

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 912 698**

21 Número de solicitud: 202031187

51 Int. Cl.:

B33Y 80/00 (2015.01)

A61C 13/00 (2006.01)

A61L 27/00 (2006.01)

12

PATENTE DE INVENCION CON EXAMEN

B2

22 Fecha de presentación:

26.11.2020

43 Fecha de publicación de la solicitud:

26.05.2022

Fecha de modificación de las reivindicaciones:

23.08.2024

Fecha de concesión:

11.12.2024

45 Fecha de publicación de la concesión:

18.12.2024

73 Titular/es:

GÓMEZ BAÑO, Félix (100.0%)

San Jorge, 18 - 20, bajo

15002 La Coruña (A Coruña) ES

72 Inventor/es:

GÓMEZ BAÑO, Félix;

BARRO GUIZÁN, Óscar;

ARIAS GONZÁLEZ, Felipe;

LUSQUIÑOS RODRÍGUEZ, Fernando y

POU SARACHO, Juan María

74 Agente/Representante:

ARIAS SANZ, Juan

54 Título: **Prótesis dental**

57 Resumen:

Prótesis dental

La presente invención se dirige a una prótesis dental que comprende una estructura multifásica. La estructura multifásica incluye una primera zona compuesta por una aleación de base Co y una segunda zona de composición química diferente. De esta forma se consigue una estructura multifásica con diferentes propiedades mecánicas, electroquímicas y/o biológicas entre dichas primera y segunda zonas de la estructura multifásica. La primera zona tiene forma de una o varias piezas dentales y la segunda zona está configurada como una base de apoyo para actuar como contacto con uno o varios implantes dentales. La segunda zona de la estructura multifásica posee al menos un 1% en peso de Cu.

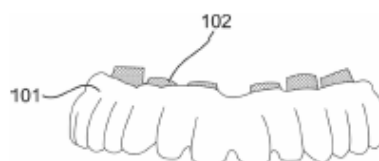


Fig. 1

Aviso: Se puede realizar consulta prevista por el art. 41 LP 24/2015.
Dentro de los seis meses siguientes a la publicación de la concesión en el Boletín Oficial de la Propiedad Industrial cualquier persona podrá oponerse a la concesión. La oposición deberá dirigirse a la OEPM en escrito motivado y previo pago de la tasa correspondiente (art. 43 LP 24/2015).

ES 2 912 698 B2

DESCRIPCIÓN

PRÓTESIS DENTAL

5 OBJETO DE LA INVENCION

La presente invención está dirigida a una prótesis dental.

El campo de aplicación de la invención es la industria biomédica, en particular las
10 prótesis dentales, preferiblemente las prótesis dentales implantosoportadas.

ANTECEDENTES DE LA INVENCION

Las restauraciones dentales han sido ampliamente utilizadas durante los últimos 100
15 años. El material más empleado a lo largo de la historia ha sido el oro y sus aleaciones. Sin embargo, debido a su elevado coste y sus pobres propiedades mecánicas, ha emergido el uso de otros metales no preciosos como las aleaciones de Ni-Cr o las de Co-Cr. Debido a su toxicidad, las aleaciones de Ni-Cr se han ido abandonando progresivamente. Por este motivo, junto a una elevada biocompatibilidad y resistencia a
20 la corrosión, las aleaciones de Co-Cr son las aleaciones metálicas más empleadas actualmente en la industria protésica dental.

Para la sustitución de piezas dentales, uno de los métodos utilizados es el empleo de prótesis dentales implantosoportadas. Estas prótesis dentales se componen de un
25 cuerpo central con la morfología de las piezas dentales reales a sustituir, recubierto por una capa de material cerámico que simula la estética del diente natural, y de una o varias bases de apoyo que entran en contacto con los implantes dentales insertados en la cavidad bucal.

30 La geometría de este tipo de prótesis es totalmente personalizable, debido principalmente a que cada ser humano posee una anatomía bucal diferente y requiere una posición de los implantes dentales totalmente específica.

