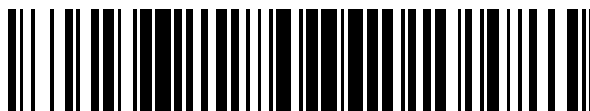


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 781 999**

51 Int. Cl.:

A61C 13/00 (2006.01)

A61C 13/09 (2006.01)

A61C 13/083 (2006.01)

A61K 6/02 (2006.01)

A61C 5/77 (2007.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **21.02.2018 E 18157873 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **01.01.2020 EP 3366260**

54 Título: **Método para la fabricación de una prótesis dental**

30 Prioridad:

24.02.2017 AT 501522017

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

09.09.2020

73 Titular/es:

**STEGER, HEINRICH (100.0%)
Giuseppe-Verdi-Strasse 18
39031 Bruneck, IT**

72 Inventor/es:

STEGER, HEINRICH

74 Agente/Representante:

ELZABURU, S.L.P

ES 2 781 999 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

Método para la fabricación de una prótesis dental

5 La invención se refiere a un método para la fabricación de una prótesis dental, en particular, corona, puente o barra, con las etapas fabricación de un entramado metálico, fabricación de un revestimiento cerámico, aplicación de al menos una capa de unión sobre el entramado metálico y/o sobre el revestimiento cerámico y aplicación del revestimiento cerámico sobre el entramado metálico, estando dispuesta la capa de unión entre el entramado metálico y el revestimiento cerámico. Además, la invención se refiere a una prótesis dental fabricada en un método de este tipo.
10

En la fabricación de prótesis dentales en forma de coronas de metal-material cerámico, el entramado base se compone de una aleación metálica, el cual transmite la carga al diente (restante situado por debajo) y al mismo tiempo procura la resistencia mecánica y la estabilidad de la prótesis dental. Este entramado de metal se reviste entonces, teniendo lugar este revestimiento con un material cerámico.
15

En un método conocido, el material cerámico se aplica a mano en forma de una pasta sobre el metal y luego se calcina en un horno de cerámica a una temperatura de aprox. 800° C. Esto puede tener lugar entonces en varias etapas, con el fin de calcinar varias capas. En el caso de un método de fabricación de este tipo se espera entonces también una destreza artesanal por parte del protésico dental que lo realice, con el fin de obtener una prótesis dental estéticamente satisfactoria.
20

Otra posibilidad consiste en fabricar el entramado base metálico y el revestimiento cerámico en una máquina de tratamiento controlada por CNC. En este caso, se suprime el recubrimiento manual con el fin de obtener un primer revestimiento sobre el metal. Especialmente, el revestimiento cerámico puede ser afinado entonces todavía con el método conocido de la técnica de estratificación cerámica con el fin de obtener de esta forma una prótesis dental con un aspecto todavía más natural. En una etapa siguiente este revestimiento, así producido, es cementado sobre el entramado base metálico. Para ello se utilizan, por norma general, pegamentos compuestos auto-endurecedores o fotoendurecedores. Sin embargo, estos tienen el inconveniente de que tan pronto como las dos partes han sido pegadas una con otra, no puede aplicarse por recubrimiento capa cerámica adicional alguna, dado que el pegamento no resiste las temperaturas en el caso de este proceso de calcinación.
25
30

En el documento DE 10 2005 023 106 A1 no del género expuesto se trata de un método para la fabricación de una parte de una prótesis dental. En este caso, la parte de la prótesis dental se compone de una estructura realizada al menos de una pieza y de una parte de revestimiento. La fabricación de estas partes puede llevarse a cabo en métodos CAD/CAM. Como material para la primera pieza componente se prevé ventajosamente óxido de aluminio u óxido de zirconio, y para la segunda pieza componente un material cerámico de feldespato. Este documento no es del género expuesto debido a que allí solo en la introducción de la descripción del estado de la técnica se describe que como materiales del núcleo se utilizan a menudo metales y como materiales de revestimiento entonces materiales cerámicos, pero la invención allí descrita no está diseñada precisamente para el uso de estos materiales. La fijación de las dos partes una con otra tiene lugar entonces mediante unión, utilizándose un material compuesto. Como material compuesto puede utilizarse material de soldadura de vidrio, material cerámico de bajo punto de fusión o pegamentos orgánicos. Las piezas componentes a unir se eligen de manera que se adapten ventajosamente entre sí en relación con su coeficiente de dilatación. Adicionalmente, también se indica que las dos piezas componentes son reunidas a través de un tratamiento térmico.
35
40
45

En el documento DE 197 14 759 B4 se describe una prótesis dental en forma de una corona dental, la cual se compone de una parte interna metálica a modo de caperuza y una parte oxídica sinterizada aplicada sobre la anterior. La parte interna metálica es revestida con un polvo oxídico, con lo cual se forma una capa intermedia. En especial, mediante una inyección térmica se aplica un polvo de óxido de aluminio puro sobre la parte interna. Para la aplicación de la capa de óxido de aluminio se requiere una antorcha, lo cual se considera como una etapa compleja para el revestimiento. A continuación, se coloca el material cerámico dental fabricado por separado y se sinteriza en el intervalo de temperaturas de 650°C a 850°C. Con el fin de influir en la coloración de la prótesis dental, se indica, entre otros, zirconio en forma de óxido. Como material para la parte interna, se prevén titanio o aleaciones de titanio. En este documento no se explica con detalle la forma en que exactamente se fabrican las distintas partes.
50
55

La misión de la presente invención consiste en evitar los inconvenientes mencionados y crear un método mejorado o bien una prótesis dental mejorada con respecto al estado de la técnica.

60 Esto se consigue mediante un método con las características de la reivindicación 1. Según el mismo, se prevé la etapa de la calcinación común del entramado metálico, la capa de unión y el revestimiento cerámico, mediante la cual la capa de unión une con ajuste de material el entramado metálico con el revestimiento cerámico, ascendiendo la proporción de titanio o de una aleación de titanio en el entramado metálico a más de 80 % en peso, en donde el

revestimiento cerámico presenta como componente principal dióxido de zirconio y la proporción de dióxido de zirconio se encuentra en al menos 50 % en peso, y en donde la capa de unión se compone en más de 60 % en peso de dióxido de silicio y en menos de 12 % en peso de óxido de aluminio.

