

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 759 566**

51 Int. Cl.:

A61C 13/20 (2006.01)

A61C 13/083 (2006.01)

C04B 35/16 (2006.01)

C04B 35/22 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **21.07.2009 PCT/EP2009/059359**

87 Fecha y número de publicación internacional: **28.01.2010 WO10010087**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **21.07.2009 E 09800047 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **11.09.2019 EP 2313024**

54 Título: **Cuerpo de cerámica-silicato poroso, restauración dental y su método de producción**

30 Prioridad:

21.07.2008 EP 08160834
28.10.2008 WO PCT/EP2008/064602
31.03.2009 EP 09156921

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
11.05.2020

73 Titular/es:

VITA ZAHNFABRIK H. RAUTER GMBH & CO. KG
(100.0%)
Spitalgasse 3
79713 Bad Säckingen, DE

72 Inventor/es:

THIEL, NORBERT;
DORN, MICHAEL;
BIBUS, JOACHIM;
GESKE, VILMA;
THOLEY, MICHAEL;
BOJEMÜLLER, ENNO y
HUBER, BIRGIT

74 Agente/Representante:

ARIAS SANZ, Juan

ES 2 759 566 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

Cuerpo de cerámica-silicato poroso, restauración dental y su método de producción

5 La presente invención se refiere a un cuerpo de cerámica-silicato poroso, un precursor de restauración dental, una restauración dental, un proceso para preparar un cuerpo de cerámica-silicato poroso, un proceso para preparar una restauración dental, y al uso del cuerpo de cerámica-silicato poroso de acuerdo con la invención.

10 En la industria dental, generalmente se hace una distinción en el campo CAD/CAM entre dos grupos diferentes de aplicaciones para miembros moldeados, como bloques, discos, etc.: cerámica para estructuras de armazones que se fusionan con cerámica, y cerámica o vitrocerámica para la llamada aplicación de tipo *chair-side*, es decir, bloques desde los cuales el dentista puede moler una restauración para el paciente en una visita con ellos, restauración que puede cementarse en el lugar en la misma visita después de haber sido completada e individualizada. Los materiales del armazón son bloques de cerámica densa o porosa, en donde los armazones hechos de cerámica porosa obtienen su forma y resistencia finales mediante un proceso de sinterización o infiltración de vidrio. La cerámica para la aplicación de tipo *chair-side* son bloques de cerámica densa o vitrocerámica, que deben tratarse posteriormente de forma mecánica (pulida) después de un proceso de rectificación o fresado, o someterse a un breve proceso de cocción para lograr la resistencia final (cocción de cristalización) o el acabado de la superficie (llamada cocción de glaseado).

20 El documento US-A-5106303 describe un bloque poroso a partir del cual se realiza una restauración, por ejemplo, una carilla, se puede preparar mediante rectificación o fresado. El bloque descrito consiste en cerámica de óxido, como ZrO_2 o Al_2O_3 estabilizados. La restauración se rectifica desde el bloque poroso con un factor de ampliación, que no se especifica, y posteriormente se realiza una sinterización densa. Entre otros, existe el inconveniente de que la restauración debe fusionarse con cerámica posteriormente.

30 El documento US-A-5775912 describe la preparación de una restauración a partir de un bloque poroso de feldespato o material de cerámica de carilla por medio de la tecnología CAD/CAM. La densidad teórica del bloque es inferior al 85 % de la densidad después de la sinterización densa. Sin embargo, la desventaja del método descrito es el hecho de que un factor de ampliación no está integrado en el proceso de rectificación y el material queda por fusionar con cerámica después de la sinterización densa. Asimismo, se describe que la estructura porosa debe estar soportada en un refractario, material altamente resistente a la temperatura durante la sinterización densa.

35 El documento US-B-6354836 describe un bloque poroso desde el cual se puede rectificar una restauración deseada a un tamaño ampliado, pero cerca de los contornos finales, y después, debe ser sometida a sinterización densa. El bloque consta de ZrO_2 , Al_2O_3 , cerámica de óxido general o vitrocerámica. La desventaja del proceso descrito es que el bloque exhibe contracción isotrópica, es decir, contracción igual en las tres direcciones en el espacio, durante la sinterización. Asimismo, la cerámica de óxido en general todavía debe estar fusionada con cerámica, como en el caso de ZrO_2 y Al_2O_3 .

40 El documento US-A-6106747 describe un proceso para soportar estructuras porosas durante la sinterización densa. Esto implica la preparación de una estructura de soporte, preferentemente del mismo material que la restauración porosa por sinterizar, que tiene la misma contracción durante la sinterización. La restauración porosa se apoya en esta estructura durante la sinterización. La estructura porosa puede haber sido rectificada a partir de bloques, bloques de cerámica de óxido, o consistir en materiales aplicados a partir de una suspensión o barbotina, tales como materiales de óxido para infiltración de vidrio o materiales de feldespato. La desventaja de este proceso es que los restos de la estructura de soporte deben eliminarse después de la sinterización densa, y que las superficies de la restauración pueden ser atacadas durante dicha eliminación. Por lo tanto, un material para la sinterización densa que no requiere un soporte estabilizador de forma es más ventajoso.

50 El documento US 6.126.732 A divulga un cuerpo de cerámica-silicato poroso.

55 La ventaja de la cerámica para el proceso de tipo *chair-side* es el hecho de que se proporciona rápidamente al paciente una corona estéticamente exigente. La desventaja reside en el procesamiento. Dado que estos materiales son muy sólidos porque son densos, es decir, apenas o nada porosos, el proceso de rectificación implica un gasto de tiempo significativo. Asimismo, los dispositivos de rectificación o las máquinas de fresado se desgastan muy rápidamente debido a la dureza relativamente alta, y existe el riesgo de que se escapen/se partan piezas pequeñas, también conocido como "astillado", particularmente en las finas regiones marginales de la restauración.

60 El tratamiento posterior de la superficie de restauración, es decir, la eliminación de las marcas de rectificación y pulido de las superficies para lograr un brillo similar al de un diente, también requiere un gasto de tiempo significativo, y los instrumentos para pulir también están sometidos a un gran desgaste.

