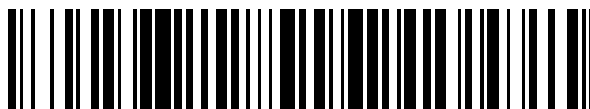


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 782 223**

51 Int. Cl.:

B22F 3/00 (2006.01)

A61C 13/20 (2006.01)

F27B 17/02 (2006.01)

B22F 3/10 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **20.09.2017** **E 17192129 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **08.01.2020** **EP 3300818**

54 Título: **Método para sinterizar una estructura dental y disposición para sinterizar una estructura dental**

30 Prioridad:

28.09.2016 AT 508702016

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

11.09.2020

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 2 782 223 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 sinterizar una estructura dental y disposición para sinterizar una estructura dental

5 La presente invención concierne a un método para sinterizar una estructura dental. Además, la invención concierne a una disposición para sinterizar una estructura dental que comprende un horno de sinterización, en el que está formada una cámara de calentamiento cerradiza, y al menos una estructura dental dispuesta en la cámara de calentamiento durante la operación de sinterización.

10 En la fabricación de prótesis dentales ya se utiliza desde hace muchos decenios la sinterización como un paso de fabricación esencial. Ésta sirve sobre todo para que los componentes de la prótesis dental se vuelvan tan duros que las prótesis dentales fabricadas de esta manera aguanten los altos esfuerzos a los que está expuesta una dentadura humana.

15 En el sector de la industria dental ya se utilizan por los mecánicos dentales desde hace muchos años hornos de sinterización que están diseñados especialmente para sinterizar construcciones dentales. Un ejemplo de esto se desprende del documento EP 2 703 760 B1. Éste muestra en especial un recipiente de vacío dispuesto en la cámara de calentamiento, en el que está dispuesta la prótesis dental durante la sinterización. El documento EP 2 974 689 A1 muestra también una disposición para sinterizar una pieza de trabajo dental en una carcasa en la que puede generarse un vacío. La pieza de trabajo dental está suspendida de un dispositivo de retención.

20 Cuando se emplean construcciones dentales con una proporción metálica durante la sinterización en los hornos de sinterización citados, se puede producir una oxidación debido a la reacción con oxígeno presente en la cámara de calentamiento. Se influye así negativamente sobre la constitución de la superficie de la estructura dental fabricada. Además, se retarda la fabricación debido a que es necesario un paso adicional para limpiar la superficie oxidada.

El documento EP 2 792 332 B1 muestra una disposición con al menos una pieza de trabajo a sinterizar y con al menos un material de apoyo. La pieza de trabajo sobresale del material de apoyo. Además, se alimenta un gas protector a la pieza de trabajo a través del material de apoyo. El material de apoyo puede ser un material que fija oxígeno en sí mismo, presentando el material de apoyo una afinidad con oxígeno mayor que la de la pieza de trabajo. Por afinidad con oxígeno se entiende la tendencia de una sustancia o un material a fijar oxígeno en sí mismo, especialmente por reacción química. Este material de apoyo puede consistir en las llamadas perlas de sinterización obtenibles en el mercado, por ejemplo a base de óxido de circonio parcialmente estabilizado con itrio. Como material de apoyo se pueden utilizar también otros granos de apoyo cerámicos o mezclas de ellos. Se puede agregar también un material aditivo a los granos de apoyo cerámicos. Como material aditivo se emplea una material o una mezcla de materiales que tiene al menos un elemento químico o al menos un compuesto químico que presenta una afinidad con oxígeno mayor que la del material de la pieza de trabajo o que la del material de los granos de apoyo cerámicos. Materiales aditivos de esta clase dotados de alta afinidad con oxígeno son, por ejemplo, los metales o las aleaciones metálicas. Sin embargo, entran también en consideración materiales aditivos cerámicos. El aditivo puede presentarse en forma de pelets o de polvo. El material aditivo puede consistir, por ejemplo, en cobalto, cromo, molibdeno, titanio o aleaciones de titanio.