- 5 Prótesis dentales con otras composiciones se desprenden, por ejemplo, del documento US 5.314.334, del documento WO 2011/041194 A1, del documento US 4.104.798 y del documento WO 2007/028787 A1.

10 Con el fin de dar aun un aspecto todavía más natural a la prótesis dental se prevén las etapas adicionales aplicar al menos una capa de revestimiento cerámico sobre el revestimiento cerámico y calcinar conjuntamente el entramado metálico, la capa de unión, el revestimiento cerámico y la capa de revestimiento. La capa de revestimiento puede aplicarse entonces en este caso solo por zonas sobre el revestimiento cerámico. Preferiblemente, toda la superficie del revestimiento cerámico que no limita en la capa de unión es cubierta con la capa de revestimiento.

15 Por "revestimientos" se entienden no obligatoriamente elementos que cubren una parte metálica y, por consiguiente, la "revisten". Por dicho término pueden entenderse también elementos que tengan que unirse simplemente a una pieza componente metálica. De manera simplificada se puede decir, por consiguiente, que por la fabricación de una prótesis dental se entiende que se unen un elemento metálico (en este caso realizado como entramado) y un elemento cerámico (en este caso realizado como revestimiento).

20 De acuerdo con un ejemplo de realización preferido, está previsto que el entramado metálico se fabrique en una máquina de tratamiento CNC, preferiblemente sea fresado. Alternativa o adicionalmente, también el revestimiento cerámico puede fabricarse, preferiblemente fresarse, en una máquina de tratamiento CNC.

25 Además, está previsto preferiblemente que el revestimiento cerámico sea sinterizado a la densidad máxima antes de la aplicación de la capa de unión en un horno de sinterización. Adicional o alternativamente, puede estar previsto que el entramado metálico sea sinterizado a la densidad máxima en un horno de sinterización antes de la aplicación de la capa de unión. La sinterización a la densidad máxima tiene lugar en cada caso a una temperatura de sinterización adaptada para el material respectivo.

30 En general, la capa de unión puede aplicarse antes de la reunión sobre el entramado metálico o sobre el revestimiento cerámico o sobre ambas partes.

35 De manera particularmente preferida está previsto que la capa de unión se componga principalmente de material cerámico vítreo, preferiblemente silicático. Una capa de unión de este tipo resiste las temperaturas de calcinación de la cochura cerámica. Por consiguiente, también es posible la realización de al menos otro proceso de calcinación – ante todo después de aplicar la capa de revestimiento - sin que exista el riesgo de que el revestimiento se desprenda de manera indeseada del entramado.

40 El entramado metálico puede componerse también de un único metal o de una aleación de metales. Preferiblemente, está previsto que el entramado metálico se componga principalmente de titanio o de una aleación de titanio. Pueden estar añadidos también además otros metales. En especial, la proporción de titanio o bien de la aleación de titanio en el entramado metálico es superior al 80 %, preferiblemente superior al 88 %, porcentaje en peso. De acuerdo con un ejemplo de realización preferido, como material para el entramado metálico se utiliza titanio 5 (Norma ASTM) con las siguientes propiedades:

45

Densidad:	4,43 g/cm ³
Dureza Vickers:	341 HV
Coeficiente de dilatación térmica (25 – 500° C)	9,7-1·10 ⁶ ·K ⁻¹
Conductividad térmica:	6,7 W(mK)
50 Composición química (%):	titanio (aprox. 90 %), aluminio (aprox. 6 %), vanadio (aprox. 4 %), hierro y oxígeno (en cada caso escasas proporciones)
Resistencia a la tracción:	860 MPa
Límite elástico de fluencia:	790 MPa
Dilatación:	15 %
55 Módulo E:	114 GPa
Módulo de cizallamiento:	44 GPa
Coeficiente de Poisson:	0,342

60 Por material cerámico para el revestimiento cerámico se ha de entender un material inorgánico no metálico. En general, pueden utilizarse todos los materiales cerámicos o mezclas de materiales cerámicos que son adecuados para aplicaciones dentales. Preferiblemente, está previsto que el revestimiento cerámico presente dióxido de zirconio como componente principal. Esto significa que la proporción de dióxido de zirconio se encuentra en al

menos 50 por ciento en peso. Preferiblemente, está previsto que la proporción de dióxido de zirconio se encuentre en más de 85 por ciento en peso.

5 De acuerdo con un primer ejemplo de realización, para el revestimiento cerámico se utiliza un material con las siguientes propiedades:

	Dióxido de zirconio (ZrO ₂)	componente principal (más de 50 % en peso)
	Óxido de ytrio (Y ₂ O ₃)	porción de < 12 por ciento en peso
	Óxido de aluminio (Al ₂ O ₃)	porción de < 1 por ciento en peso
10	Dióxido de silicio (SiO ₂)	porción máx. 0,02 por ciento en peso
	Óxido de hierro(III) (Fe ₂ O ₃)	porción máx. 0,02 por ciento en peso
	Densidad (g/cm ³):	~ 6,0 g/cm ³
	Resistencia a la flexión:	670 MPa
	Dureza Vickers (HV10)	1250 HV10
15	Módulo de Weibull	~ 6
	Coefficiente de dilatación térmica:	~ 10,0·10 ⁻⁶ ·K ⁻¹

Adicionalmente, en este material puede estar contenido también todavía de óxido de hafnio.