65 Por lo tanto, un objeto de la invención es proporcionar un cuerpo que evite los inconvenientes mencionados. Otro objeto es proporcionar un proceso para preparar un cuerpo de este tipo.

El objeto de la invención se logra mediante un cuerpo de cerámica-silicato poroso según la reivindicación 1. En las reivindicaciones dependientes se definen las realizaciones ventajosas.

5 La densidad deseada del miembro moldeado poroso se define por el material (propiedades químicas) y los parámetros de rectificación o fresado de la máquina por emplear (parámetros físicos). Dependiendo del sistema de rectificación o fresado, el miembro moldeado debe ajustarse a un intervalo de densidad particular para garantizar un procesamiento no dañino. El alcance de la densidad del bloque está controlado por el tiempo de sinterización y la temperatura de sinterización.

10 En general, una reducción de la temperatura de sinterización provoca una extensión del tiempo de sinterización, y un aumento de la temperatura de sinterización provoca un acortamiento del tiempo de sinterización.

15 La estructura porosa del cuerpo de cerámica-silicato permite una rectificación o fresado más rápido con menos desgaste de la herramienta utilizada para la eliminación del material. Debido al procesamiento más fácil, se puede evitar el astillado del material de la restauración. Asimismo, las superficies pueden alisarse mediante un paso de sinterización que tiene lugar después de la rectificación, es decir, cualquier marca de rectificación se elimina sustancial o completamente. Se puede omitir el tedioso pulido de las superficies densas, pero es posible pulir o alisar la superficie en estado poroso. Asimismo, la cocción mencionada anteriormente para el acabado de superficies, la llamada cocción de glaseado, puede omitirse debido al paso de sinterización.

20 Otra ventaja del cuerpo de cerámica-silicato poroso de acuerdo con la invención puede verse en el hecho de que los objetos conformables a partir del cuerpo pueden emplearse como materiales de carilla (también denominados carillas en lo sucesivo) en tecnología dental para preparar prótesis dentales. Un experto en la materia entiende que el coeficiente de expansión térmica (CTE por sus siglas en inglés) del cuerpo de cerámica-silicato poroso se ajusta, especialmente para su uso como material de carilla para un armazón. El CTE medido de acuerdo con la norma ISO 6872 debe ser, por ejemplo, al menos $7 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$, especialmente de 7 a $18 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$.

25 Si el armazón que se fusionará con cerámica está hecho de metal, por ejemplo, de una aleación de oro o un metal base, el CTE del cuerpo de cerámica-silicato poroso de acuerdo con la invención medido según la norma ISO 6872 debería ser típicamente de 7 a $16 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$, especialmente de 12 a $15 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$.

30 Las aleaciones de metal que se pueden usar para la cerámica de carilla y sus valores de CTE generalmente son publicados por los fabricantes de cerámica de carilla y son conocidos por el experto. Preferentemente, el CTE de la cerámica dental se selecciona para ser más bajo, por ejemplo, de $0,5$ a varias unidades, que el del material del armazón para generar una tensión de compresión dentro de la restauración.

35 El cuerpo de cerámica-silicato poroso de acuerdo con la invención también se puede aplicar a armazones de cerámica para fusión. En este caso, se recomienda seleccionar el CTE del cuerpo medido según la norma ISO 6872 para que sea de 7 a $11 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$ siempre que el CTE del material del armazón esté dentro de este intervalo.

40

Cerámica de armazón	CTE [10^{-6} K^{-1}]
Y-TZP (ZrO_2)	~ 9
Al_2O_3	~ 7
In-Ceram alumina	~ 7
In-Ceram zirconia	~ 7
In-Ceram spinel	~ 7

Los tres últimos materiales de la tabla son cerámicas de infiltración de vidrio.

45 En la mayoría de los casos, puede indicarse que seleccione los colores del cuerpo de cerámica-silicato poroso de acuerdo con la invención para que el aspecto de la carilla sea lo más natural posible y, por lo tanto, se obtenga el resultado de una restauración dental. Con este fin, el bloque puede estar compuesto, por ejemplo, de capas que tienen diferentes transparencias y/o colores. Otra posibilidad es la introducción de una estructura tridimensional como se describe en la solicitud PCT/EP2008/064602, que permite imitar el curso de la línea de esmalte de un diente humano de una manera sustancialmente fiel a la natural. La materia objeto de esta solicitud se incluye en el presente documento como referencia.

50 Esta solicitud de patente divulga un miembro moldeado hecho de material estabilizado en su forma que comprende al menos un primer componente y un segundo componente, caracterizado por que dicho segundo componente tiene un color diferente al del primer componente, y el segundo componente está dispuesto dentro del primer componente para formar una interfaz de tal manera que dicha interfaz represente una superficie curvada en el espacio.

55 En una realización, el miembro moldeado está diseñado de tal manera que la interfaz corresponde al menos parcialmente al curso del límite de la dentina/esmalte de los dientes naturales o artificiales. Los colores del primer componente y el segundo componente se seleccionan para acercarse lo más posible al color del esmalte o dentina

de un diente natural o artificial. Por lo tanto, se hace posible proporcionar una amplia variedad de cursos de los límites de la dentina/esmalte de los dientes en el miembro moldeado, para que se pueda realizar un ajuste individual de las líneas limítrofes en una restauración dental por preparar.

5 La forma de un miembro moldeado se puede estabilizar mediante diferentes medidas. En particular, esto se puede lograr por acción mecánica, especialmente por presión, típicamente dentro de un intervalo de 5-500 MPa, por ejemplo, mediante presión. Los expertos en la materia conocen otros métodos de conformación. Asimismo, se pueden usar métodos aditivos, por ejemplo, moldeo por inyección, para la preparación.

10 Los colores de los componentes del miembro moldeado de acuerdo con la invención se pueden lograr por pigmentación, en el caso más simple mediante pigmentos de color, que al mismo tiempo también puede servir para ajustar la transparencia. La transparencia también puede ser ajustada por opacificantes.

15 Para el uso del miembro moldeado de acuerdo con la invención en tecnología dental, son particularmente adecuados aquellos miembros moldeados cuyos primeros y segundos componentes son materiales cerámicos, especialmente, feldespato o materiales cerámicos de óxidos. Sin embargo, también es posible emplear un material plástico. El material plástico puede ser un material termoplástico o un material termoestable. Un material plástico a base de acrilato es particularmente adecuado. El experto en la materia conoce materiales plásticos adecuados y típicamente incluyen aquellos usados en la preparación de dientes artificiales.

