer material dental polimerizable de tipo cera para formar una primera porción de un dispositivo dental polimerizable y conformar un segundo material dental polimerizable de tipo cera para formar una segunda porción de dicho dispositivo dental polimerizable, en el que dicho primer material dental polimerizable de tipo cera se conforma en un esmalte dental, en el que un material de tipo cera es un material con una fluidez por encima de 40 °C y se vuelve dimensionalmente estable al menos a y por debajo de 23 °C, en 5 minutos, y
- 10 (ii) polimerizar por fotocurado dicho primer y segundo material dental polimerizable de tipo cera para formar un dispositivo dental polimerizable de un material polimérico dental de alta resistencia que tiene un módulo de flexión de al menos 1,7 GPa (250.000 psi) y una resistencia a la flexión de al menos 48,3 MPa (7.000 psi) como se prueba de acuerdo con la Norma ASTM D790 (1997).
- 15 2. El procedimiento de la reivindicación 1, en el que dicho dispositivo dental polimerizable se selecciona entre el grupo que consiste en un puente, una dentadura completa y una dentadura parcial.
- 20 3. El procedimiento de la reivindicación 1, en el que dicho primer material dental polimerizable de tipo cera tiene una primera temperatura de fluidez, dicho segundo material dental polimerizable de tipo cera tiene una segunda temperatura de fluidez, y dicha primera temperatura de fluidez es eficazmente mayor que dicha segunda temperatura de fluidez.
- 25 4. El procedimiento de la reivindicación 1, en el que al menos uno de dicho primer y dicho segundo material dental polimerizable de tipo cera comprende una carga.