20 De acuerdo con un segundo ejemplo de realización, para el revestimiento cerámico puede utilizarse un material con las siguientes propiedades:

	Dióxido de zirconio (ZrO ₂)	componente principal
	Óxido de ytrio (Y ₂ O ₃)	porción de 4 - 6 por ciento en peso
25	Óxido de aluminio (Al ₂ O ₃)	porción de < 1 por ciento en peso
	Dióxido de silicio (SiO ₂)	porción máx. 0,02 por ciento en peso
	Óxido de hierro(III) (Fe ₂ O ₃)	porción máx. 0,01 por ciento en peso
	Óxido de sodio (Na ₂ O)	porción máx. 0,04 por ciento en peso
	Densidad:	~ 6,0 g/cm ³
30	Resistencia a la flexión (a T.A.):	1000 – 1200 MPa
	Dureza Vickers	1250 HV10
	Módulo de Weibull	~ 15
	CDT (Coeficiente de dilatación térmica):	~ 10,0·10 ⁻⁶ ·K ⁻¹

35 También en este material puede estar contenido adicionalmente todavía óxido de hafnio.

40 Con el fin de evitar desprendimientos en la prótesis dental o la rotura de la prótesis dental mediante la cochura (múltiple), está previsto preferiblemente que el coeficiente de dilatación térmica de la capa de unión se diferencie como máximo en 2,0·10⁻⁶·K⁻¹, preferiblemente como máximo en 1,0·10⁻⁶·K⁻¹ de los coeficientes de dilatación térmica tanto del entramado metálico como del revestimiento cerámico. Mediante estas diferencias relativamente pequeñas en el caso de la dilatación térmica también el riesgo de desprendimientos es menor que en el caso de grandes diferencias.

45 Una resistencia particularmente buena frente a los desprendimientos se da cuando el coeficiente de dilatación térmica de la capa unión se encuentre entre el coeficiente de dilatación térmica del entramado metálico y el coeficiente de dilatación térmica del revestimiento cerámico. Naturalmente, el coeficiente de dilatación térmica de la capa de unión puede encontrarse sin embargo también – de preferencia ligeramente – por encima o por debajo de los coeficientes de dilatación térmica del entramado metálico y del revestimiento cerámico. En especial, está previsto preferiblemente que el coeficiente de dilatación térmica de la capa de unión sea como máximo 1,7·10⁻⁶·K⁻¹ más bajo que el coeficiente de dilatación térmica del revestimiento cerámico. Además, puede estar previsto preferiblemente que el coeficiente de dilatación térmica de la capa de unión se desvíe como máximo 1,5·10⁻⁶·K⁻¹ del coeficiente de dilatación térmica del entramado metálico.

55 Concretamente, puede estar previsto que el entramado metálico presente un coeficiente de dilatación térmica de aprox. 9,7·10⁻⁶·K⁻¹. El revestimiento cerámico debería presentar un coeficiente de dilatación térmica de 10,0·10⁻⁶·K⁻¹. El coeficiente de dilatación térmica de la capa de unión se encuentra preferiblemente en un intervalo entre 8,0 y 10,5·10⁻⁶·K⁻¹. Preferiblemente, la capa de unión presenta un coeficiente de dilatación térmica de 10,0·10⁻⁶·K⁻¹. Se entiende que estos valores también pueden desviarse de los intervalos aquí indicados. Sin embargo, debería garantizarse que las diferencias de los coeficientes mantengan entre sí diferencias admisibles.

60 Para los coeficientes de dilatación térmica son válidos los datos de los fabricantes de los distintos componentes en las fichas técnicas correspondientes. En el caso de que no estén presentes datos de este tipo, puede tener lugar también una medición del coeficiente de dilatación térmica. Para la medición del coeficiente de dilatación térmica

puede utilizarse, en general, un dilatómetro. A modo de ejemplo, se puede indicar para ello el dilatómetro con el nombre de marca "DIL 402 C" de la razón social NETZSCH-Gerätebau GmbH. Para materiales cerámicos en el sector de la odontología, la medición del coeficiente de dilatación térmica puede tener lugar en base a la Norma DIN EN ISO 6872 en la versión de 2015. En esta Norma se describe, bajo el punto 7.4, la medición del coeficiente de dilatación térmica lineal. Para la medición en el caso de materiales metálicos en el sector de la odontología debería recurrirse a la Norma DIN EN ISO 22674 en la versión de 2016. El método de ensayo para la medición de la dilatación térmica lineal se describe allí bajo el punto 8.13.

Cuando la capa de unión se componga de un material cerámico de vidrio silicático, se prevé preferiblemente que éste se componga en más de un 60 por ciento en peso, preferiblemente en un 60 a 68 por ciento en peso de dióxido de silicio y en menos de 12 por ciento en peso, preferiblemente entre 5 y 12 por ciento en peso de óxido de aluminio. Adicionalmente, puede estar previsto también, además, que esta capa de unión presente una proporción de óxido de potasio entre 4 y 9 por ciento en peso y una proporción de óxido de sodio entre 5,5 y 12 por ciento en peso. La capa de unión sirve ante todo para garantizar una buena unión con ajuste de materia con el revestimiento cerámico. Además, la capa de unión debería presentar también propiedades ópticas adecuadas. Con el fin de garantizar que el entramado metálico situado por debajo no se pueda reconocer demasiado claramente, en una posible forma de realización está previsto que la capa de unión sea unida con el entramado metálico a través de al menos una capa de cubierta. Por consiguiente, la capa de unión está unida con ajuste de materia con el entramado metálico solo indirectamente a través de esta capa de cubierta. Lo mismo es válido también cuando sobre el revestimiento cerámico se aplique al menos una capa de cubierta. Con ello, la capa de unión está unida con ajuste de materia con el revestimiento cerámico indirectamente a través de la capa de cubierta. Esta capa de cubierta debería ser relativamente opaca. En concreto, también para esta capa de cubierta puede utilizarse un material cerámico de vidrio silicático. Puede estar previsto también que se apliquen varias de estas capas de cubierta antes de recubrir el revestimiento cerámico. Estas capas individuales pueden diferenciarse entonces entre sí también en su composición.