45 En el documento últimamente citado es desventajosa la alta complejidad de fabricación, ya que siempre se tiene que alimentar un gas protector en forma de argón y/o nitrógeno. Por tanto, el mecánico dental debe tener siempre en reserva un gas protector para fines de rellenado. Además, el empleo continuo de gas protector es relativamente caro.

50 Asimismo, la invención concierne a un método en el que, además, el método para sinterizar una estructura dental se realiza empleando un elemento de fijación de oxígeno afín con oxígeno, en el que la sinterización de la estructura dental tiene lugar al menos temporalmente en una atmósfera de aire, en el que el elemento de fijación de oxígeno consiste sustancialmente en metal que contiene titanio o en una aleación que contiene titanio, en el que la proporción de titanio en el elemento de fijación de oxígeno asciende a al menos 80% y en el que la estructura dental consiste en una aleación de cobalto-cromo-molibdeno.

55 El documento US 5,911,102 muestra una estructura dental de esta clase que puede presentar también cobalto, cromo y molibdeno, cuya la estructura dental consiste hasta un máximo de 60 por ciento en peso en cromo, cobalto y molibdeno. El componente restante o el componente principal es titanio. El elemento de fijación de oxígeno ("getter") puede consistir en titanio o una aleación de titanio. Es aquí desventajoso el hecho de que el titanio de la estructura dental fija en una gran parte el oxígeno y, por tanto, se puede influir negativamente por oxidación sobre la superficie de la estructura dental.

60 Por tanto, el problema de la presente invención consiste en crear un método y una disposición mejorados frente al estado de la técnica. En particular, se pretende que el método y la disposición sean menos complejos y que se impidan influencias negativas sobre la superficie de la estructura dental durante la sinterización.

Esto se consigue mediante un método con las características de la reivindicación 1. El problema según la invención se resuelve también mediante una disposición con las características de la reivindicación 10.

Una atmósfera de aire puede definirse preferiblemente en el sentido que ésta contiene una proporción en volumen de oxígeno en un intervalo de 20% a 22% y una proporción en volumen de nitrógeno en un intervalo de 77% a 79%. Por un lado, se fija así el oxígeno presente en la atmósfera de aire por el elemento de fijación de oxígeno, con lo que el oxígeno no oxida o apenas oxida la superficie de la estructura dental. Por otro lado, no es necesaria una compleja alimentación de gas protector, sino que se emplea el aire ambiente normal como atmósfera de aire durante la sinterización. Por consiguiente, la sinterización se efectúa en ausencia de gas protector.

Se ha previsto preferiblemente que la sinterización de la estructura dental comience en una atmósfera de aire. De manera especialmente preferida, no se ejerce tampoco ninguna influencia activa sobre la atmósfera de aire durante todo el proceso de sinterización. Por tanto, las variaciones de la composición de la atmósfera de aire son solamente el resultado del propio proceso de sinterización y del elemento de fijación de oxígeno.

En general, es posible que se emplee para la sinterización una atmósfera de aire que se desvíe de la composición del aire que se presenta en la superficie terrestre. Por tanto, según la aplicación, se pueden alimentar deliberadamente proporciones de gas adicionales a la cámara de calentamiento. No obstante, se ha previsto preferiblemente que la atmósfera de aire presente una proporción en volumen de oxígeno de exactamente 20,94% y una proporción en volumen de nitrógeno de exactamente 78,08%. Asimismo, se ha previsto que la atmósfera de aire presente preferiblemente una proporción en volumen de argón de 0,8 a 1%, preferiblemente de 0,93%. Además, la atmósfera de aire presenta una proporción en volumen de gases traza (entre otros, dióxido de carbono, neón, helio, metano, criptón, hidrógeno, etc.) de menos de 0,1%, preferiblemente de 0,04%. Esta composición del aire corresponde a aire seco al nivel del mar a 1.013,25 hPa. Cuando la medición de la composición del aire se hace en aire más húmedo a otro nivel del mar y en otras condiciones de presión del aire, las proporciones en volumen pueden diferenciarse insignificamente de los valores antes indicados.

