



19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 284 854**

51 Int. Cl.:
A61K 6/06 (2006.01)
A61C 13/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Número de solicitud europea: **02719840 .7**
86 Fecha de presentación : **14.02.2002**
87 Número de publicación de la solicitud: **1359882**
87 Fecha de publicación de la solicitud: **12.11.2003**

54 Título: **Procedimiento para la producción de prótesis dentales.**

30 Prioridad: **14.02.2001 DE 101 07 451**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
16.11.2007

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
16.11.2007

73 Titular/es: **3M ESPE AG.**
Espe Platz
82229 Seefeld, DE

72 Inventor/es: **Frank, Sybille;**
Hauptmann, Holger;
Höscheler, Stefan;
Schnagl, Robert y
Suttor, Daniel

74 Agente: **Carvajal y Urquijo, Isabel**

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 para la producción de prótesis dentales.

5 La invención se refiere a un procedimiento para la producción de prótesis dentales. La invención se refiere además a piezas en bruto sinterizadas previamente de cerámica de óxido de zirconio, que presentan una resistencia a la rotura en bruto en un intervalo seleccionado.

10 Una prótesis dental cerámica se produce normalmente mediante el tratamiento de rectificación de piezas en bruto cerámicas sinterizadas a alta densidad.

15 Así se describe por ejemplo en el documento EP-B-0 160 797 una pieza en bruto y su uso para la producción de piezas moldeadas dentales por medio de una herramienta de rectificación. Además se conoce a partir del documento EP-A-0 630 622 un procedimiento para la producción de prótesis dentales cerámicas, en el que se trata por rectificación una pieza en bruto de una composición determinada por medio de una herramienta que rota.

20 Un inconveniente del tratamiento de las piezas en bruto sinterizadas a alta densidad es especialmente su elevada dureza que conduce a tiempos de tratamiento largos y un mayor desgaste de la herramienta. Debido a esto los costes del tratamiento de estas piezas en bruto son muy altos.

Es además un inconveniente del procedimiento de rectificación para el tratamiento o producción de prótesis dentales cerámicas, que por la ausencia de bordes cortantes definidos no puede garantizarse una forma de alta precisión de las piezas en bruto rectificadas.

25 El tratamiento de las piezas en bruto sinterizadas previamente hasta un cierto grado de dureza se menciona en principio en el documento EP-A-0 630 622 en la página 3, columna 3, fila 13 y siguientes, aunque manteniéndose el tratamiento de las piezas en bruto mediante el procedimiento de rectificación.

30 Las piezas en bruto sinterizadas previamente presentan una dureza menor que las sinterizadas a alta densidad y muestran una dureza superior que las no sinterizadas. Por tanto se desea en principio, para garantizar un tratamiento sencillo o para permitir en primer lugar un tratamiento, usar piezas en bruto sinterizadas previamente.

35 El documento WO 0112097 A da a conocer un procedimiento para la producción de prótesis dentales usando piezas en bruto sinterizadas previamente con una resistencia a la rotura en bruto en el intervalo de desde 15 hasta 30 MPa.

40 Así por ejemplo, las herramientas de tratamiento se desgastan con menor intensidad, lo que conduce a durabilidades más largas de las herramientas y debido a eso a costes considerablemente reducidos. También es posible en primer lugar la producción de las microestructuras más finas, conduciendo la contracción predecible de la cerámica durante la sinterización a alta densidad a una disminución adicional de las microestructuras generadas. El deterioro microscópico de la cerámica que se produce a menudo durante el tratamiento puede curarse en el contexto del procedimiento de la sinterización a alta densidad con las piezas en bruto sinterizadas previamente.

45 Para poder producir prótesis dentales mediante el tratamiento en el estado no sinterizado a alta densidad, se necesita una distribución totalmente homogénea de la resistencia y de la dureza así como de la densidad dentro de cada dirección espacial de la pieza en bruto cerámica, que se mantiene especialmente también tras la sinterización previa de la pieza en bruto. Es ventajoso evitar desviaciones en la distribución de la dureza y de la densidad de la cerámica, cuando deben producirse estructuras filigranas o puentes multiseccionales, dado que ya las mínimas inhomogeneidades pueden conducir a puntos de rotura teóricos, que perjudican considerablemente la duración de estas estructuras complejas durante el tratamiento o pueden conducir a un comportamiento de sinterización diferente, que puede reconocerse en la deformación de la pieza de trabajo durante la sinterización. Una deformación de este tipo conduce sin embargo a una peor precisión de ajuste y con esto a la inutilidad de la prótesis dental.