Se solicita también protección para una prótesis dental, en particular corona, puente o barra, fabricada en un método de acuerdo con la invención, con un entramado metálico, un revestimiento cerámico y una capa de unión que une el entramado y el revestimiento. Con respecto a ello, se debe mencionar también que el método de acuerdo con la invención funciona en el caso de todos los trabajos protésicos dentales. Por consiguiente, la invención no debería limitarse solo a coronas, puentes y barras. Por ejemplo, también pueden fabricarse trabajos circulares o también trabajos telescópicos a través de este método, por solo mencionar algunos ejemplos. Preferiblemente, también sobre el revestimiento cerámico está aplicada, al menos por zonas, al menos una capa de revestimiento. Todos los ejemplos de realización descritos en esta memoria y variantes preferidas son válidos – en la medida en que sean lógicamente prácticos, también para la prótesis dental.

Particularidades y ventajas adicionales de la presente invención se describen con mayor detalle en lo que sigue con ayuda de la descripción de las Figuras, haciendo referencia a los ejemplos de realización representados en los dibujos. En ellos muestran:

- La Figura 1, esquemáticamente la estructura de una prótesis dental,
- la Figura 2, esquemáticamente, las distintas etapas del método de fabricación de esta prótesis dental,
- la Figura 3, esquemáticamente un entramado metálico en forma de cuatro raigones con un revestimiento cerámico aplicado,
- la Figura 4, una vista en perspectiva de un pilar y
- la Figura 5, vistas frontales de estructuras en forma de bases de titanio.

La parte más interna de la prótesis dental Z es el entramado metálico 1. Sobre este entramado metálico 1 está dispuesta en capas la capa de unión 2. A ella le sigue el revestimiento cerámico 3. Sobre éste está aplicada de nuevo una (o varias) capa(s) de revestimiento 4.

En el caso de la primera variante representada en la Figura 1, el entramado metálico 1, que se compone principalmente de titanio o una aleación de titanio, se reviste con una segunda parte (revestimiento cerámico 3) a base de dióxido de zirconio. Ambas partes se modelan y también se fabrican con ayuda de un dispositivo CAD-CAM. La unión de ambas partes, denominada también proceso de unión, tiene lugar a través de una masa de unión (capa de unión 2). Como masas de unión pueden utilizarse básicamente materiales que tienen un coeficiente de dilatación térmica que es similar al coeficiente de dilatación térmica de las dos piezas componentes a unir.

En el caso concreto, se utilizan coronas, puentes o elementos protésicos dentales similares cerámicos a base de dióxido de zirconio que presentan una dilatación térmica de aprox. $10,0 \cdot 10^{-6} \cdot K^{-1}$. Los entramados metálicos 1 utilizados a base de titanio o aleaciones de titanio presentan una dilatación térmica de aprox. $9,7 \cdot 10^{-6} \cdot K^{-1}$. Como material para la capa de unión 2 pueden utilizarse agentes orgánicos o inorgánicos. Así, pueden pasar a emplearse materiales tales como material de soldadura de vidrio, materiales cerámicos o también pegamentos orgánicos. Sin

5 embargo, preferiblemente, se utiliza un material cerámico de vidrio silicático con una dilatación térmica de aprox. $10,0 \cdot 10^{-6} \cdot K^{-1}$. Los coeficientes de dilatación térmica pueden oscilar, sin embargo, en función de una composición exacta. En principio, el proceso de unión puede llevarse a cabo, sin embargo, también con otros materiales que tengan aproximadamente un coeficiente de dilatación deseado. El material cerámico de vidrio silicático presenta componentes de SiO_2 , Al_2O_3 , K_2O , Na_2O , CaO y B_2O_3 . Muy preferiblemente, el material cerámico de unión se basa en vidrios de sinterización silicáticos exentos de leucita.

10 La composición de posibles polvos puede deducirse de la siguiente Tabla (porciones en masa en porcentaje en peso).

Componentes	Material A	Material B	Material C
SiO_2	63 – 68	60 – 65	58 – 62
Al_2O_3	5 – 8	8 - 12	7 – 11
K_2O	5,5 – 9	4 - 6	5 - 8
Na_2O	5,5 – 9	8 - 12	8 – 12
Li_2O	1 - 3	-	1 – 3
CaO	1 - 3	0,1 - 2	1 – 3
SrO	1,5 - 4	-	-
BaO	-	4 - 6	-
B_2O_3	0 - 3	4 - 6	3 – 5
P_2O_5	< 0,2	-	4 – 6
CeO_2	0 - 2	-	0,5 – 2,5
ZnO	2 – 5	-	0,1 – 2
SnO_2	-	-	0,1 – 2
MgO	-	0,1 - 2	-
ZrO_2	0 - 2	-	-
TiO_2	1 – 3	-	-
F	0 - 2	0,1 – 2	-
Valor CDT	$10,0 \cdot 10^{-6} \cdot K^{-1}$	$8,5 \cdot 10^{-6} \cdot K^{-1}$	$9,0 \cdot 10^{-6} \cdot K^{-1}$

15 En función del color del producto se añaden entonces además pigmentos. Esto puede suponer una proporción de hasta 30%. En el caso de ensayos con 100% de material A (que es más transparente que el material C en estado calcinado) como capa de unión 2, se alcanzó una unión con ajuste de materia muy buena entre el entramado metálico 1 y el revestimiento cerámico 3.

20 Alternativamente, también se alcanzó una buena unión con ajuste de materia, debido a que primeramente se aplicó y se calcinó una primera capa del material C como capa de cubierta, con el fin de cubrir al entramado metálico 1, tras lo cual se aplicó y calcinó el material A con el revestimiento cerámico 3.

En otro ensayo, el material A se mezcló con material C (distribución 50:50) y luego se aplicó directamente y la corona (revestimiento cerámico 3) se colocó por encima y todo ello se calcinó. En este caso, pudo alcanzarse también una unión satisfactoria.