20 El primer y segundo componentes de materiales cerámicos de feldespato que comprenden óxidos metálicos seleccionados del grupo que consiste en SiO_2 , Al_2O_3 , Na_2O , K_2O , opcionalmente complementados mediante la adición de pigmentos y cargas inorgánicas, también pueden ser utilizados.

25 En otra realización, los componentes pueden consistir en materiales cerámicos de óxidos que comprenden óxidos metálicos seleccionados del grupo que consiste en SiO_2 , Al_2O_3 , ZrO_2 estabilizado por varios compuestos (Y_2O_3 , CeO_2 etc.), opcionalmente complementados mediante la adición de pigmentos o compuestos de iones coloreados.

30 En otra realización de la invención, el miembro moldeado de acuerdo con la invención contiene un aglutinante para mejorar la estabilidad dimensional, especialmente del material sinterizable. Por ejemplo, un aglutinante que puede emplearse se selecciona del grupo que consiste en acrilato(s), alcohol polivinílico (PVA), acetato de polivinilo (PVAC), polisacárido/ácido acrílico (PS/AC), derivados de celulosa o mezclas de los mismos. Se pueden agregar auxiliares adicionales, tal como el agua, lubricantes para reducir la fricción, auxiliares de sinterización para acelerar la densificación, o dispersantes, plastificantes, agentes humectantes y termoplastos para afectar a las propiedades reológicas.

35 En una realización particularmente preferente, la interfaz entre el primer y el segundo componente del miembro moldeado, es decir, especialmente la interfaz entre el material que imita la dentina de un diente y el que imita el esmalte, se describe esencialmente por una familia de parábolas. Los planos de sección transversal paralelos a través del miembro moldeado pueden colocarse en el miembro moldeado de tal manera que el límite entre los dos componentes aparezca como una línea limítrofe parabólica. En este caso, la línea limítrofe es parabólica a través de al menos 2/3, especialmente 3/4, de su longitud. Especialmente los márgenes o extremos de la línea limítrofe pueden tener una forma diferente a la de una parábola, en donde esta región de la línea limítrofe también preferentemente no tiene salto o escalón. En particular, la línea limítrofe parabólica se vuelve más plana en la región marginal y preferentemente está orientada hacia afuera.

40 Sobre un ancho del miembro moldeado que se extiende perpendicular a los planos de sección transversal paralelos, al menos el 70 % de los planos transversales, especialmente, al menos el 80 % de los planos transversales, tienen una línea limítrofe parabólica como se definió anteriormente.

45 En una orientación de los miembros moldeados en los que el segundo componente, es decir, especialmente el material que imita la dentina, está dispuesto en la parte inferior del miembro moldeado, las parábolas que forman las líneas limítrofes están abiertas hacia el fondo. Esto genera máximos, en donde en una realización preferente las parábolas son simétricas en espejo a un plano que se extiende a través de los máximos. Si el miembro moldeado está dispuesto de esta manera con la dentina hacia abajo, un plano de simetría se puede dibujar a través de todos los máximos de las parábolas en una realización preferente.

50 En una realización preferente, se puede definir un plano transversal principal que en la posición del miembro moldeado con la dentina orientada hacia abajo es el plano transversal en el que la línea limítrofe parabólica tiene el máximo superior o más alto. Comenzando desde el plano transversal principal, la altura de la línea limítrofe preferentemente disminuye continuamente en una dirección cónica. En particular, una curva definida por los máximos disminuye continuamente al menos en una parte importante de su longitud, especialmente más de la mitad y preferentemente más de 3/4 de su longitud. La curva de conexión de los máximos se encuentra preferentemente en el plano de simetría y/o está orientada perpendicular al plano transversal principal. Con respecto al ancho del segundo componente en la dirección cónica, la disminución de los máximos de la parábola preferentemente pasa por al menos el 50 %, más preferentemente por al menos el 75 %, del largo total o ancho total del segundo

componente.

Preferentemente, ambos extremos de la línea limítrofe o ambos extremos de las ramas de la parábola se fusionan en una curva de curvatura opuesta. Por lo tanto, en una realización preferente, la parte parabólica de la línea limítrofe es seguida por una curva hacia afuera para formar un punto de inflexión.

La realización particularmente preferente descrita anteriormente de la interfaz entre el primer componente, que imita el esmalte, en particular, y el segundo componente, que imita la dentina, en particular, puede tener ligeras desviaciones. Esta es una aproximación geométrica, de modo que son posibles desviaciones de hasta el 10 %. En particular, el diseño de la línea limítrofe se realiza sobre la base de la experiencia y los exámenes del límite del esmalte/dentina en dientes naturales y/o artificiales.

Para preparar un diente artificial, el miembro moldeado puede representarse preferentemente mediante un software informático adecuado y puede girar libremente en el espacio, en particular. Por lo tanto, un dentista o técnico dental puede ver la línea limítrofe desde diferentes perspectivas. Las dimensiones geométricas del diente por producir se transmiten al ordenador, por ejemplo, por programas de procesamiento de imágenes. El dentista o el técnico dental pueden colocar el diente virtual producido de ese modo en cualquier posición deseada dentro del miembro moldeado y así organizar la interfaz entre la dentina y el esmalte de tal manera que la apariencia de la impresión del diente que se debe preparar más tarde del miembro moldeado corresponda al de los dientes naturales del paciente, especialmente los dientes vecinos del paciente, o al menos que sea muy similar.

El proceso de acuerdo con la invención puede servir para preparar el miembro moldeado de acuerdo con la invención que consiste en un material sinterizable, que tiene al menos un primer componente y al menos un segundo componente, en donde

- a) dicho al menos un primer componente se rellena en un molde;
- b) una depresión que tiene una superficie se presiona en el al menos un primer componente relleno de dicho material, especialmente material sinterizable o material plástico; y
- c) dicha superficie forma una interfaz curva en el espacio hacia
- d) el al menos un segundo componente relleno en la depresión.