55 Por los siguientes motivos, el tratamiento de piezas en bruto sinterizadas previamente no ha conducido hasta ahora a una realización técnica:

60 La sinterización a alta densidad de una pieza en bruto sinterizada previamente tras el tratamiento va acompañada con alteraciones de la dimensión, que son difíciles de calcular y que sólo pueden someterse por medio de procedimientos complicados a los parámetros de fresado intrínsecos. Por tanto son necesarias correcciones posteriores tras la sinterización a alta densidad en las partes de la prótesis dental que no se ajustan con precisión. Éstas deben tener lugar por medio de procedimientos abrasivos debido a la dureza superior de las partes de la prótesis dental sinterizadas a alta densidad y se valoran como muy críticas, dado que no puede recuperarse una curación propia de las lesiones de las estructuras superficiales, tal como la que tiene lugar durante el proceso de sinterización a alta densidad.

65 En resumen existe una necesidad considerable de métodos para la producción de prótesis dentales que se ajusten con precisión mediante el uso de piezas en bruto cerámicas sinterizadas previamente.

ES 2 284 854 T3

Por tanto es objeto de la invención poner a disposición un procedimiento mejorado para la producción de prótesis dentales altamente precisas, que se ajustan con precisión.

Sorprendentemente puede solucionarse este objetivo mediante un procedimiento para la producción de prótesis dental, que comprende las etapas de:

- a) proporcionar una pieza en bruto,
- b) tratar la pieza en bruto mediante procedimientos de fresado,
- c) sinterizar a alta densidad la pieza en bruto en un intervalo de temperatura de desde 1200 hasta 1650°C,

comprendiendo la pieza en bruto un material sinterizado previamente y presentando una resistencia a la rotura en bruto de desde 31 hasta 50 MPa, preferiblemente desde 31 hasta 40 MPa.

Por piezas en bruto se entienden en el contexto de esta invención cuerpos prensados o bloques de material no tratados, que además mediante el tratamiento se alimentan a un moldeado. Estas piezas en bruto pueden componerse de los más variados materiales, especialmente cerámica.

Por prótesis dentales se entienden en el contexto de esta invención especialmente coronas así como puentes tri o multiseccionales. Son especialmente adecuadas las piezas en bruto según la invención para la producción de puentes tri o multiseccionales.

Por tratar se entienden en el contexto de esta invención medidas de fresado para el moldeado de una pieza en bruto, que conducen a que la pieza en bruto se transforme para dar una forma que se acerque lo más posible al diente natural. Por tratar no se entiende la limpieza de la pieza en bruto tratada en el sentido anterior o tampoco la eliminación de estructuras de retención o de soporte, que resultan de la inclusión de la pieza en bruto en una fijación de la pieza en bruto, también cuando esta limpieza puede realizarse mediante procedimientos de fresado.

Los términos “comprender” y “que contiene” en el sentido de la presente invención introducen una enumeración de características no exclusiva.

Las resistencias a la rotura en bruto habituales conocidas a partir del estado de la técnica para las piezas en bruto dentales cerámicas se encuentran en el intervalo de resistencia superior, por ejemplo de desde 75 hasta 110 MPa; tales piezas en bruto no pueden utilizarse para la invención.

Se descubrió que el tratamiento de piezas en bruto sinterizadas previamente, cuya resistencia a la rotura en bruto se encuentra fuera del intervalo según la invención, no conduce a resultados útiles. En el caso de resistencias a la rotura en bruto inferiores dan como resultado piezas en bruto blandas, que pueden romperse durante el tratamiento mediante fresado, en el caso de resistencias a la rotura en bruto superiores se obtienen piezas en bruto duras, que no pueden tratarse en cada caso con los procedimientos de tratamiento habituales.