Durante todo el proceso de sinterización varía la distribución porcentual de la atmósfera del aire en el sentido que se reduce la proporción de oxígeno, ya que las moléculas de oxígeno se fijan al elemento de fijación de oxígeno. Por tanto, la atmósfera de aire en la cámara de calentamiento se presenta sobre todo al comienzo de la sinterización. Sin embargo, se ha previsto también que en una fase de calentamiento, al alcanzarse al menos 80% y preferiblemente al menos 90% de la temperatura de sinterización, la atmósfera de aire siga presentado una proporción en volumen de oxígeno en un intervalo de 20% a 22% y una proporción en volumen de nitrógeno en un intervalo de 77% a 79%. Se parte aquí de la consideración de que estos gases (oxígeno y nitrógeno) tienen el mismo coeficiente de dilatación térmica. La temperatura de sinterización puede estar, por ejemplo, en un intervalo comprendido entre 1.100°C y 1.500°C, preferiblemente entre 1.200°C y 1.250°C. En un proceso de sinterización de un total de aproximadamente 5 a 10 horas, preferiblemente de 8 a 9 horas, se alcanza la temperatura de sinterización al cabo de aproximadamente 1 a 3 horas. Se mantiene la temperatura de sinterización durante 3 a 6 horas, preferiblemente durante 4,5 a 5,5 horas. Sigue luego una fase de enfriamiento. Como es natural, según la clase y composición de la estructura dental a sinterizar, se pueden realizar procesos de sinterización que – sobre todo respecto de la evolución de la temperatura – ofrecen diferencia relativamente fuertes.

Básicamente, se ha previsto como preferible que se realice la sinterización en una cámara de calentamiento cerradiza de un horno de sinterización. Los mecánicos dentales vienen ya utilizando desde hace muchos años hornos de sinterización especiales para sinterizar construcciones dentales.

En principio, no se debe excluir que durante la sinterización reine al menos temporalmente una sobrepresión. Sin embargo, según una primera variante, puede estar previsto que en la cámara de calentamiento reine durante la sinterización una presión de menos de 1.030 hPa. Preferiblemente, en la cámara de calentamiento reina una presión normal durante la sinterización. Esta presión normal de 1.013,25 hPa al nivel del mar reina sobre todo al comienzo del proceso de sinterización. Durante el calentamiento y la sinterización la presión del aire en la cámara de calentamiento puede fluctuar dentro de ciertos límites sin que se ejerza ninguna influencia intencionada.

Conforme a una segunda variante, puede estar previsto en la cámara de calentamiento se genere una depresión de más de 300 hPa o un vacío, preferiblemente un vacío basto comprendido entre 300 hPa y 1 hPa o un vacío fino comprendido entre 1 y 0,001 hPa, realizándose la sinterización bajo depresión o en vacío. Se pueden generar también vacíos aún más finos. El vacío generado en la cámara de calentamiento puede presentarse ya al comienzo del proceso de sinterización. El vacío puede también mantenerse tan solo temporalmente, es decir, durante un determinado espacio de tiempo o en diferentes espacios de tiempo. Preferiblemente, se mantiene el vacío o la depresión durante todo el proceso de sinterización. En general, en cada uno de los vacíos citados se sigue encontrado siempre aire, solo que la concentración del aire resulta ser más pequeña. Esto quiere decir que incluso en vacío la distribución porcentual de las proporciones en volumen de oxígeno, nitrógeno, argón, etc. sigue correspondiendo siempre a la de una atmósfera de aire. En vacío únicamente es más pequeño el número total de moléculas en la cámara de calentamiento. En especial, a una presión normal de aproximadamente se encuentran $2,7 \times 10^{19}$ (27 trillones) de moléculas en cada cm^3 de aire. En un vacío basto están presentes 10^{19} (10 trillones) a 10^{16}

(10 billardos) de moléculas en cada cm^3 , mientras que en un vacío fino siguen estando siempre presentes 10^{16} (10 billardos) a 10^{13} (10 billones) de moléculas en cada cm^3 .