La superficie de la interfaz está diseñada para corresponder al menos parcialmente al curso del límite dentina/esmalte de los dientes naturales o artificiales.

La preparación del miembro moldeado también puede realizarse mediante moldeo por inyección de cerámica o métodos de preparación similares.

De acuerdo con una realización de la invención, la construcción de la interfaz se efectúa colocando las interfaces de esmalte/dentina de diferentes dientes naturales y/o artificiales. En dientes naturales, el esmalte se puede quitar cuidadosamente de manera preparativa para caracterizar la posición de la interfaz entre el esmalte y la dentina. Al hacerlo, se debe tener cuidado de que la capa de dentina no se extraiga. Es más fácil preparar dientes artificiales y el curso de su interfaz. El curso de la interfaz en los dientes artificiales imita el curso en los dientes naturales. Para preparar los miembros que muestran este curso de la interfaz, los dientes no están preparados con todas las capas, sino que se omite la capa de esmalte más transparente. Por lo tanto, después del proceso de sinterización, se obtiene una superficie del diente artificial que corresponde al curso de la interfaz esmalte/dentina.

Al preparar diferentes dientes, una superficie curva que corresponde al curso de la interfaz de los diferentes dientes puede modelarse disponiendo las diferentes interfaces de dentina/esmalte en el espacio, preferentemente por una disposición dependiente del tamaño. A partir de este modelo, se puede preparar un molde.

Una posibilidad alternativa de modelar la interfaz es digitalizar cursos de la interfaz de esmalte/dentina y generar el modelo mediante un software. Esto ofrece la posibilidad de incluir un número sustancialmente mayor de cursos de interfaz en la generación de la interfaz. Asimismo, un molde se puede preparar mucho más fácilmente por medio de métodos CAD-CAM.

Usando el molde, se puede preparar un miembro moldeado deseado. Para efectuar una medición tridimensional del miembro moldeado o el curso de la interfaz, un miembro moldeado se corta en la mayor cantidad posible de discos planos paralelos, y los discos se rectifican en ambos lados. Antes del aserrado, una marca continua, preferentemente una ranura, que conecta las esquinas diagonales del miembro moldeado se aplica al miembro moldeado perpendicular a la dirección de aserrado, permitiendo una determinación inequívoca de la posición de un disco midiendo la posición de la ranura en el borde del disco.

Al medir la posición de la interfaz en los discos, se puede establecer una nube de puntos que represente la interfaz

de esmalte/dentina en un sistema de coordenadas.

El proceso descrito allí puede implicar un paso de sinterización como un paso intermedio. Esto tiene la ventaja de que el miembro moldeado es más estable.

5 El miembro moldeado de acuerdo con la invención también puede prepararse mediante procesos secos o húmedos correspondientes, como la colada por barbotina a presión.

10 Por ejemplo, el proceso de preparación mediante colada por barbotina a presión puede realizarse de la siguiente manera:

- 15 a.) preparar un miembro moldeado A que tiene la geometría de la superficie a partir del proceso de preparación mencionado anteriormente mediante colada por barbotina, por ejemplo, en un molde de yeso poroso cuya superficie corresponde al límite descrito, con o sin aplicación de presión;
- b.) preparar un segundo miembro moldeado B con un contorno negativo con respecto al miembro moldeado A de acuerdo con a.);
- 20 c.) montar las dos partes moldeadas A y B en una unidad compuesta C, posiblemente con tratamiento térmico posterior, con o sin presión dentro o fuera de un molde (después del desmoldeo) que determina la forma exterior general de la unidad compuesta C (superficie del componente ensamblado/unidad compuesta).

O:

- 25 a.) preparar un miembro moldeado A que tiene la geometría de la superficie a partir del proceso de preparación mencionado anteriormente mediante colada por barbotina, por ejemplo, en un molde de yeso poroso cuya superficie corresponde al límite descrito, con o sin aplicación de presión;
- 30 b.) desmoldear el miembro moldeado A y colocar el miembro moldeado A en otro molde de yeso que corresponda al contorno final de la unidad compuesta;
- c.) rellenar el molde con otra barbotina con o sin aplicación de presión y posiblemente con tratamiento térmico posterior dentro del molde o después del desmoldeo.

35 El proceso de preparación por medio de un proceso seco puede realizarse de la siguiente manera:

- 40 a.) preparar un miembro moldeado A que tiene la geometría de la superficie a partir del proceso de preparación mencionado anteriormente insertando una composición plastificada con o sin aglutinantes añadidos en un molde correspondiente, posiblemente con estabilización térmica con o sin presión;
- b.) preparar un segundo miembro moldeado B con un contorno negativo con respecto al miembro moldeado A de acuerdo con a.);
- 45 c.) montar las dos partes moldeadas A y B en una unidad compuesta C, posiblemente con tratamiento térmico posterior, con o sin presión dentro o fuera de un molde que determina la forma exterior general de la unidad compuesta C (superficie del componente ensamblado/unidad compuesta).

50 Los procesos de preparación descritos se conocen desde hace tiempo en principio en el campo de la conformación cerámica (Hülseberg, Keramikformgebung, ISBN 3-342-00098-8).

El miembro moldeado puede emplearse para preparar una restauración dental, que está construida y preparada, en particular, por métodos CAD/CAM.

55 La invención también se refiere a un proceso para preparar un miembro moldeado hecho de material estabilizado en forma con una interfaz que se extiende dentro del miembro moldeado, en donde dicho material tiene al menos un primer componente y un segundo componente; dicho segundo componente tiene una pigmentación diferente de la del primer componente, y el segundo componente está dispuesto dentro del primer componente para formar una interfaz de tal manera que dicha interfaz represente una superficie curva en el espacio;

60 dicha interfaz se puede obtener creando superficies que tengan radios de curvatura con diferentes grados de curvatura a partir de secciones hechas a través de un conjunto de dientes naturales o artificiales; y/o dicha interfaz se puede obtener creando superficies que tengan radios de curvatura con diferentes grados de curvatura de los cursos del límite de dentina/esmalte de los dientes naturales o artificiales del conjunto;

65 las superficies creadas que tienen radios de curvatura con diferentes grados de curvatura están dispuestas en el espacio en función del grado de curvatura de los radios de curvatura; y en donde una disposición en el espacio de las superficies creadas resultantes de la misma produce la totalidad de la

interfaz.