El tratamiento de las piezas en bruto sinterizadas previamente según la invención se realiza con procedimientos de fresado. Mediante los bordes cortantes muy afilados de las herramientas de fresado es posible la generación de microestructuras más finas. Los bordes cortantes de la herramienta permanecen afilados durante un tiempo de servicio largo, dado que la pieza en bruto presenta en el estado sinterizado previamente sólo una resistencia y dureza reducida. Durante el tratamiento mediante fresado de la pieza en bruto la herramienta de la máquina de tratamiento funciona durante el desbaste por ejemplo con un número de revoluciones de desde 5000 hasta 40000 rpm, preferiblemente de 15000 a 25000 rpm con una velocidad de avance de desde 20 hasta 5000 mm/min, preferiblemente de 500 a 3500 mm/min. El desbaste fino tiene lugar por ejemplo con un número de revoluciones de desde 5000 hasta 50000 rpm, preferiblemente de 18000 a 35000 rpm con una velocidad de avance de desde 20 hasta 5000 mm/min, preferiblemente de 500 a 3500 mm/min. En ambas etapas de tratamiento se usa por ejemplo un diámetro de fresa de desde 0,8 hasta 4 mm.

De manera especialmente preferible se tratan las piezas en bruto sin una estructura de soporte, tal como se describe por ejemplo en el ejemplo del documento EP A2-0 824 897. El proceso de tratamiento tiene lugar desde el lado que está en contacto con el raigón y desde el lado que no está en contacto con el raigón de la pieza de prótesis dental tratada terminada. Según esto es especialmente ventajoso, que durante el proceso de sinterización a alta densidad la pieza en bruto no tiene que estar soportada o rodeada por una masa de inclusión de alta temperatura.

En el transcurso del proceso de sinterización a alta densidad, la pieza en bruto transformada puede sujetarse por medio de dispositivos de soporte, que se adaptan independientemente a las dimensiones de reducción que se producen durante el proceso de combustión, tal como se conocen por ejemplo a partir de la solicitud de patente DE-199 04 523, para evitar una deformación durante el proceso de sinterización.

Las piezas en bruto pueden componerse de cerámicas dentales habituales. Por cerámicas dentales se entienden en el contexto de esta invención composiciones que además de los componentes cerámicos habituales pueden contener dado el caso además cantidades reducidas de otros componentes (aditivos), como agentes auxiliares de la sinterización. El

ES 2 284 854 T3

dato de las formulaciones en forma de componentes y % en peso se refiere siempre a un producto, que ya no contiene aditivos. Lógicamente son posibles trazas reducidas de aditivos, también en la cerámica sinterizada previamente o final por razones cinéticas, termodinámicas o químicas y por tanto también se entiende que están contenidas en el alcance de protección de esta invención.

Especialmente la existencia de impurezas favorece la producción de fases cristalinas o fracciones cristalinas. Por tanto también se prefieren piezas en bruto que durante la sinterización a alta densidad no formen fases cristalinas o fracciones cristalinas.

Las piezas en bruto según la invención presentan además una desviación preferida de la linealidad de la contracción por dirección espacial, que es inferior al 0,05%, de manera especialmente preferible inferior al 0,01%.

Preferiblemente, las piezas en bruto según la invención se componen de cerámica de óxido de aluminio o de óxido de circonio. En este caso se prefiere especialmente la cerámica de óxido de circonio.

Se conoce que la resistencia de los sistemas inorgánicos no metálicos en general depende del factor de intensidad de esfuerzos K_{IC} crítico. Este factor en el caso de materiales amorfos, por ejemplo cristales es claramente inferior que en los sistemas cristalinos puros (D. Munz/T. Fett: Mechanisches Verhalten keramischer Werkstoffe, Springer-Verlag). Por consiguiente desciende también la resistencia de las cerámicas, cuando se forman fases amorfas en los límites de grano. Por tanto, las cerámicas que pueden utilizarse preferiblemente según la invención presentan por ejemplo un valor de K_{IC} de desde 5 hasta 10, preferiblemente de 8 a 10, determinado según la norma EN 843.

Sorprendentemente se comprobó que las cerámicas a base de óxido de circonio con un aditivo de sinterización de desde el 0,1 hasta el 0,50% en peso de al menos uno de los óxidos de los elementos aluminio, galio, germanio, indio, presentan una resistencia y dureza distribuida uniformemente y especialmente favorable. Por tanto son especialmente adecuadas para la producción según la invención de prótesis dentales complejas y estructuras filigranas. En este caso es ventajoso cuando los óxidos de los elementos anteriormente mencionados se añaden en una cantidad tal como se definió anteriormente con una distribución homogénea y éstos no están distribuidos de manera no uniforme y con una concentración variable, tal como por ejemplo las impurezas. Esta distribución homogénea puede conseguirse por ejemplo mediante precipitación conjunta, tal como se describe en el ejemplo de realización de esta invención.