25 El dióxido de zirconio utilizado como material cerámico se denomina también coloquialmente como óxido de zirconio o zirconio, y es un material utilizado a menudo en el sector dental, ya que presenta una extraordinaria biocompatibilidad y también satisface los requisitos estéticos de una prótesis dental Z altamente valiosa. Además, presenta también las necesarias propiedades mecánicas, por ejemplo en relación con resistencia a la rotura o también resistencia al desgaste. De por sí pueden pasar a emplearse, sin embargo, también otros materiales
30 cerámicos (p. ej., materiales cerámicos técnicos o materiales cerámicos de vidrio), que presenten las propiedades necesarias. Dos variantes preferidas ya se expusieron más arriba, que presentan un coeficiente de dilatación térmica de aprox. $10,0 \cdot 10^{-6} \cdot K^{-1}$. El titanio de calidad 5 utilizado en los ensayos tiene un coeficiente de dilatación de aprox. $9,7 \cdot 10^{-6} \cdot K^{-1}$.

35 Con referencia a la Figura 2 se explican en lo que sigue con mayor detalle las etapas para el método para la fabricación de una prótesis dental.

40 En una primera etapa (no representada) se registran los datos de la boca del paciente (p. ej., la superficie del al menos un raigón, la posición de los implantes, etc.), con el fin de poder llevar a cabo entonces, a través de un software adecuado, la modelación necesaria del entramado y del revestimiento. Esto puede llevarse a cabo mediante una computadora en un modo de detección y modelación. El software correspondiente está depositado para ello en una memoria de la computadora. El entramado metálico está adaptado entonces, por ejemplo, al raigón recogido. También el revestimiento cerámico se modela de manera correspondiente. Entre el entramado metálico y

el revestimiento cerámico está prevista preferiblemente también ya una rendija que puede oscilar entre 0,01 mm y 0,5 mm, pero preferiblemente entre 0,02 mm y 0,2 mm y muy preferiblemente se encuentra en aprox. 0,05 mm.

5 Después de haber sido fabricadas las dos partes del entramado metálico 1 a base de titanio y revestimiento cerámico 3 a base de zirconio, por ejemplo en un dispositivo de tratamiento CAD/CAM (véase la etapa i en la Figura 2, que solo muestra el entramado metálico 1), el entramado metálico 1 es cubierto con una primera capa del material cerámico de vidrio (capa de unión 2). Esto se muestra en la etapa ii de la Figura 2. Alternativamente a la variante representada en la Figura 2, la capa de unión 2 puede aplicarse también sobre el revestimiento cerámico 3. También sobre ambas partes (1 y 3) puede aplicarse entonces en cada caso una capa de unión 2 más delgada.

10 Antes de llevar a cabo esta etapa ii, está previsto preferiblemente que la superficie del entramado metálico 1 sea tratada con chorro de arena. Para ello, se pueden utilizar los granulados más diversos. Una posibilidad es óxido de aluminio con un tamaño de granos de aprox. 50-200 µm a aprox. 2-3 bares. Esto tiene la ventaja de que la superficie es asperizada, con lo cual se puede generar una mejor unión adhesiva. Esto puede llevarse a cabo tanto en el caso del entramado metálico 1 como en el caso del revestimiento cerámico 3.

15 Antes de la aplicación de la capa de unión 2, el polvo es agitado con un líquido para formar una pasta extensible. Ésta es aplicada entonces con un pincel sobre el entramado metálico 1 con un grosor de aprox. 0,5 mm. Preferiblemente, el grosor de capa aplicado corresponde a la rendija que se ha previsto entre las dos partes durante la modelación. Este proceso puede llevarse a cabo también de manera automatizada, tal como, por ejemplo, a través de un mecanismo de pulverización, a través de otros dispositivos de aplicación o a través de un método adecuado (por ejemplo inmersión). En uno de estos casos, la consistencia se ha de adaptar al proceso utilizado. En el caso de esta capa de unión 2 se ha de tener en cuenta que toda la superficie del entramado metálico 1 sea cubierta con la misma, con el fin de que ya no se pueda visualizar parte situada por debajo alguna. Esta capa de unión 2 es elegida entonces preferiblemente también desde un punto de vista de la composición de modo que se trate de una masa opaca y no translúcida. Esto tiene la ventaja de que se oculta la estructura gris del entramado metálico 1 y, por consiguiente, no se transparenta a través del revestimiento cerámico 3. Con ello pueden alcanzarse resultados ópticos mejores durante la fabricación de la prótesis dental Z.

20 Después de haber aplicado el material cerámico vítreo (capa de unión 2) se coloca entonces por encima el revestimiento cerámico 3 ya previamente acabado (véase la etapa iii en la Figura 2). En este caso, puede suceder que demasiado material aplicado sea expulsado de la rendija de unión. Éste es eliminado entonces. En este caso, se ha de tener entonces en cuenta que el revestimiento cerámico 3 sea aplicado por presión en la posición prevista para ello sobre el entramado metálico 1.

25 A continuación, se calcina o bien sinteriza esta "asociación de tres". Para ello, la asociación se seca primero al aire durante aprox. 5 min. Después, la asociación se introduce durante aprox. 5 min en el horno de cochura S (véase la etapa iv en la Figura 2), el cual tiene una temperatura de espera de aprox. 400° C y después, con un incremento de aprox. 55 K/min, se calienta en un vacío hasta 800° C. Por norma general, a ello le sigue entonces todavía un tiempo de parada de un minuto. A continuación, el horno de cochura S se abre entonces lentamente, también en etapas escalonadas y las partes unidas se extraen lentamente. Con ello se consigue que tenga lugar un enfriamiento controlado. Esta etapa requiere aproximadamente diez minutos. El proceso aquí descrito representa una variante preferida y puede llevarse a cabo también con otros parámetros de tiempo y temperatura.

30 La ventaja de un tratamiento de este tipo consiste en que esta asociación ensamblada puede ser entonces revestida y afinada todavía con material cerámico adicional (capa de revestimiento 4; véase la etapa v en la Figura 2). Después de ello, pueden llevarse a cabo las denominadas cochuras de vidriado en el horno de cochura S (véase la etapa vi en la Figura 2), sin poner en peligro la unión adhesiva dada mediante la capa de unión 2 entre el entramado metálico 1 y el revestimiento cerámico 3.