Para lograr este objetivo, las técnicas de fabricación de prótesis dentales
35 implantosoportadas también han evolucionado a lo largo de las últimas décadas. Las

técnicas tradicionales de fundición a la cera perdida se han usado hasta la aparición de nuevas técnicas sustractivas como el mecanizado CAD/CAM, o técnicas aditivas como el fundido selectivo por láser (*Selective Laser Melting*, SLM); siendo estos dos últimos los métodos más empleados en la actualidad debido a la elevada precisión requerida en la configuración de los apoyos para un correcto posicionamiento de los mismos en la cavidad bucal.

En el caso específico de las prótesis dentales implantosoportadas, los materiales más empleados son las aleaciones de Co-Cr como cuerpo de la prótesis dental y cerámicas feldespáticas como material simulador estético del diente natural que recubre dicho cuerpo. Estos materiales se emplean conjuntamente debido a la compatibilidad de sus coeficientes de dilatación térmicos, así como por su resistencia al desgaste y a la corrosión en el ambiente bucal. Los implantes dentales, en cambio, están comúnmente fabricados en aleaciones de base Ti.

Las uniones prótesis-implante quedan expuestas al ambiente bucal durante toda la vida útil de la prótesis. De esta forma, con el montaje de estas estructuras protésicas, se provoca una unión mecánica, expuesta en el ambiente bucal, de Co-Cr (prótesis) con Ti (implante) durante toda la vida útil de la prótesis, generando así efectos de corrosión galvánica entre prótesis e implante.

Respecto al titanio, aun siendo un metal con mayor biocompatibilidad que las aleaciones de Co-Cr y empleándose generalmente en los implantes dentales, su empleo en las prótesis no está extendido debido a las diferencias de su coeficiente de dilatación térmica con el de las cerámicas feldespáticas. De este modo, durante la sinterización de estas cerámicas sobre una prótesis de titanio, las tensiones térmicas generadas fracturarían el producto final.

DESCRIPCIÓN DE LA INVENCION

La presente invención permite superar las limitaciones del estado de la técnica mediante una prótesis dental según la reivindicación 1. En las reivindicaciones dependientes se definen realizaciones preferidas de la invención.

En un primer aspecto inventivo, la presente invención proporciona una prótesis dental

que comprende una estructura multifásica, en donde dicha estructura multifásica comprende una primera zona y una segunda zona, en donde:

- la primera zona y la segunda zona configuran un único cuerpo;
- la primera zona está compuesta por una aleación de base Co;
- 5 la segunda zona tiene una composición química diferente a la composición química de la primera zona;
- la primera zona tiene forma de una o varias piezas dentales;
- la segunda zona está configurada como una base de apoyo para actuar como contacto con uno o varios implantes dentales; y
- 10 la segunda zona de la estructura multifásica posee al menos un 1% en peso de Cu.

La estructura de la prótesis dental según la presente invención es multifásica o multimaterial, porque comprende al menos dos fases diferentes, en particular la primera zona y la segunda zona. En el contexto de la invención se entenderá que una zona es una parte tridimensional de la estructura multifásica. La primera zona y la segunda zona tienen composiciones químicas diferentes entre sí, lo que resulta en una funcionalidad gradual en la estructura multifásica en función de la zona, por ejemplo en lo que respecta a sus propiedades mecánicas, electroquímicas y/o biológicas. Esta gradualidad es apreciable a lo largo de una dirección que permita distinguir las distintas fases de la estructura.

La estructura multifásica de la prótesis dental de la presente invención es de particular interés para su uso como prótesis dental implantosoportada, en donde la primera zona de la estructura multifásica configura el cuerpo principal de la prótesis dental y la segunda zona de la estructura multifásica configura la base de apoyo de la prótesis dental. En particular, la primera zona, compuesta por una aleación de base Co proporciona una gran resistencia estructural y permite la compatibilidad con las cerámicas que se depositan en la parte exterior del cuerpo principal. Con respecto a la segunda zona, su composición química se selecciona para proporcionar una funcionalidad adaptada a las necesidades requeridas. Por ejemplo, en una realización la segunda zona está compuesta de titanio o contiene al menos un 1% en peso de titanio para proporcionar una alta resistencia a la corrosión y elevada biocompatibilidad, así como para minimizar los pares galvánicos que se pueden generar en las uniones con los implantes en un ambiente agresivo como puede ser el ambiente bucal. En una

realización, la segunda zona está compuesta por una aleación rica en aleantes bactericidas, tal como una aleación rica en cobre, para proporcionar una alta protección frente a infecciones bacterianas.