Además es ventajosa una distribución uniforme de las partículas formadas durante el proceso de sinterización previa. La estructura granular de las partículas es preferiblemente equiaxial con un diámetro de grano medio inferior a $1\text{ }\mu\text{m}$, de manera especialmente preferible inferior a $0,7\text{ }\mu\text{m}$.

Las piezas en bruto que pueden utilizarse para la invención presentan normalmente un volumen de poro de desde el 50 hasta el 65%. El tamaño de poro medio se encuentra normalmente en el intervalo de desde $3\text{ }\mu\text{m}$ hasta $0,1\text{ }\mu\text{m}$, prefiriéndose el intervalo de desde $2\text{ }\mu\text{m}$ hasta $0,2\text{ }\mu\text{m}$.

En el caso de esta cerámica se realiza el proceso de sinterización previa en un intervalo de temperaturas preferido de desde 850°C hasta 1000°C , de manera especialmente preferible entre 950°C y 995°C , para obtener la resistencia a la rotura en bruto según la invención. El proceso de sinterización previa se realiza por ejemplo durante un periodo de tiempo de desde 30 h hasta 55 h.

Los sistemas cerámicos de este tipo presentan de manera conocida la tendencia de contraerse de manera anisótropa, tienen por tanto una contracción diferente en las tres direcciones espaciales. Dado que esta contracción en cada dirección espacial es en sí lineal, estas cerámicas son altamente adecuadas de manera sorprendente para la producción de prótesis dentales complejas y que de ajuste extremadamente preciso.

El uso de cerámicas de óxido de circonio en el campo médico se conoce en general. Sin embargo el óxido de circonio puro no puede usarse para aplicaciones mecánicas, dado que durante el proceso de enfriamiento tras la sinterización cambia mucho su volumen por alteraciones de modificación. Sin embargo mediante la adición de óxido de magnesio, de cerio o de itrio puede limitarse este proceso. Una discusión en detalle se encuentra en "Aluminium- und Zirkonoxidkeramik in der Medizin", Sonderdruck aus Industrie Diamanten Rundschau, IDR 2/1993 así como en el documento EP-A-0 634 149.

La adición de desde el 0,1 hasta el 0,50% en peso, preferiblemente del 0,15 al 0,50% en peso, de manera especialmente preferible del 0,20 al 0,50% en peso, de manera muy especialmente preferible del 0,25 al 0,50% en peso de al menos uno de los óxidos de los elementos aluminio, galio, germanio, indio a las cerámicas de este tipo conduce a la disminución de la temperatura de sinterización y al aumento de la estabilidad y la resistencia hidrolítica en el estado de uso. Esta situación se encuentra de nuevo para el óxido del aluminio en la información del producto de la empresa Tosoh "Zirconia Powder" 09/97. Sin embargo la cerámica no es adecuada para la producción de prótesis dentales que se ajustan con precisión según la presente invención, dado que sin el mantenimiento de la resistencia a la rotura en bruto según la invención no es posible un tratamiento mediante fresado para obtener una prótesis dental altamente precisa debido a los efectos tratados anteriormente.

También es objeto de la presente invención una pieza en bruto sinterizada previamente a partir de cerámica de óxido de circonio de la composición (1), que contiene:

ES 2 284 854 T3

(A) del 91 al 98,45% en peso, preferiblemente del 91 al 97,25% en peso de óxido de zirconio,

(B) del 0 al 3,5% en peso, preferiblemente del 0 al 2,5% en peso de óxido de hafnio,

5 (C) del 1,5 al 6,0% en peso, preferiblemente del 2,5 al 6,0% en peso de óxido de itrio,

(D) del 0,05 al 0,50% en peso, preferiblemente del 0,15 al 0,50% en peso, de manera especialmente preferible del 0,20 al 0,50% en peso, de manera muy especialmente preferible del 0,25 al 0,50% en peso de al menos uno de los óxidos de los elementos aluminio, galio, germanio, indio,

10

(E) del 0 al 1,9% en peso, preferiblemente del 0,0005 al 1,5% en peso de aditivos colorantes,

debiéndose completar el % en peso hasta 100 y presentando la pieza en bruto una resistencia a la rotura en bruto de desde 31 hasta 50 MPa, preferiblemente de 31 a 40 MPa.