Para impedir una oxidación en la superficie de la estructura dental se ha previsto que la afinidad con oxígeno del elemento de fijación de oxígeno sea mayor que la afinidad con oxígeno de la estructura dental.

Según la invención, se ha previsto que el elemento de fijación de oxígeno consista sustancialmente en metal o una aleación metálica. La proporción de metal deberá ascender a al menos 85%, preferiblemente al menos 95%. A este fin, se ha previsto según la invención que el elemento de fijación de oxígeno contenga titanio, ascendiendo la proporción de titanio en el elemento de fijación de oxígeno a al menos 80%, preferiblemente al menos 95%. En especial, se emplea titanio con una pureza de al menos 98,5%. El titanio empleado tiene una temperatura de fusión de aproximadamente 1.700°C y una temperatura de ebullición de aproximadamente 3.260°C . Según la composición de la aleación varían entonces también propiedades tales como la temperatura de fusión o de ebullición.

En general, el elemento de fijación de oxígeno puede estar configurado en forma de polvo, en forma de granulado, en forma maciza o en otra forma. Es importante que la superficie del elemento de fijación de oxígeno sea relativamente grande en comparación con su volumen. Por este motivo, se ha previsto preferiblemente que el elemento de fijación de oxígeno esté configurado en forma de esponja.

Las construcciones dentales pueden estar configuradas en forma de puentes, pilares, coronas, construcciones individuales, barras, etc. No existe ninguna limitación a la forma definitiva.

Respecto de la estructura dental, se ha previsto según la invención que ésta consista sustancialmente en una aleación de cobalto-cromo. Preferiblemente, la aleación de cobalto-cromo presenta una proporción de 50 a 70 por ciento en peso de cobalto y una proporción de 20 a 31 por ciento en peso de cromo. Según la invención, la aleación de cobalto-cromo consiste hasta al menos 80 por ciento en peso en cobalto y cromo y muy preferiblemente hasta al menos 90 por ciento en peso en cobalto y cromo. Además, la aleación de cobalto-cromo puede presentar también al menos una o varias proporciones que se seleccionan dentro del grupo de molibdeno (Mo), manganeso (Mn), silicio (Si), wolframio (W), hierro (Fe), níquel (Ni), aluminio (Al), titanio (Ti), fósforo (P), boro (B), cadmio (Cd), berilio (Be), carbono (C), azufre (S), oxígeno (O) y nitrógeno (N). Según la invención, se ha previsto que la aleación de cobalto-cromo presente una proporción de al menos 3 por ciento en peso de molibdeno, estando la proporción de molibdeno preferiblemente entre 5 y 8 por ciento en peso. Por ejemplo, la estructura dental puede elaborarse, preferiblemente fresarse, a partir de una pieza bruta moldeada, como ésta se ha descrito en el documento WO 2015/154872 A1. Por tanto, los materiales indicados en este documento forman la estructura dental. Las normas que pueden invocarse para la composición de aleaciones de cobalto-níquel son, entre otras, la ISO 5832-12 o bien la ASTM F1537.