5 En una realización del proceso descrito en la solicitud internacional para preparar el miembro moldeado de acuerdo con la invención con la interfaz, la región marginal de los cursos del límite de dentina/esmalte puede dejarse sin considerar cuando se ordenan las superficies creadas.

10 En otra realización, la producción de la totalidad de la interfaz puede considerar solo aquellos dientes cuyo límite de dentina/esmalte está de acuerdo con una superficie aproximada predeterminada de al menos el 80 %, especialmente al menos el 90 %. En particular, la superficie aproximada se aproxima por límites significativos de dentina/esmalte de dientes naturales o artificiales.

15 En otra realización más del proceso de acuerdo con la invención, los dientes que tienen una gran curvatura del límite de dentina/esmalte se combinan para formar una región apical de la interfaz, o se disponen en la región apical de una superficie aproximada. Por ejemplo, los dientes seleccionados para ser dispuestos en la región apical pueden clasificarse esencialmente por su tamaño.

20 En otra realización del proceso de acuerdo con la invención, los dientes que tienen una pequeña curvatura del límite de dentina/esmalte se combinan en la región marginal de la interfaz, o se disponen en la región marginal de una superficie aproximada. También en este caso, los dientes seleccionados para ser dispuestos en la región marginal se pueden clasificar esencialmente por su tamaño.

25 En otra realización del proceso de acuerdo con la invención, los dientes que tienen una curvatura media del límite de dentina/esmalte pueden combinarse para formar una región intermedia de la interfaz dispuesta entre la región marginal y la región apical, o dispuesta en la región intermedia de una superficie aproximada. También en este caso, los dientes seleccionados para ser dispuestos en la región intermedia se pueden clasificar esencialmente por su tamaño.

30 De acuerdo con la invención, también es posible realizar la clasificación por tamaño en la misma dirección en el espacio independientemente de la intensidad de la curvatura.

35 Para facilitar el procesamiento del cuerpo de cerámica-silicato poroso de acuerdo con la invención, especialmente por métodos de procesamiento CAD/CAM, el cuerpo de cerámica-silicato poroso está diseñado como un miembro moldeado. Por ejemplo, este cuerpo de cerámica-silicato poroso de acuerdo con la invención tiene un elemento de sujeción como se describe, por ejemplo, en el documento DE-A-103 22 762, o como se emplea habitualmente en la actualidad para los diversos sistemas CAD/CAM y/o de rectificación-copia, dependiendo del fabricante. En este caso, el elemento de sujeción está unido por adhesivo al cuerpo, o la forma del cuerpo ya tiene un elemento de sujeción correspondiente, por ejemplo, una ranura, debido a su proceso de preparación.

40 En otra realización, el cuerpo de cerámica-silicato poroso de acuerdo con la invención puede estar dispuesto en una matriz para incrustado. Esto también facilita o permite el procesamiento, especialmente, el procesamiento mecánico, en una máquina CAD/CAM y/o en un sistema de rectificación-copia para procesamiento. Por ejemplo, el sistema Everest® de KaVo, Biberach, Alemania, ya se conoce.

45 Por lo tanto, la presente invención también se refiere a un precursor de restauración dental que se obtiene procesando el cuerpo de cerámica-silicato poroso de acuerdo con la invención.

50 Después de la determinación de la contracción de sinterización o el llamado factor de ampliación (el factor de ampliación es equivalente al factor de contracción y corresponde al factor por el cual una pieza de trabajo rectificada de un miembro moldeado debe ampliarse para que la pieza de trabajo tenga el tamaño deseado después de la sinterización densa, ambos se determinan de una manera dependiente de la dirección en general), se puede rectificar un precursor de restauración dental a partir del cuerpo de cerámica-silicato poroso. Dado que la restauración dental se rectifica a partir del miembro moldeado con una ampliación definida, la restauración dental densa obtiene el tamaño y la forma deseados.

55 La presente invención se refiere además a una restauración dental que se puede preparar a partir de ella, obtenible por sinterización densa del precursor de la restauración dental, considerando la contracción de sinterización si es necesario, para aplicar la restauración a un objeto preparado, por ejemplo, un muñón de diente en un paciente.

60 Se realiza la sinterización densa del precursor de la restauración dental, por ejemplo, en un horno comercialmente disponible para la carilla de restauraciones dentales. Al igual que con la carilla, se recomienda aplicar también un vacío durante la sinterización. La temperatura de sinterización y el tiempo de sinterización deben coincidir con el material de cerámica-silicato y sus propiedades físicas y las propiedades de superficie deseadas de la restauración dental.

65 De acuerdo con la invención, también se puede preparar un precursor de restauración dental obtenible procesando el cuerpo de cerámica-silicato poroso de acuerdo con la invención y aplicándolo a un armazón complementario. Este

precursor de la restauración dental también se denomina "carilla porosa" a continuación.

5 Si el CTE del miembro moldeado de cerámica-silicato se ajusta al CTE de un material de armazón, una superestructura se puede rectificar a partir del miembro moldeado de cerámica-silicato poroso por medio de métodos CAD/CAM u otros métodos de rectificación o fresado, dicha superestructura se aplica al armazón y posteriormente se sinteriza en el armazón como se describió anteriormente. En lugar del muñón del diente o del modelo del muñón del diente, la superficie de la estructura del armazón sirve como base para la rectificación/fresado de la estructura del miembro moldeado poroso.

10 Es recomendable tener cuidado de que el armazón no tenga, o solo tenga, muy pocas muescas en la superficie sobre la cual se aplica el precursor de la restauración dental como una carilla porosa. Cuando la carilla se aplica más tarde al armazón, las muescas pueden causar problemas debido a los diámetros decrecientes. Asimismo, se forman cavidades durante la sinterización densa, lo que puede provocar tensiones y grietas.

15 Cuando se construye el armazón y la carilla, es ventajoso construir la interfaz del armazón de tal manera que la carilla tenga que colocarse en el armazón en una posición inequívoca y sin posibilidad de desplazamiento accidental.