15

Por componentes (E) de la composición (1) se entienden óxidos colorantes de elementos del grupo Pr, Er, Fe, Co, Ni, Ti, V, Cr, Cu, Mn, utilizándose preferiblemente Fe_2O_3 , Er_2O_3 o MnO_2 .

20

Además es objeto de la invención un procedimiento para la producción de prótesis dentales cerámicas, transformando una pieza en bruto de la composición (1) mediante medidas de tratamiento adecuadas en un modelo ampliado, adaptado a la contracción de la prótesis dental final y posteriormente sinterizándose a alta densidad para obtener sus dimensiones finales. Por modelo adaptado a la contracción se entiende un modelo ampliado correspondientemente a una parte de la contracción esperada teóricamente de la prótesis dental deseada.

25

La producción técnica de la composición (1) se logra mediante la disolución de los componentes (A) y (B) contenidas en la arena de zirconio comercial de la composición (1) con HCl, la eliminación mecánica de las impurezas difícilmente solubles y la combinación con los aditivos (C) y (D) existentes también como oxiclорuros o cloruros tras el tratamiento con HCl como solución muy ácida, acuosa.

30

Los aditivos que actúan como colorantes según el componente (E) se añaden a continuación también como cloruros, producidos mediante la disolución en HCl.

35

Le sigue una precipitación conjunta de los componentes disueltos mediante hidrólisis, calcinación del producto de precipitación, molido del producto calcinado hasta la fineza final deseada así como un proceso de secado por pulverización usando agentes de unión y lubricantes temporales.

40

El producto granulado obtenido de esta manera puede convertirse con procedimientos de prensado conocidos en la preforma deseada. Estos cuerpos prensados se desligan mediante un tratamiento térmico dependiente de la unión y se sinterizan previamente a una temperatura entre 850°C y 1000°C, preferiblemente entre 950°C y 995°C por ejemplo con un tiempo de detención de 0,5 h a 4 h.

Los polvos de cerámica que contienen los componentes (A) a (D) pueden adquirirse también comercialmente (empresa Tosoh, Tokyo, Japón).

45

Las piezas en bruto tratadas con procedimientos habituales, por ejemplo CAD/CAM o fresado por copia se sinterizan a alta densidad a de 1200°C a 1650°C, de manera especialmente preferible de 1350°C a 1550°C por ejemplo con un tiempo de detención de 1 a 3 h.

50

Preferiblemente antes de la sinterización a alta densidad pueden realizarse medidas estéticas, tales como la coloración individual. Pueden usarse por ejemplo los procedimientos según la solicitud de patente DE-199 04 522, prefiriéndose el uso de soluciones iónicas de al menos una de las sales de los elementos de las tierras raras, de los lantánidos o de los elementos del grupo Fe, Co, Ni, Ti, V, Cr, Cu, Mn.

55

Dado el caso tras la sinterización a alta densidad las piezas en bruto cerámicas transformadas en una prótesis dental se retiran de de una fijación de la pieza en bruto, pudiendo encontrar aplicación por ejemplo una fijación a partir del modelo de utilidad DE-298 154 86 durante el tratamiento. Tras la retirada de una fijación de la pieza en bruto puede seguir dado el caso un tratamiento posterior de la pieza en bruto con el fin de separar las espigas de fijación o los puntos de unión entre la fijación de la pieza en bruto y la pieza en bruto tratada.

60

Además, puede paramentarse la pieza en bruto mediante medidas habituales. Para esto puede aplicarse por fusión una masa de paramento sobre la pieza en bruto, que tiene el mismo coeficiente de dilatación térmica que la pieza en bruto. Las piezas en bruto, que son adecuadas para la presente invención, pueden presentar por ejemplo un coeficiente de dilatación térmica entre 9,0 y 10,5 ppm/K, preferiblemente entre 9,4 y 9,8 ppm/K.

65

La invención se explica con más detalle a continuación mediante ejemplos, sin que éstos la limiten.