Si se empleara una aleación basada en titanio para la estructura dental, el elemento de fijación de oxígeno basado en titanio no solo atraería oxígeno, sino también la propia estructura dental, con lo que se oxidaría la estructura dental durante la sinterización. Por este motivo, se ha previsto de manera especialmente preferida para evitar esto que, por un lado, se emplee para la estructura dental una aleación que consista hasta al menos 95 por ciento en peso en cobalto, cromo y molibdeno, y, por otro lado, se emplee un elemento de fijación de oxígeno que consista hasta al menos 95 por ciento en peso en titanio. Con esta combinación se obtiene un efecto sinérgico especial en el sentido de que el titanio del elemento de fijación de oxígeno fija una parte grande del oxígeno de la atmósfera de aire y no oxida o apenas oxida la superficie de la estructura dental.

El problema según la invención se resuelve también mediante una disposición con las características de la reivindicación 10. Según ésta, la disposición para sinterizar una estructura dental presenta un horno de sinterización en el que está formada una cámara de calentamiento cerradiza, estando la cámara de calentamiento llena al menos temporalmente durante la sinterización con una atmósfera de aire que presenta preferiblemente una proporción en volumen de oxígeno en un intervalo de 20% a 22% y una proporción en volumen de nitrógeno en un intervalo de 77% a 79%. Además, al menos una estructura dental y un elemento de fijación de oxígeno afín con oxígeno están dispuestos en la cámara de calentamiento durante la operación de sinterización. Preferiblemente, en la cámara de calentamiento reina durante la operación de sinterización una presión del aire de menos de 1.030 hPa, preferiblemente una presión normal, una depresión o un vacío.

Respecto de la cámara de calentamiento, se ha previsto preferiblemente que esta cámara de calentamiento esté formada directamente en una carcasa del horno de sinterización o en un recipiente de vacío que penetre en la carcasa. Por tanto, la cámara de calentamiento es la zona que se calienta y alberga directamente la estructura dental que se debe sinterizar. Se pueden sinterizar también al mismo tiempo varias construcciones dentales diferentes.

Según un ejemplo de realización preferido, se ha previsto para ello que el al menos un elemento de fijación de oxígeno esté colocado dentro de un recipiente dispuesto preferiblemente en una zona lateral de la cámara de calentamiento.

Preferiblemente, hay que cuidar de que el elemento de fijación de oxígeno no esté en contacto directo con la estructura dental. Por tanto, el elemento de fijación de oxígeno es dispuesto a cierta distancia de la estructura dental.

Para evitar una deformación del material a sinterizar se ha previsto preferiblemente que esté habilitado al menos un dispositivo de retención montado en la cámara de calentamiento para retener la estructura dental. Se ha previsto preferiblemente que la estructura dental esté suspendida del dispositivo de retención dentro de la cámara de calentamiento. Sin embargo, es factible que sobre todo trabajos menores puedan ubicarse o ejecutarse también de manera sencilla en la cámara de calentamiento.

Preferiblemente, la disposición presenta también un dispositivo de generación de depresión o vacío con el que se puede generar en la cámara de calentamiento la depresión o el vacío, preferiblemente un vacío basto o un vacío fino. En especial, se puede utilizar una bomba de vacío con la que pueda generarse una presión de menos de 1 mbar (correspondiente a 1 hPa) en la cámara de calentamiento.

Otros detalles y ventajas de la presente invención se explicarán seguidamente de manera más pormenorizada ayudándose de la descripción de las figuras y haciendo referencia a los ejemplos de realización representados en los dibujos. Muestran en éstos:

La figura 1, en un corte transversal, un horno de sinterización con una estructura dental dispuesta en un recipiente de vacío,

La figura 2, en un corte transversal, un horno de sinterización con una estructura dental dispuesta directamente en la cámara de calentamiento, y

Las figuras 3a-3c, diferentes vistas de un dispositivo de retención junto con construcciones dentales suspendidas de ellos.