20 Otra posibilidad de posicionamiento exacto y de garantizar una unión lo más precisa posible es diseñar la carilla durante su construcción de tal manera que la interfaz entre la carilla y el armazón sea congruente, es decir, la superficie interna de la carilla se rectifica para ajustarse a la superficie externa del armazón en lugar de agrandarse, y la superficie externa de la carilla se rectifica hasta un tamaño ampliado de acuerdo con la densidad o teniendo en cuenta un factor de contracción. Además, la superficie interna de la carilla puede rectificarse para que sea más grande que congruente hasta lo más pequeña posible que la superficie interna de la carilla que resulta de un cálculo con el factor de ampliación previamente medido del bloque, mientras que la superficie exterior de la carilla se rectifica a un tamaño ampliado de acuerdo con la densidad o teniendo en cuenta el factor de contracción correspondiente. Esto significa que la superficie interna de la restauración se rectifica con un factor de ampliación menor que el factor de ampliación previamente determinado del bloque poroso, que representa el factor de ampliación máximo con el que una carilla todavía se puede rectificar y someter a sinterización densa para ajustarse exactamente al armazón después de la sinterización. Dependiendo del factor de ampliación aplicado al lado interno, se calcula un factor de ampliación para el lado externo que se basa, entre otros, en el factor de ampliación calculado del bloque, pero también tiene en cuenta el factor de ampliación no máximo del lado interno.

35 Si lo requiere la restauración correspondiente, también se puede proporcionar una restauración dental obtenible por sinterización densa del precursor de restauración dental de acuerdo con la invención. Luego se puede organizar en un armazón complementario, teniendo en cuenta una contracción de sinterización si es necesario.

40 La unión entre la carilla y el armazón se puede realizar mediante sinterización de la carilla, unión adhesiva con adhesivos dentales disponibles comercialmente o mediante el uso de una soldadura, preferentemente una soldadura de vidrio, como se describe en el documento WO-A-2006/120255 A.

45 La presente invención también se refiere a un proceso para preparar el cuerpo de cerámica-silicato poroso de acuerdo con la invención, en donde la producción del cuerpo verde se puede efectuar mediante procesos de preparación conocidos per se con polvos o gránulos en forma de cerámica (véase también Hülsenberg, Keramikformgebung, ISBN 3-342-00098-8). Estos incluyen, por ejemplo:

- colada por barbotina a presión
- prensado en seco de gránulos
- extrusión o similar.

50 En contraste con los procesos de preparación para elementos moldeados dentales de vitrocerámica según la técnica anterior, el proceso de preparación de acuerdo con la invención puede entenderse como un proceso de sinterización interrumpido antes de completar la sinterización densa, para formar un cuerpo poroso.

55 La presente invención también se refiere a un proceso para preparar restauraciones dentales de acuerdo con la invención, que comprende las etapas de:

- procesamiento del cuerpo de cerámica-silicato poroso de acuerdo con la invención, seguido por

60 a) colocación de la carilla en un armazón y someterlo a la cocción de sinterización; o

b) sinterización densa del precursor de restauración en la restauración dental final; o

65 c) sinterización densa de la carilla seguida de posicionamiento y unión (sinterización, unión adhesiva, usando una soldadura de vidrio) a un armazón.

La invención se ilustrará adicionalmente mediante los siguientes Ejemplos, que no limitan la materia objeto de la invención.

5 La máquina de rectificación utilizada para los experimentos fue una máquina Sirona inLab. Mediante la selección de la máquina y sus parámetros de rectificación, se definieron los parámetros de los miembros moldeados por preparar, ya que se puede lograr un resultado positivo con los parámetros de rectificación predeterminados solo para los parámetros de bloque definidos.

10 La base de las muestras de prueba fue una mezcla de cerámica de feldespatos. Los granulos de feldespatos se moldearon y prensaron. El miembro moldeado obtenido a partir del mismo se liberó del aglutinante de acuerdo con los aditivos utilizados en los granulos de acuerdo con la técnica anterior, seguido de sinterización porosa a una temperatura de 1125 °C. Después de la eliminación del aglutinante, los elementos moldeados se sinterizaron directamente, es decir, mientras aún está caliente, o después de precalentarlos en un horno al vacío. El tiempo de sinterización se seleccionó para alcanzar una densidad del cuerpo poroso por encima del 85 % al 95 % de la densidad teórica del material denso a una temperatura predeterminada. La velocidad de calentamiento fue unos minutos después de alcanzar la temperatura objetivo para evitar el flujo. El miembro moldeado se retiró del horno mientras estaba caliente.

20 Para determinar el factor de contracción/ampliación, se midieron cuerpos porosos, se realizó la sinterización densa y nuevamente se midió. Con la contracción de sinterización definida de este modo en tres direcciones en el espacio, y después de unir los accesorios, se rectificaron las coronas de los cuerpos porosos por medio de Sirona inLab. Estas coronas se sinterizaron densamente al vacío a una temperatura de 1165 °C:
precalentando a 600 °C durante 6 minutos antes de que la restauración se colocara en el horno;
calentando a la temperatura final (1165 °C) durante 40 min;
25 manteniendo a temperatura máxima durante 10 min.

Hubo un vacío durante el calentamiento y durante la sinterización.

30 El horno se abrió a la temperatura máxima y la restauración se enfrió en el aire, o bien la restauración se enfrió lentamente en el horno cerrado o ligeramente abierto.

35 Las figuras 1 y 2 muestran fotografías de una corona preparada a partir de un cuerpo de cerámica-silicato poroso. La figura 1 muestra una corona preparada a partir de un bloque de feldespatos poroso y sometido a sinterización densa: vista frontal. La figura 2 muestra una corona preparada a partir de un bloque de feldespatos poroso y sometido a sinterización densa: vista posterior. La Figura 3 muestra una sección del compuesto de una corona de metal base con una carilla VM13 rectificada de un miembro moldeado. El lado izquierdo de la fotografía muestra la carilla densa. El intermedio es un opacificante, y la región blanca en el lado derecho es el armazón de metal base. La Figura 4 muestra una sección del compuesto de una corona de metal base con una carilla V13 rectificada de un miembro moldeado. Lo que se puede ver en la sección del suelo es la corona de metal base (blanca), el opacificante aplicado (gris claro) y la carilla densa (gris oscuro, izquierda).