Los datos de las resistencias, especialmente de las resistencias a la rotura en el contexto de estas realizaciones se refieren a la "Prueba de perforación en tres bolas" ("Punch on three ball Test") según la norma ISO 6872.

ES 2 284 854 T3

Para la producción de las piezas en bruto según la invención se parte de cuerpos previos obtenidos aplicando presión. En la producción de estos cuerpos previos se parte por ejemplo de cloruros, oxiclорuros o nitratos puros, en los ejemplos se utilizan cloruros.

5 Ejemplos de producción 1 y 2

Cerámica de óxido de zirconio con fracción de óxido aluminio

10 Para obtener aproximadamente 200 g de producto granulado prensado dotado acabado, se disuelven los componentes según la siguiente tabla en agua destilada:

Número	M(ZrCl ₄) [g]	M(YCl ₃ ·6H ₂ O) [g]	M(AlCl ₃) [g]	M(FeCl ₃) [g]	M(ErCl ₃) [g]
15 1 [coloreado] (fracción como óxido en %)	355,6 (94,0)	33,4 (5,17)	0,65 (0,25)	0,77 (0,2)	0,29 (0,38)
20 2 [no coloreado] (fracción como óxido en %)	357,66 (94,55)	33,36 (5,20)	0,65 (0,25)	0	0
25					
30 Componente	(A)	(C)	(D)	(E)	(E)

35 Le sigue una precipitación conjunta de los componentes disueltos mediante hidrólisis, mezclándose la solución mencionada anteriormente con solución de NH₄OH acuosa 32 l 6 molar. A este respecto se recomienda un exceso al menos de 30 veces de la concentración de OH⁻ con respecto a la demanda estequiométrica. El producto de la precipitación debe lavarse a continuación de Cl⁻. La calcinación del producto de precipitación tiene lugar a 700°C durante 0,75 horas, seguido de un molido del producto calcinado hasta una fineza final de D₅₀ = 0,6 μm así como de un proceso de secado por pulverización usando agentes de unión y lubricantes temporales (aquí: 2,0% en peso de PVA, 40 0,15% en peso de ácido oleico con respecto al relleno de óxido).

El producto granulado obtenido se convierte con una prensa isoestática, por ejemplo a de 1500 a 2500 bar, preferiblemente de 1700 a 2200 bar en cuerpos previos con las dimensiones d = 31 mm y I = 150 mm.

45 Los cuerpos previos se desligan mediante un tratamiento térmico (tasa de calentamiento: 4 K/min a 650°C, tiempo de detención de 1 h) y se sinterizan previamente a una temperatura de 970°C con un tiempo de detención de 0,5 h para obtener las piezas en bruto que pueden utilizarse según la invención.

Ejemplos de procedimiento

50 Para la producción de puentes de ajuste con precisión se tratan las piezas en bruto producidas según los ejemplos de producción 1 y/o 2 con un sistema CAD/CAM mediante fresado y se sinterizan a alta densidad con los siguientes parámetros:

55 tasa de calentamiento: 10 K/min hasta temperatura final: 1500°C

tiempo de detención a temperatura final: 2 h

60 El resultado es en ambos casos una prótesis dental de ajuste con precisión extrema con una resistencia elevada ($\sigma > 1000$ MPa).

REIVINDICACIONES

1. Procedimiento para la producción de prótesis dentales, que comprende las etapas de:

a) proporcionar una pieza en bruto,

b) tratar la pieza en bruto mediante procedimientos de fresado,

c) sinterizar a alta densidad la pieza en bruto en un intervalo de temperatura de desde 1200 hasta 1650°C,

comprendiendo la pieza en bruto un material sinterizado previamente y presentando una resistencia a la rotura en bruto de desde 31 hasta 50 MPa.

2. Procedimiento según la reivindicación 1, presentando la pieza en bruto una resistencia a la rotura en bruto de desde 31 hasta 40 MPa.

3. Procedimiento según una de las reivindicaciones 1 o 2, funcionando la herramienta de la máquina de tratamiento durante el tratamiento mediante fresado de la pieza en bruto con un número de revoluciones de desde 5000 hasta 40000 rpm y una velocidad de avance de desde 20 hasta 5000 mm/min durante el desbaste y un número de revoluciones de desde 5000 hasta 50000 rpm y una velocidad de avance de desde 20 hasta 5000 mm/min durante el desbaste fino así como en cada caso con un diámetro de fresa de desde 0,8 hasta 4 mm.