- 5 Se entenderá que una aleación rica en un elemento es aquella que contiene al menos un 1% en peso de dicho elemento.

En una realización la segunda zona de la estructura multifásica está compuesta de un material metálico.

10

En una realización la segunda zona de la estructura multifásica está compuesta por un único material.

15

En una realización la segunda zona de la estructura multifásica está formada por al menos dos capas de materiales diferentes. En una realización al menos una capa de la segunda zona está compuesta de un material metálico.

20

En una realización fuera del objeto de las reivindicaciones la segunda zona está formada por dos capas, en donde una capa es de aleación 50% Co-Cr y 50% Ti y la otra capa es de 100%Ti.

En una realización la estructura multifásica es maciza, en particular la primera o la segunda zona, o ambas.

25

En una realización la estructura multifásica incluye una o varias oquedades internas para aligerarla. Se entenderán como oquedades internas, huecos u orificios sin abertura al exterior, de manera que la presencia de oquedades no facilite la proliferación de bacterias. La disposición y tamaño de oquedades es tal que las propiedades mecánicas de la estructura multifásica no queden mermadas.

30

El cambio de la primera zona a la segunda zona en la estructura multifásica puede darse con una única interfase entre las dos zonas o puede estar constituido por una zona de transición que introduce interfases adicionales.

Así, en una realización la estructura multifásica comprende una zona de transición, o zona intermedia, dispuesta entre la primera zona y la segunda zona. La zona de transición comprende al menos una capa o banda, en donde cada capa tiene una composición química diferente de la composición química de la primera zona y de la segunda zona. En esta realización la primera zona y la segunda zona configuran un único cuerpo con la zona de transición, introduciendo por tanto la zona de transición una o más fases adicionales a la primera y segunda zonas en la estructura multifásica. Por lo tanto, dicha zona de transición incorpora fases adicionales, estando éstas separadas entre sí por distintas interfases, definidas entre la unión de cada una de las distintas capas entre ellas así como entre las capas y la primera y segunda zona.

Ventajosamente, la presencia de una zona de transición entre la primera zona y la segunda zona permite aumentar la gradualidad entre las distintas fases a través, a su vez, de las distintas interfases, desde la primera zona a la segunda zona.

La zona de transición puede estar configurada por una única capa o por varias capas de diferente composición química. Cada capa puede tener un espesor uniforme o no uniforme. En caso de haber más de una capa, las capas pueden tener espesores diferentes entre sí.

En una realización la zona de transición comprende al menos dos capas, teniendo cada capa una composición química diferente. Preferentemente, el número de capas de la zona de transición está comprendido en el intervalo de 2 a 10.

En una realización las capas de la zona de transición tienen una composición química con cambios graduales entre elementos de una capa a otra, desde la composición química de la primera zona a la composición química de la segunda zona, o contienen al menos un elemento de unión, tal como Cu, Nb o Mo, o al menos una aleación de los anteriores.

A lo largo de este documento, se entenderá que los extremos de los intervalos están incluidos en dicho intervalo.

En una realización al menos una capa de la zona de transición está compuesta por un material, tal como un elemento o una aleación, metalúrgicamente compatible con la

aleación de la primera zona y/o con el material de la segunda zona. Se entenderá que un material es "metalúrgicamente compatible" con otro cuando no forman compuestos intermetálicos frágiles.

- 5 En una realización al menos una capa de la zona de transición tiene un espesor comprendido en el intervalo de 1 μm a 1 mm, preferentemente en el intervalo de 50 μm a 500 μm .