35 Según el estado de la técnica, hasta ahora los revestimientos fueron revestidos con la pasta de material cerámico, y ésta se calcinó constantemente con el fin de obtener la resistencia mecánica del material cerámico. Esto se llevó a cabo hasta que se alcanzó el resultado deseado. Este revestimiento recubierto con material cerámico fue luego unido a través de cemento, por ejemplo un pegamento compuesto, con el entramado metálico. Si esta prótesis dental se colocó en la boca del paciente y se comprobó que la coloración no se adaptaba totalmente a los dientes de hasta entonces, entonces se tenía que desprender de nuevo la asociación, con el fin de poder realizar adaptaciones adicionales en el material cerámico en relación con el color, ya que en el caso de una cochura renovada en el horno, el pegamento se calcinaría.

40 En el caso de utilizar la capa de unión 2, preferiblemente en forma de un material cerámico de vidrio silicático, desaparecen estos problemas y pueden realizarse todavía adaptaciones con tanta frecuencia como se quiera. Las masas de las capas cerámicas de la capa de unión 2 pueden elegirse entonces con una pigmentación arbitraria, ventajosamente según la escala de colores VITA A1-D4.

- Bajo determinadas circunstancias, también el propio revestimiento cerámico 3 puede estar ya coloreado. Esto puede llevarse a cabo con los denominados líquidos con los cuales se colorea el revestimiento cerámico 3 antes de la sinterización a la densidad máxima. La sinterización a la densidad máxima del revestimiento 3 en el caso de dióxido de zirconio tiene lugar a aprox. 1.400° hasta 1.500° C. Este intervalo de temperaturas puede variar sin embargo.
- 5 Esta sinterización a la densidad máxima del revestimiento cerámico tiene lugar en un horno de sinterización (no mostrado) antes de la unión. También puede estar previsto que para el revestimiento cerámico 3 se utilicen bloques multicapa, los cuales presentan ya diferentes capas de color y no tienen que ser coloreados obligatoriamente. Para la fabricación del revestimiento cerámico 3 se utilizan por norma general piezas en bruto prensadas, las cuales,
- 10 después del tratamiento, se sinterizan a la densidad máxima tal como se ha descrito arriba. Sin embargo, también puede estar previsto que se utilicen piezas en bruto cerámicas, las cuales poseen ya su densidad final y ya no tienen que ser sinterizadas a la densidad máxima. Éstas son elaboradas entonces ya solo de manera superficial, preferiblemente mediante amolado.
- 15 En el caso de una segunda variante basada en la primera variante representada en la Figura 2, puede estar previsto también que sobre el entramado metálico 1 se aplique una primera capa del material cerámico de vidrio silicático (capa de unión 2). A continuación, el entramado metálico 1 se calcina entonces con esta primera capa aplicada, sin el revestimiento cerámico 3 aplicado por encima.
- 20 A continuación, el entramado metálico 1 es detectado con un escáner junto con la capa de unión 2 con el fin de obtener los nuevos datos geométricos de la superficie. Basándose en estos datos se puede modelar de nuevo entonces el revestimiento cerámico 3. En este caso, puede estar previsto entonces de nuevo una rendija entre las dos partes.
- 25 En teoría también es posible suprimir el proceso de escaneo y colocar el revestimiento 3 modelado previamente sobre la capa de unión 2 ya calcinada y luego calcinar de nuevo entonces esta asociación. Sin embargo, también en este caso el revestimiento 3 puede ser adaptado con ayuda de un escáner.
- 30 Si esto no tiene lugar, en la siguiente etapa se puede aplicar de nuevo una capa de unión del material cerámico de vidrio silicático. En este caso, la masa de unión puede diferenciarse, sin embargo, también de la primera masa utilizada. No está previsto forzosamente que se tenga que utilizar esta misma masa.
- En teoría, ahora se puede calcinar de nuevo esta capa aplicada, detectar entonces a través de un escáner y llevar a cabo de nuevo la modelación. Sin embargo, en el caso normal, antes de calcinar esta segunda capa aplicada, se coloca el revestimiento 3 y luego se calcina de nuevo la asociación completa. Esto se lleva a cabo según el proceso descrito previamente.
- 35 En el caso de una tercera variante, puede estar previsto también que el entramado metálico 1, antes de ser revestido con la capa de unión 2, sea detectado digitalmente ya con un escáner. En algunos casos puede suceder que en el entramado metálico 1 se tengan que realizar todavía adaptaciones manuales, por ejemplo ordenar en paralelo las paredes. Estas modificaciones deben entonces naturalmente ser digitalizadas de nuevo, con el fin de poder modelar de manera correspondiente la unión del revestimiento cerámico 3.
- 40 Una vez que haya tenido lugar esta etapa, se puede continuar procediendo entonces según la primera o también la segunda variante.
- 45 Si se parte del hecho de que el titanio del entramado metálico 1 presenta un menor coeficiente de dilatación térmica que el revestimiento cerámico 3, entonces durante la aplicación de varias capas de unión 2 puede estar previsto que las distintas capas también se diferencien en sus coeficientes de dilatación térmica y esto de manera que los mismos se adapten lentamente del titanio al revestimiento. Por ejemplo, el titanio tiene un coeficiente de dilatación térmica de $9,0 \cdot 10^{-6} \cdot K^{-1}$ y el zirconio de $10,5 \cdot 10^{-6} \cdot K^{-1}$. De esta forma, podrían estar previstas dos capas, en donde la primera capa tiene en el titanio una dilatación térmica de $9,5 \cdot 10^{-6} \cdot K^{-1}$ y la segunda capa de $10,0 \cdot 10^{-6} \cdot K^{-1}$. Por consiguiente, se puede generar una transición fluida. Aquí también se puede trabajar con varias capas.
- 50 Como ya se ha mencionado, la presente invención no solo puede utilizarse para trabajos individuales, sino también para trabajos mayores. Así, conforme a la Figura 3, puede estar previsto, por ejemplo, que la estructura metálica 1 comprenda una estructura que presente cuatro raigones individuales, sobre los cuales pueden añadirse entonces los distintos revestimientos cerámicos 3. Estos revestimientos 3 pueden presentarse de forma individual o estar realizados por sí mismos como una parte continua. Esta prótesis dental Z puede revestirse entonces de nuevo con una capa de revestimiento 4 después de la unión. También la parte de titanio inferior, todavía suelta, que también sería visible en la boca del paciente, puede revestirse entonces con una capa de revestimiento cerámica 4, con el fin de imitar, por ejemplo la encía. Para ello, se utilizan entonces también masas cerámicas con una pigmentación estéticamente adecuada.
- 60