40 Se descubrió que cuando se usaba una temperatura de sinterización más alta durante el mismo tiempo de sinterización, la densidad del miembro moldeado se hizo tan alta que no se pudo rectificar la restauración con los parámetros de rectificación predeterminados. Hubo astillado, y la máquina CAM/CAD abortó en parte los procesos de rectificación debido a una carga demasiado alta en el disco de rectificación.

50 Los elementos moldeados presinterizados sin vacío no se podían usar ya que las inclusiones en la cerámica hacían que se volviera turbia. La disminución de la velocidad de calentamiento durante la sinterización porosa hizo que los cuerpos fluyeran, por lo que se produjeron regiones con diferentes densidades en los cuerpos. Por lo tanto, no fue posible un procesamiento preciso.

55 También se prepararon carillas para fundas de dióxido de circonio a partir de los miembros moldeados mencionados anteriormente. Con este fin, las fundas sometidas a sinterización densa se escanearon mediante un sistema CAD/CAM disponible comercialmente, y se realizó un diseño completamente anatómico de la carilla. Después de que la carilla hubiera sido pulida, se sinterizó sobre la funda de dióxido de circonio. Para este proceso, se utilizó el mismo programa de sinterización que para la sinterización densa de una corona completa (véase arriba).

60 Al unir por sinterización, es ventajoso que la carilla no se deslice cuando se coloca en el horno. Es ventajoso si la superficie del armazón de cerámica y el lado interno de la carilla se diseñan en consecuencia. Las geometrías de rectificación ya integradas en el software son particularmente recomendables.

65 Ventajosamente, no se deben construir muescas o no muy pequeñas cuando se diseña la construcción del armazón. La contracción de sinterización definida de los miembros moldeados o las construcciones porosas rectificadas no permiten ninguna o solo una contracción adicional muy leve. La estructura porosa no lograría una contracción adicional, sino que mediante la tensión superficial del objeto y la propiedad natural de los cuerpos líquidos y viscosos alcanzar una superficie lo más pequeña posible. Sin embargo, esto puede provocar tensiones y grietas, ya que el

miembro moldeado se contrae en diferentes extensiones.

Además, los miembros moldeados porosos que se procesaron en carillas se prepararon a partir de polvos cerámicos de carilla disponibles comercialmente reforzados con leucita (cerámica de carilla Vita VM9 y VM13). Los polvos cerámicos de carilla emparejados con el CTE respectivo del material del armazón se formaron por simple prensado. Opcionalmente, se puede usar un aglutinante u otros aditivos para dar forma para una mejor manipulación.

El CTE de la cerámica de carilla estuvo dentro de un intervalo de 9 a 13.

Para la preparación de miembros moldeados que tienen un CTE de 9, el polvo de cerámica de carilla fue moldeado y sinterizado. La sinterización se realizó sin precalentamiento y bajo vacío durante todo el proceso de sinterización. Los bloques se colocaron en un horno precalentado a 500 °C a 600 °C. En 10 min., se calentaron a una temperatura de 780 °C y luego se mantuvieron a esta temperatura máxima durante 5 min. La siguiente tabla muestra diferentes experimentos con las propiedades respectivas:

Temperatura máxima [°C]	Observaciones
700	El bloque es demasiado blando
750	El bloque solo se puede usar, pero no es muy sólido
780	El bloque tiene propiedades ideales para el programa de rectificación predeterminado, sin astillarse durante la rectificación
800	El bloque es fácilmente rectificable.

Se descubrió que los elementos moldeados sinterizados por debajo de 750 °C eran demasiado blandos. Con el aumento de la temperatura, se mejoraron las propiedades de procesamiento de la rectificadora Sirona.

Las carillas cerámicas rectificadas se dispararon sobre fundas de dióxido de circonio con el siguiente programa de sinterización:

- precalentar a 500 °C durante 6 min.
- calentar a 910 °C con 55 °C/min.
- mantener la temperatura máxima durante 1 min.

El programa de temperatura empleado corresponde al programa de cocción normal para esta cerámica de carilla.

La preparación de los miembros moldeados que tienen un CTE de 13 implica pasos similares a los de la preparación de los miembros moldeados mencionados anteriormente. El polvo cerámico de carilla se formó mediante presión. Posteriormente, los elementos moldeados se precalentaron a 600 °C durante 6 min. Los miembros moldeados se calentaron a 730 °C en 15 min. Durante el calentamiento, ya se aplicó un vacío. La temperatura máxima se mantuvo durante 2 min. El miembro moldeado se enfrió en el horno, en donde la puerta no se cerró herméticamente, sino que se abrió por una grieta. La presinterización a temperaturas superiores a 800 °C no resultó útil, dado que las densidades de los miembros moldeados obtenidos de esta manera ya eran demasiado altas para el procesamiento.

A partir de los miembros moldeados preparados de esta manera, las carillas se rectificaron en un sistema de rectificado CAD/CAM disponible comercialmente y luego se emparejaron con fundas de metal base. Antes de ser escaneados, los armazones de metal base se trataron con un opacificante para cubrir el color oscuro intrínseco del metal. La sinterización densa se realizó de acuerdo con el siguiente programa de cocción:

- precalentar a 500 °C durante 6 min.
- calentar a 880 °C con 55 °C/min.
- sinterizar hasta completar a 880 °C durante 1 minuto

La restauración se enfrió lentamente en el horno.

El programa de temperatura empleado corresponde al programa de cocción normal para esta cerámica de carilla.

Las Figuras 3 y 4 muestran fotografías del compuesto de armazón de metal base y cerámica de carilla.