- En una realización la segunda zona comprende en su composición química al menos uno de los siguientes elementos: Ti, Cu, Mo, o una aleación que comprende al menos uno de los siguientes elementos: Ti, Co, Cr, W, Mo y Cu.
- 10

En una realización la primera zona y la segunda zona tienen propiedades mecánicas, biológicas y/o electroquímicas diferentes.

15

En una realización la segunda zona posee al menos un 1% en peso de Ti. Ventajosamente, el titanio proporciona una alta resistencia a la corrosión y una elevada biocompatibilidad. Además, en caso de emplear la segunda zona como base de apoyo de una prótesis dental, se minimizan los pares galvánicos que pueden generarse en las uniones con los implantes en un ambiente agresivo como puede ser el ambiente bucal.

20

De acuerdo con la invención reivindicada, la segunda zona posee al menos un 1% en peso de Cu. Ventajosamente, el cobre proporciona una alta protección frente a infecciones bacterianas, lo que resulta de especial interés al emplear la segunda zona como base de apoyo de la prótesis dental.

25

En una realización la primera zona está compuesta por una aleación de Co-Cr. Esta aleación es ventajosa porque proporciona gran resistencia estructural y compatibilidad con las cerámicas que se depositan en la parte exterior de las prótesis dentales.

30

En una realización la primera zona y/o la segunda zona tiene un índice de dilatación térmico comprendido en el intervalo de 3 a $30 \times 10^{-6}\text{K}^{-1}$, preferiblemente en el intervalo de 5 a $18 \times 10^{-6}\text{K}^{-1}$ y más preferiblemente en el intervalo de 7 a $16 \times 10^{-6}\text{K}^{-1}$.

- 35 En una realización la estructura multifásica es obtenida mediante fabricación aditiva,

preferentemente mediante deposición directa de energía por láser. Ventajosamente, esta realización permite la fabricación directa de la estructura multifásica con una geometría igual o similar a la de la pieza final que se desee obtener, preferentemente la geometría de una prótesis dental específica. Además, puede emplearse un mecanizado posterior en caso de ser necesario en las zonas de mayor requerimiento geométrico, como es la base de apoyo prevista para quedar en contacto con el implante. Sin embargo, también puede obtenerse mediante fabricación aditiva una estructura multifásica con otras geometrías, tales como una estructura multifásica configurada como un bloque en forma de disco o cilíndrico.

10

Así, la estructura multifásica de la presente invención puede estar implementada con diferentes formas o geometrías. En una realización, la estructura multifásica tiene al menos una porción sustancialmente cilíndrica. En una realización fuera del objeto de las reivindicaciones la estructura multifásica tiene forma de disco. Una estructura multifásica en forma sustancialmente cilíndrica o sustancialmente de disco constituye una preforma precursora que puede emplearse para fabricar una prótesis dental mediante mecanizado. Ventajosamente, al implementar la estructura multifásica en forma de disco, se maximiza su compatibilidad con centros de mecanizado para prótesis de múltiples unidades mediante el empleo de macizos de mecanizado. De manera similar, una estructura multifásica de forma sustancialmente cilíndrica puede mecanizarse para obtener una prótesis dental, por ejemplo una prótesis dental de una sola pieza dental.

20

De acuerdo con la invención reivindicada, la primera zona de la estructura multifásica tiene forma de una o varias piezas dentales y la segunda zona está configurada como una base de apoyo para actuar como contacto con uno o varios implantes dentales. La base de apoyo está configurada con una forma determinada compatible con la forma particular del pilar del implante al que se prevea acoplar. La estructura multifásica está configurada con la forma de una prótesis dental y puede actuar como tal. Por tanto, la propia estructura multifásica constituye una prótesis dental.

25

30

De acuerdo con la invención reivindicada, la primera zona de la estructura multifásica configura el cuerpo principal de la prótesis dental y la segunda zona de la estructura multifásica configura la base de apoyo de la estructura multifásica. Más en particular, la primera zona tiene forma de una o varias piezas dentales y la segunda zona está configurada como una base de apoyo para actuar como contacto con uno o varios

35

implantes dentales.