Alternativamente, también se puede fabricar su barra la cual puede ser incorporada por completo en el revestimiento 3 y luego ya no ser vista más por el entramado metálico 1, o solo zonas muy pequeñas, las cuales pueden ser revestidas de nuevo con material cerámico.

5 En general, también es posible que los entramados metálicos 1 y también los revestimientos cerámicos 3 sean fabricados de otra manera, tal como, por ejemplo, a través de diversos métodos de colada conocidos en la rama dental.

10 También pueden utilizarse otras aleaciones dentales que tienen un coeficiente de dilatación térmica que es similar al revestimiento y el agente de unión. Como metal para aplicaciones dentales sería adecuada, por ejemplo, una aleación de cromo-cobalto (CrCo).

15 En el caso de una variante de realización preferida, el entramado metálico 1 se elabora/fresa a partir de un bloque macizo. Alternativamente, también se puede utilizar un bloque de metal de sinterización. En este caso, el entramado metálico 1 tiene que ser sinterizado a la densidad máxima antes de aplicar la capa de unión 2.

20 También es posible que el revestimiento cerámico 3, antes de ser añadido sobre el entramado metálico 1, sea revestido manualmente con una capa de revestimiento 4, y esto previamente calcinado, antes de añadir este revestimiento completo (3 y 4) entonces sobre el entramado metálico 1. De esta forma, la adaptación óptica a las restantes etapas ya tendría lugar en una primera etapa del proceso, es decir, todavía antes del proceso de unión. A continuación, después del proceso de unión, pueden realizarse entonces todavía refinamientos.

25 El proceso de cochura o bien de sinterización puede adaptarse entonces todavía según se requiera a los materiales utilizados exactamente. Así, por ejemplo, puede utilizarse una tasa de calentamiento más lenta con el fin de generar en el material menores tensiones o también con el fin de adaptar la temperatura de inicio y final.

30 En el caso de las masas utilizadas para la capa de unión de 2 es también posible mezclar diferentes polvos. Así, un polvo puede fijar como objetivo, por ejemplo ocultar la estructura del entramado y es, de manera correspondiente, opaco (capa de cubierta). Ésta es mezclada luego con un polvo que es translúcido, con el fin de generar con ello un polvo menos opaco. Este polvo se mezcla luego de nuevo con un líquido para formar una pasta aplicable y puede luego aplicarse por capas y elaborarse según los métodos ya arriba descritos.

35 Naturalmente, también existe siempre la posibilidad de que una de las dos partes a unir, o también ambas, sean fabricadas manualmente y luego unidas. Si una se fabrica manualmente, ésta puede entonces ser registrada a través de un escáner y la segunda parte es luego adaptada/modelada y fabricada de manera correspondiente.

40 Además, también puede ser que el propio revestimiento 3 esté constituido en múltiples capas y que las distintas capas sean unidas/asociadas entre sí. Estas distintas capas pueden generarse entonces de nuevo de manera automatizada a través de un dispositivo CAD/CAM.

45 Para la fabricación pueden utilizarse, junto a métodos desprendedores de material, también métodos constituyentes de material aditivos. También son posibles un fresado, amolado, métodos de acabado generativos, etc. En general, pueden emplearse todos los métodos de fabricación que se desprendan de la Norma DIN 8580 y a través de los cuales se puedan fabricar las distintas piezas componentes.

En lo que sigue se describe todavía como etapa final (no representada) la fijación en la boca del paciente.

50 Una prótesis dental Z, tal como se representa en la Figura 1, cuando está acabada, puede entonces cementarse sobre un muñón en la boca del paciente. Para ello, el diente natural en la boca del paciente puede haber sido elaborado de manera que la prótesis dental Z pueda luego colocarse encima. Como ya se ha descrito al comienzo, para crear la prótesis dental Z se ha detectado digitalmente en una primera etapa la situación en la boca del paciente. Para ello, pueden pasar a emplearse los más diversos métodos. Por una parte, es imaginable una detección a través de un escáner intraoral. Sin embargo, también pueden realizarse moldes, los cuales son detectados entonces de nuevo digitalmente. Para ello son conocidos por el protésico dental los más diversos métodos.

60 También puede ser que el paciente tenga un implante en el hueso maxilar y sobre él esté fijado un pilar 5. Un pilar 5 de este tipo se representa en la Figura 4. Este pilar 5 tiene la forma de un raigón sobre el cual se puede colocar/cementar entonces de nuevo la prótesis dental Z (aquí no representado). El pilar 5 está entonces unido sin posibilidad de giro a través de su zona de unión 6 con el implante en el hueso maxilar y está fijado en el implante a través de un tornillo. Existe, sin embargo, también la posibilidad de que la prótesis dental Z sea unida con el implante a través de una unión roscada. También es posible que como entramado metálico 1 se utilice una base de titanio 7 usual en el comercio, sobre la cual se añade entonces el revestimiento 3. En la Figura 5 se representan posibles

5 ejecuciones de bases de titanio 7. Estas bases de titanio 7 presentan por norma general un asiento para el tornillo y pueden luego unirse con el implante a través de un tornillo. Alternativamente, también el entramado metálico 1 puede presentar una conexión con la cual sea compatible una base de titanio 7. En el caso de variantes de este tipo puede ser entonces necesario que el revestimiento cerámico 3 disponga de un taladro pasante a través del cual pueda introducirse entonces el tornillo, con el fin de fijar la prótesis dental Z en la boca del paciente.