La figura 1 muestra un horno de sinterización 3 en un corte transversal. Este horno de sinterización 3 presenta una cámara de horno R, que puede cerrarse con la puerta 7, y una carcasa 8. Un recipiente de vacío 9 preferiblemente de forma tubular penetra en la cámara de horno R. Calentando la cámara de horno R se puede calentar también la cámara de calentamiento H formada en el recipiente de vacío 9. El recipiente de vacío 9 está unido con la puerta 7 del horno de sinterización 3. Mediante un dispositivo 6 de generación de depresión o vacío, representado tan solo esquemáticamente, se puede generar una depresión o un vacío en el recipiente de vacío 9. En el recipiente de vacío 9 está presente una atmósfera de aire L. Dos construcciones dentales 1 están suspendidas de un dispositivo de retención 5 montado en el recipiente de vacío 9. En los recipientes 4 dispuestos lateralmente junto a las construcciones dentales 1 están situados unos elementos de fijación de oxígeno 2 afines con oxígeno. Cuando se efectúa la sinterización en la estructura dental 1 dispuesta en el recipiente de vacío 9, la zona del recipiente de vacío 9 que sobresale de la cámara de horno R puede estar separada en el interior con un dispositivo de separación 10, representado con línea de trazos, para que no se pierda demasiado calor en la cámara no utilizada del lado izquierdo. Como alternativa a la variante representada, puede estar previsto también que el recipiente de vacío 9 se mantenga dentro de la cámara de horno R y únicamente tenga que abrirse un dispositivo de cierre del recipiente de vacío 9 para introducir y extraer la estructura dental 1.

Por el contrario, según la figura 2, las construcciones dentales 1 están dispuestas directamente en la cámara de horno R que está llena de una atmósfera de aire L y que forma al mismo tiempo la cámara de calentamiento H. El calentamiento de la cámara de horno R o de la cámara de calentamiento H se efectúa por medio de un dispositivo de calentamiento no representado explícitamente.

La figura 3a muestra el dispositivo de retención 5 junto con construcciones dentales 1 suspendidas en un corte longitudinal, la figura 3b muestra lo mismo en un corte transversal y la figura 3c muestra lo mismo en una vista en perspectiva. Los recipientes 4 están retenidos en los soportes laterales 12 del dispositivo de retención 5 por medio de guías 11 construidas como cavidades. No se han representado aquí los elementos de fijación de oxígeno 2 colocados dentro de los recipientes 4. Entre los dos soportes laterales 12 está dispuesta una placa de base 13 con una cavidad de forma de cubeta. Los soportes laterales 12 están unidos en la zona superior por medio de una consola de retención 14. En las cavidades 15 de esta consola de retención 14 están retenidos unos elementos de suspensión 17 por medio de pasadores 16. En estos elementos de suspensión 17 están a su vez retenidas las construcciones dentales 1. La estructura dental 1 representada en el lado derecho está configurada como una estructura de puente de forma circular, mientras que la estructura dental 1 representada en el lado izquierdo está configurada como un elemento de puente más pequeño mediante el cual se han reproducido cinco dientes (véase la figura 3b).

Lista de símbolos de referencia

- 1 Estructura dental
- 2 Elemento de fijación de oxígeno
- 3 Horno de sinterización
- 4 Recipiente
- 5 Dispositivo de retención
- 6 Dispositivo de generación de depresión o vacío

	7	Puerta
	8	Carcasa
	9	Recipiente de vacío
	10	Dispositivo de separación
5	11	Guías
	12	Soportes laterales
	13	Placa de base
	14	Consola de retención
	15	Cavidad
10	16	Pasadores
	17	Elementos de suspensión
	L	Atmósfera de aire
	H	Cámara de calentamiento