Ventajosamente, la presente invención proporciona una nueva definición de prótesis dental multimaterial o multifásica, con un cuerpo principal compuesto de una aleación de base cobalto y una base de apoyo de otro material, estando el cuerpo principal y la base de apoyo integrados en un único cuerpo. Así, la prótesis dental de la presente invención posee funcionalidades definidas y localizadas en diferentes zonas de la prótesis.

En una realización, la prótesis dental comprende un recubrimiento de material cerámico dispuesto al menos parcialmente sobre la primera zona. De manera preferida, el recubrimiento es de cerámica feldespática.

En un aspecto fuera del objeto de las reivindicaciones, se proporciona un método de fabricación de una estructura multifásica.

En una realización el método de fabricación comprende las siguientes etapas:

- a) proporcionar un modelo de la estructura multifásica a fabricar,
- b) producir la estructura multifásica mediante fabricación aditiva, aportando el material correspondientes a cada zona de la estructura multifásica según el modelo proporcionado en la etapa a).

De manera preferida el modelo es un diseño digital de la configuración de la estructura multifásica a obtener.

En una realización del método la etapa b) se realiza mediante la técnica de deposición directa de energía por láser.

En una realización el método comprende la siguiente etapa:

- c) mecanizar al menos parcialmente la estructura multifásica resultante de la etapa b).

En una realización el método comprende la siguiente etapa:

- d) recubrir al menos parcialmente la estructura multifásica resultante de las etapas b) o c).

Todas las características y/o las etapas de métodos descritas en esta memoria (incluyendo las reivindicaciones, descripción y dibujos) pueden combinarse en cualquier combinación, exceptuando las combinaciones de tales características mutuamente
5 excluyentes.

DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

Estas y otras características y ventajas de la invención, se pondrán más claramente de
10 manifiesto a partir de la descripción detallada que sigue de una forma preferida de realización, dada únicamente a título de ejemplo ilustrativo y no limitativo, con referencia a las figuras que se acompañan.

La figura 1 muestra una estructura multifásica según una realización de la invención,
15 implementada como prótesis dental.

La figura 2 muestra dos realizaciones de la estructura multifásica según la invención.

La figura 3 muestra dos realizaciones de la estructura multifásica según la invención.
20

EXPOSICIÓN DETALLADA DE LA INVENCION

Sin perjuicio de otras posibles aplicaciones, la estructura multifásica está diseñada para actuar como prótesis dental implantosoportada. En realizaciones fuera del objeto de las
25 reivindicaciones la estructura multifásica está diseñada para actuar como preforma precursora en la fabricación de prótesis dentales implantosoportadas.

En la figura 1 se muestra una estructura multifásica según la invención, implementada como prótesis dental de múltiples unidades. La estructura multifásica comprende una
30 primera zona (101) y una segunda zona (102) que configuran un único cuerpo. La primera zona (101) está compuesta por una aleación de base cobalto, tiene la forma de una pluralidad de piezas dentales y configura el cuerpo de la prótesis dental. Estas aleaciones poseen un índice de dilatación térmica adecuado para la adhesión de cerámicas feldespáticas de alto punto de fusión, como recubrimiento de la parte visible
35 de la prótesis dental. La segunda zona (102) de la estructura multifásica tiene una

composición química diferente de la composición química de la primera zona (101) y configura una base de apoyo con una pluralidad de puntos de apoyo previstos para quedar en contacto con los implantes dentales correspondientes presentes en la cavidad bucal de un paciente. La composición química de la segunda zona (102) se selecciona de manera que permita una funcionalidad adaptada a las necesidades requeridas. Estas necesidades pueden ser una alta resistencia a la corrosión y elevada biocompatibilidad, en cuyo caso puede emplearse para la segunda zona (102) un elemento como el titanio, preferentemente titanio comercialmente puro. Si lo que se requiere es una alta protección frente a infecciones bacterianas, puede emplearse para la segunda zona (102) una aleación rica en aleantes bactericidas, tal como una aleación rica en cobre.