10 En principio, aquí existen todavía las más diversas posibilidades para fijar una prótesis dental Z en la boca de un paciente. El hecho de que éstas no se hayan descrito todas aquí, no significa que la invención no funcione en una combinación de este tipo, sino más bien que estas prácticas son conocidas por un protésico dental y no tienen que ser enumeradas todas.

Lista de símbolos de referencia:

	Z	prótesis dental
	S	horno de cochura
15	1	entramado metálico
	2	capa de unión
	3	revestimiento cerámico
	4	capa de revestimiento
	5	pilar
20	6	zona de unión
	7	base de titanio

REIVINDICACIONES

1. Método para la fabricación de una prótesis dental (Z), en particular, corona, puente o barra, con las etapas

- 5 - fabricar un entramado metálico (1), en donde la porción de titanio o de una aleación de titanio en el entramado metálico (1) se encuentra por encima de 80 % en peso,
 - fabricar un revestimiento cerámico (3), en donde el revestimiento cerámico (3) presenta como componente principal dióxido de zirconio, en donde la porción de dióxido de zirconio se encuentra en al menos 50 % en peso,
 10 - aplicar al menos una capa de unión (2) sobre el entramado metálico (1) y/o sobre el revestimiento cerámico (3), en donde la capa de unión (2) se compone en más del 60 % en peso de dióxido de silicio y en menos de 12% en peso de óxido de aluminio,
 - aplicar el revestimiento cerámico (3) sobre el entramado metálico (1), en donde la capa de unión (2) está dispuesta entre el entramado metálico (1) y el revestimiento cerámico (3), y
 15 - calcinar conjuntamente el entramado metálico (1), la capa de unión (2) y el revestimiento cerámico (3), con lo cual la capa de unión (2) une con ajuste de materia el entramado metálico (1) con el revestimiento cerámico (3).

2. Método según la reivindicación 1, con las etapas consecutivas

- 20 - aplicar, al menos por zonas, al menos una capa de revestimiento cerámico (4) sobre el revestimiento cerámico (3) y
 - calcinar conjuntamente el entramado metálico (1), la capa de unión (2), el revestimiento cerámico (3) y el revestimiento cerámico (4).

3. Método según al menos una de las reivindicaciones precedentes, en el que el entramado metálico (1) y/o el revestimiento cerámico (3) se fabrica/fabrican en una máquina de tratamiento CNC.

4. Método según al menos una de las reivindicaciones precedentes, en el que el revestimiento cerámico (3) y/o el entramado metálico (1) se sinteriza/sinterizan a la densidad máxima antes de la aplicación de la capa de unión (2) en cada caso en un horno de sinterización (S).

5. Método según al menos una de las reivindicaciones precedentes, en el que el entramado metálico (1) se compone en al menos un 88 % en peso de titanio o de una aleación de titanio.

6. Método según al menos una de las reivindicaciones precedentes, en el que la porción de dióxido de zirconio del revestimiento cerámico se encuentra en más del 85 % en peso.

7. Método según al menos una de las reivindicaciones precedentes, en el que el coeficiente de dilatación térmica de la capa de unión (2) se diferencia como máximo en $2,0 \cdot 10^{-6} \cdot K^{-1}$, preferiblemente como máximo en $1,0 \cdot 10^{-6} \cdot K^{-1}$ de los coeficientes de dilatación térmica tanto del entramado metálico (1) como del revestimiento cerámico (3).

8. Método según al menos una de las reivindicaciones precedentes, en el que el coeficiente de dilatación térmica de la capa de unión (2) se encuentra entre el coeficiente de dilatación térmica del entramado metálico (1) y el coeficiente de dilatación térmica del revestimiento cerámico (3).

9. Método según al menos una de las reivindicaciones precedentes, en el que el coeficiente de dilatación térmica de la capa de unión (2) es como máximo $1,7 \cdot 10^{-6} \cdot K^{-1}$ más bajo que el coeficiente de dilatación térmica del revestimiento cerámico (3).

10. Método según al menos una de las reivindicaciones precedentes, en el que el coeficiente de dilatación térmica de la capa de unión (2) se desvía como máximo $1,5 \cdot 10^{-6} \cdot K^{-1}$ del coeficiente de dilatación térmica del entramado metálico (1).

11. Método según al menos una de las reivindicaciones precedentes, en el que la capa de unión (2) se compone en un 60 a 68 por ciento en peso de dióxido de silicio y entre un 5 y 12 % en peso de óxido de aluminio.

12. Método según la reivindicación 11, en el que la capa de unión (2) presenta una porción de óxido de potasio entre 4 y 9 por ciento en peso y una porción de óxido de sodio entre 5,5 y 12 % en peso.

13. Método según al menos una de las reivindicaciones precedentes, en el que la capa de unión (2) está unida a través de una capa de cubierta con el entramado metálico (1) y/o con el revestimiento cerámico (3).

14. Prótesis dental (Z), en particular, corona, puente o barra, fabricada en un método según una de las reivindicaciones 1 a 13, con

- 5
- un entramado metálico (1), en donde la porción de titanio o de una aleación de titanio en el entramado metálico (1) se encuentra por encima de 80 % en peso,
 - un revestimiento cerámico (3), en donde el revestimiento cerámico (3) presenta como componente principal dióxido de zirconio, en donde la porción de dióxido de zirconio se encuentra en al menos 50 % en peso,
 - una capa de unión (2) que une el entramado (1) y el revestimiento cerámico (3), en donde la capa de unión (2) se compone en más del 60 % en peso de dióxido de silicio y en menos de 12% en peso de óxido de aluminio.
- 10

15. Prótesis dental según la reivindicación 14, en donde sobre el revestimiento cerámico (3) está aplicada, al menos por zonas, al menos una capa de revestimiento (4).