4. Procedimiento según una de las reivindicaciones anteriores, tratándose la pieza en bruto desde el lado que está en contacto con el raigón y desde el lado que no está en contacto con el raigón.

5. Procedimiento según una de las reivindicaciones anteriores, comprendiendo la pieza en bruto sinterizada previamente cerámica de óxido de zirconio o de óxido de aluminio.

6. Prótesis dental, que puede producirse según un procedimiento según una de las reivindicaciones 1 a 5.

7. Pieza en bruto sinterizada previamente a partir de cerámica de óxido de zirconio, que contiene:

(A) del 91 al 98,45% en peso de óxido de zirconio,

(B) del 0 al 3,5% en peso de óxido de hafnio,

(C) del 1,5 al 6,0% en peso de óxido de itrio,

(D) del 0,05 al 0,50% en peso de al menos uno de los óxidos de los elementos aluminio, galio, germanio, indio,

(E) del 0 al 1,9% en peso de aditivos colorantes (calculados como óxidos),

debiéndose completar el % en peso hasta 100 y presentando la pieza en bruto una resistencia a la rotura en bruto de desde 31 hasta 50 MPa.

8. Pieza en bruto sinterizada previamente según la reivindicación 7, conteniendo

(A) del 91 al 98,35% en peso de óxido de zirconio,

(B) del 0 al 2,5% en peso de óxido de hafnio,

(C) del 1,5 al 6,0% en peso de óxido de itrio,

(D) del 0,15 al 0,50% en peso de al menos uno de los óxidos de los elementos aluminio, galio, germanio, indio,

(E) del 0 al 1,9% en peso de aditivos colorantes,

debiéndose completar el % en peso hasta 100.

9. Pieza en bruto sinterizada previamente según la reivindicación 7, conteniendo

(A) del 91 al 98,45% en peso de óxido de zirconio,

(B) del 0 al 3,5% en peso de óxido de hafnio,

(C) del 1,5 al 6,0% en peso de óxido de itrio,

ES 2 284 854 T3

(D) del 0,05 al 0,50% en peso de óxido de aluminio,

(E) del 0 al 1,9% en peso de aditivos colorantes,

5 debiéndose completar el % en peso hasta 100.

10. Pieza en bruto sinterizada previamente según una de las reivindicaciones 7 a 9, presentando una resistencia a la rotura en bruto de desde 31 hasta 50 MPa.

10 11. Pieza en bruto sinterizada previamente según una de las reivindicaciones 7 a 10, obteniéndose mediante sinterización a una temperatura de desde 850°C hasta 1000°C.

15 12. Pieza en bruto sinterizada previamente según una de las reivindicaciones 7 a 11, presentando una desviación de la linealidad de la contracción por dirección espacial inferior al 0,05%.

13. Uso de una pieza en bruto, que puede producirse mediante un procedimiento según una de las reivindicaciones 1 a 5 o de una pieza en bruto según una de las reivindicaciones 7 a 12 de material sinterizado previamente con una resistencia a la rotura en bruto de desde 31 hasta 50 MPa en un procedimiento para la producción de prótesis dental.

20 14. Procedimiento para la producción de prótesis dentales según una de las reivindicaciones 1 a 5, transformando una pieza en bruto según una de las reivindicaciones 7 a 12 mediante un tratamiento mediante fresado en un modelo ampliado, adaptado a la contracción de la prótesis dental final y sinterizándose a alta densidad para obtener sus dimensiones finales.

25 15. Procedimiento para la producción de prótesis dentales según una de las reivindicaciones 1 a 5, transformando una pieza en bruto según una de las reivindicaciones 7 a 12 mediante un procedimiento CAD/CAM en un modelo ampliado, adaptado a la contracción de la prótesis dental final y sinterizándose a alta densidad para obtener sus dimensiones finales.

30 16. Procedimiento según una de las reivindicaciones 14 o 15, tratándose a continuación estéticamente la pieza en bruto tras el tratamiento y sinterizándose a alta densidad para obtener sus dimensiones finales.

35

40

45

50

55

60

65