De manera preferida, la estructura multifásica se genera mediante un método de fabricación aditiva, tal como la deposición directa de energía por láser (LDED), combinada con la generación en tiempo real de una mezcla de múltiples materiales con proporción variable, que permitan obtener una estructura multifásica compuesta por zonas con diferentes propiedades claramente definidas. Este método permite además la fabricación directa de la estructura multifásica con una geometría igual o similar a la geometría requerida de la prótesis dental. En caso de fabricación con geometría igual a la de la prótesis dental, la propia estructura multifásica resultante constituiría la prótesis dental. En caso de fabricación con geometría similar a la de la prótesis dental, puede emplearse un mecanizado sobre la estructura multifásica resultante del proceso de fabricación aditiva, en las partes en que sea necesario para alcanzar la geometría requerida. Además, puede aplicarse un recubrimiento, tal como un recubrimiento cerámico, sobre el cuerpo principal de la prótesis dental.

Al emplearse materiales de diferente composición química para la primera (101) y la segunda (102) zona de la estructura multifásica, pertenecientes ambas zonas (101, 102) a un mismo cuerpo, se obtiene una estructura multifásica con propiedades específicas en función de los requerimientos de cada zona. En un ejemplo de realización, se emplea una aleación de base cobalto para la primera zona (101) y una aleación de base titanio para la segunda zona (102).

La estructura multifásica puede incluir una zona de transición dispuesta entre la primera zona y la segunda zona. Esta zona de transición se aprecia en las figuras 2B y 3B. La zona de transición es una zona intermedia que comprende una o varias capas. De

manera preferida, la composición química de las capas está seleccionada para conseguir un cambio gradual entre el material de la primera zona (aleación de base cobalto) y el material de la segunda zona (por ejemplo, aleación de base titanio). En una realización las capas de la zona de transición están compuestas por uno o varios
5 elementos metalográficamente compatibles que actúen de unión entre los materiales de la primera y la segunda zona.

De la misma forma que para prótesis dentales a medida, es posible implementar la estructura multifásica con otras geometrías, tal como las mostradas en las figuras 2A y
10 2B. En estas figuras se muestran dos realizaciones de la estructura multifásica, implementadas como preformas precursoras en la fabricación de una prótesis dental.

En la figura 2A se aprecia la primera zona (201) de la estructura multifásica, configurada con una forma sustancialmente cilíndrica para posterior mecanizado a la geometría específica de la prótesis dental (203), que se representa en la figura mediante trazo
15 discontinuo. El mecanizado puede realizarse en un centro de mecanizado convencional. Para facilitar el mecanizado, la estructura multifásica puede incluir una parte de agarre (204). En esta realización la segunda zona (202) se encuentra ya mecanizada para configurar una base de apoyo. En esta realización, la primera zona (201) está
20 compuesta de una aleación de base cobalto y la segunda zona (202) está compuesta de un elemento puro, como el Ti, o de una aleación de base Ti.

En la figura 2B se muestra una realización de estructura multifásica que se diferencia de la realización de la figura 2A en que entre la primera zona (201) y la segunda zona
25 (202) existe una zona de transición que incluye dos capas (205, 206). En una realización, las capas (205, 206) de la zona de transición tienen una composición química definida que contiene uno o varios de los siguientes materiales: Ti, una aleación de base Ti, una aleación de base Co, Cu, una aleación de base Cu, un elemento de unión (tal como Cu, Nb o Mo), una aleación de al menos un elemento de unión u otra
30 aleación metalográficamente compatible con los materiales de la primera (201) y la segunda (202) zona.

A pesar de que en la realización de la figura 2B se muestran dos capas (205, 206), la zona de transición puede tener un número diferente de capas. Por ejemplo, la zona de
35 transición puede estar constituida por una única capa o puede incluir más de dos capas

de materiales diferentes. De manera preferida el número de capas de la zona de transición está entre 2 y 10.

En las figuras 3A y 3B se muestran dos realizaciones de la estructura multifásica, implementada en forma de disco adaptado a un centro de mecanizado CAD/CAM. En la figura 3A se aprecian la primera zona (301) y segunda zona (302), claramente diferenciadas. En una realización, la primera zona (301) está compuesta por una aleación de base cobalto y la segunda zona (302) por una aleación rica en titanio para mejorar la resistencia a la corrosión o una aleación rica en Cu para proporcionar propiedades bactericidas a las prótesis.