REIVINDICACIONES

- 5 1. Un cuerpo de cerámica-silicato poroso, opcionalmente con diferentes colores, que tiene una primera densidad, que se sinteriza en un cuerpo de cerámica-silicato que tiene una segunda densidad, en donde la relación de la primera densidad a la segunda densidad es de 2/5 a 98/100, y la resistencia a la flexión de tres puntos de dicho cuerpo de cerámica-silicato poroso que tiene una primera densidad medida según ISO 6872:2008 es de 25 a 180 MPa, y en donde la segunda densidad corresponde aproximadamente a la densidad teóricamente alcanzable del cuerpo cerámico.
- 10 2. El cuerpo de cerámica-silicato poroso según la reivindicación 1, en donde el coeficiente de expansión térmica (CTE) del cuerpo se ajusta para su uso como material de carilla para un armazón y, medido de acuerdo con ISO 6872:2008 es al menos $7 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$, especialmente de 7 a $18 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$, del cuerpo.
- 15 3. El cuerpo de cerámica-silicato poroso según la reivindicación 2, en donde el CTE del cuerpo medido de acuerdo con ISO 6872:2008 es de 7 a $16 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$, especialmente de 12 a $15 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$.
- 20 4. El cuerpo de cerámica-silicato poroso según la reivindicación 2, en donde el CTE del cuerpo medido según ISO 6872:2008 es de 7 a $10 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$.
- 25 5. El cuerpo de cerámica-silicato poroso según al menos una de las reivindicaciones 1 a 4, diseñado como un miembro moldeado.
6. El cuerpo de cerámica-silicato poroso según la reivindicación 5, que comprende un elemento de sujeción.
7. El cuerpo de cerámica-silicato poroso según la reivindicación 5, incrustado en una matriz.
- 30 8. Un precursor de restauración dental que se puede obtener procesando un cuerpo de cerámica-silicato poroso según la reivindicación 1 o cualquiera de las reivindicaciones 2 a 7.
- 35 9. Una restauración dental obtenible por sinterización densa del precursor de restauración dental de acuerdo con la reivindicación 8, teniéndose en cuenta, si fuera necesario, una contracción de sinterización.
- 40 10. Un precursor de restauración dental obtenible procesando el cuerpo de cerámica-silicato poroso de acuerdo con al menos una de las reivindicaciones 1 a 7 y aplicándolo a un armazón complementario.
- 45 11. Una restauración dental obtenible por sinterización densa del precursor de restauración dental de acuerdo con la reivindicación 10, teniéndose en cuenta, si fuera necesario, una contracción de sinterización, en un armazón complementario.
- 50 12. Uso del cuerpo de cerámica-silicato poroso según al menos una de las reivindicaciones 1 a 7 en tecnología dental.
13. Un proceso para preparar una restauración dental, que comprende las etapas de:
- procesamiento del cuerpo de cerámica-silicato poroso de acuerdo con al menos una de las reivindicaciones 1 a 7,
 - posicionamiento de la carilla sobre un armazón y someter a una cocción de sinterización;
 - sinterización densa del precursor de restauración en la restauración dental final;
 - sinterización densa de la carilla seguido de posicionamiento y unión (sinterización, unión adhesiva, usando una soldadura de vidrio) a un armazón.

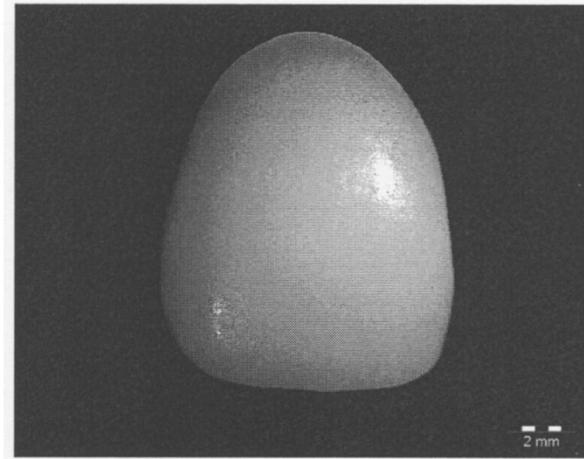


Figura 1

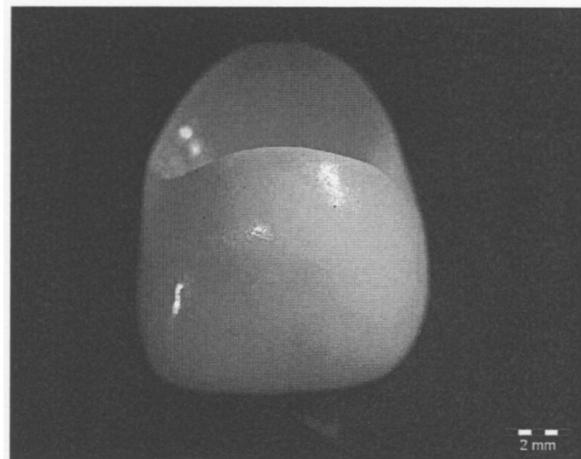


Figura 2

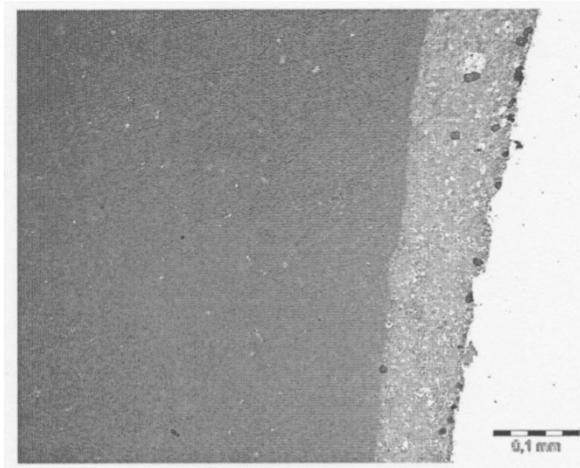


Figura 3

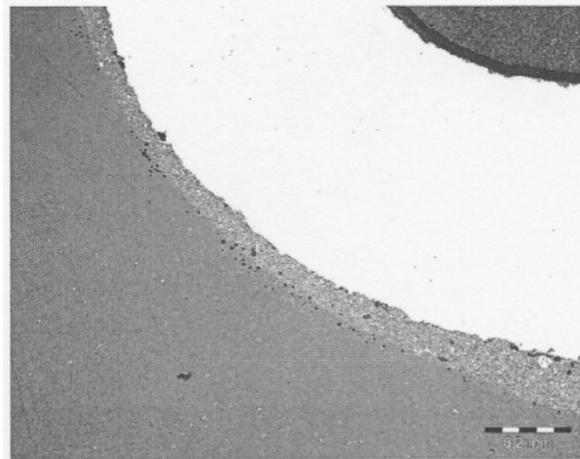


Figura 4