REIVINDICACIONES

1. Método para sinterizar una estructura dental (1) empleando un elemento de fijación de oxígeno (2) afín con oxígeno, en el que la sinterización de la estructura dental (1) tiene lugar al menos temporalmente en una atmósfera de aire (L), en el que el elemento de fijación de oxígeno (2) consiste sustancialmente en metal que contiene titanio o en una aleación que contiene titanio, en el que la proporción de titanio en el elemento de fijación de oxígeno (2) asciende a al menos 80 por ciento en peso y en el que la estructura dental (1) consiste en una aleación que contiene cobalto, cromo y molibdeno, **caracterizado por que** la aleación consiste hasta al menos 80 por ciento en peso en cobalto y cromo, y por que la aleación presenta una proporción de al menos 3 por ciento en peso de molibdeno.
2. Método según la reivindicación 1, en el que la atmósfera de aire (L) presenta una proporción en volumen de oxígeno en un intervalo de 20% a 22% y una proporción en volumen de nitrógeno en un intervalo de 77% a 79%.
3. Método según la reivindicación 1 o 2, en el que la sinterización de la estructura dental (1) en la atmósfera de aire comienza a una presión del aire de menos de 1.030 hPa.
4. Método según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, en el que en una fase de calentamiento, al alcanzarse al menos 80% y preferiblemente al menos 90% de la temperatura de sinterización, la atmósfera de aire (L) sigue presentado una proporción en volumen de oxígeno en un intervalo de 20% a 22%, una proporción en volumen de nitrógeno en una intervalo de 77% a 79% y una presión del aire de menos de 1.030 hPa.
5. Método según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, en el que la sinterización se realiza en una cámara de calentamiento cerradiza (H) de un horno de sinterización (3).
6. Método según la reivindicación 5, en el que en la cámara de calentamiento (H) reina durante la sinterización una presión normal o bien se genera una depresión de más de 300 hPa o un vacío, preferiblemente un vacío basto comprendido entre 300 hPa y 1 hPa o un vacío fino comprendido entre 1 y 0,001 hPa, realizándose la sinterización bajo depresión o en vacío.
7. Método según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6, en el que la proporción de titanio en el elemento de fijación de oxígeno (2) asciende a al menos 95%.
8. Método según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, en el que la aleación de cobalto-cromo presenta una proporción de 54 a 70 por ciento en peso de cobalto y una proporción de 20 a 31 por ciento en peso de cromo.
9. Método según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 8, en el que la aleación de cobalto-cromo consiste hasta al menos 90 por ciento en peso en cobalto y cromo.
10. Disposición para sinterizar una estructura dental (1), especialmente para realizar un método según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 9, que comprende
 - un horno de sinterización (3) en el que está formada una cámara de calentamiento cerradiza (H), estando la cámara de calentamiento (H) llena al menos temporalmente de una atmósfera de aire (L) durante la sinterización,
 - al menos una estructura dental (1) dispuesta en la cámara de calentamiento (H) durante la sinterización, consistiendo la estructura dental (1) en una aleación que contiene cobalto, cromo y molibdeno, consistiendo la aleación hasta al menos 80 por ciento en peso en cobalto y cromo y presentando la aleación una proporción de al menos 3 por ciento en peso de molibdeno, y
 - al menos un elemento de fijación de oxígeno (2) afín con oxígeno dispuesto en la cámara de calentamiento (H) durante la sinterización, consistiendo sustancialmente el elemento de fijación de oxígeno (2) en metal que contiene titanio o en una aleación metálica que contiene titanio, ascendiendo la proporción de titanio en el elemento de fijación de oxígeno (2) a al menos 80 por ciento en peso.
11. Disposición según la reivindicación 10, en la que el al menos un elemento de fijación de oxígeno (2) está colocado dentro de un recipiente (4) dispuesto preferiblemente en una zona lateral de la cámara de calentamiento (H).
12. Disposición según la reivindicación 10 u 11, que comprende al menos un dispositivo de retención (5) montado en la cámara de calentamiento (H) para retener la estructura dental (1).
13. Disposición según cualquiera de las reivindicaciones 10 a 12, que comprende un dispositivo (6) de generación de depresión o vacío con el que se puede generar en la cámara de calentamiento (H) la depresión o el vacío, preferiblemente un vacío basto o un vacío fino.