En esta realización la estructura multifásica está implementada como una preforma precursora que permite obtener la geometría deseada (303, 304) mediante mecanizado, obteniendo así una prótesis dental de múltiples unidades, con un cuerpo (303) de una aleación de base cobalto y con una base de apoyo (304) de otra aleación con una funcionalidad y propiedades que pueden ser totalmente diferentes. El paso entre la primera zona (301) y la segunda zona (302) puede darse con una única interfase entre las dos aleaciones, como se muestra en la figura 3A, o puede estar constituido por una zona de transición, que comprende una o varias capas (305, 306) de composición definida, por ejemplo conteniendo un cambio gradual entre elementos o empleando elementos de unión (tal como Cu, Nb o Mo) o aleaciones de al menos un elemento de unión. Un ejemplo de interfase única es el paso de aleación de base Co a aleación rica en Ti o Cu. Un ejemplo de cambio gradual es una disposición de capas cuya composición es una mezcla de los materiales de la primera y la segunda zona, preferentemente mezclas en distintas proporciones en cada capa. Un ejemplo de empleo de elementos de unión es el empleo de Cu, Nb o Mo como elementos para las capas (305, 306) de la zona de transición.

Ventajosamente, una configuración de la estructura multifásica en forma de disco maximiza su compatibilidad con centros de mecanizado para prótesis de múltiples unidades mediante el empleo de macizos de mecanizado. Así, esta estructura multifásica es un sustituto adecuado de los discos de mecanizado empleados actualmente en la industria protésica dental.

La estructura multifásica puede incluir una segunda zona (202, 302) continua, como se

representa en las realizaciones de las figuras 2 y 3, o una segunda zona (102) discontinua, con una interfase discontinua con la primera zona (101) como se representa en la figura 1. De manera similar, una segunda zona continua (302) como se representa en la figura 3 puede dar lugar a una segunda zona discontinua tras un procedimiento de mecanizado.

En una realización, al menos una de la primera zona (101, 201, 301) y la segunda zona (102, 202, 302) tiene un índice de dilatación térmico comprendido entre 3 y $30 \times 10^{-6} \text{K}^{-1}$, preferiblemente en el intervalo de 5 a $18 \times 10^{-6} \text{K}^{-1}$ y más preferiblemente en el intervalo de 7 a $16 \times 10^{-6} \text{K}^{-1}$.

Ejemplo

La estructura multifásica de la presente invención ha sido empleada para producir prótesis dentales compuestas por diferentes zonas composicionalmente diferentes: una primera zona, configurada como un cuerpo principal, compuesta por una aleación de base Co, con coeficiente de expansión térmica de $14.7 \times 10^{-6} \text{K}^{-1}$ y una segunda zona, configurada como base de apoyo con varias zonas de apoyo, compuesta de una aleación rica en Ti, con una mayor resistencia a la corrosión.

Estas zonas han sido fabricadas por medio de la técnica de deposición directa de energía por láser (LDED) utilizando una fuente láser de diodo de 1500W de potencia. En una cámara con regulación de oxígeno con unos niveles de $\text{O}_2 < 50$ ppm con el objetivo de evitar la difusión de oxígeno a los intersticios de la estructura cristalina en las zonas más ricas en Ti. Adicionalmente, este sistema posee un control de potencia en tiempo real regulable con el objetivo de controlar la temperatura de la zona de interacción láser en función de la composición química inyectada en cada momento así como los gradientes de temperatura y velocidad de enfriamiento de la pieza. Para lograr la generación de capas de diferentes porcentajes composicionales, el sistema de inyección de partículas comprende una boquilla de inyección coaxial para evitar direccionalidades en las geometrías, varios depósitos que contienen los diferentes materiales precursores en forma de polvo (aleación de Co y aleación de Ti en este ejemplo), así como un premezclador neumático que genere un flujo de partículas homogéneo aun siendo de diferentes densidades y granulometrías los materiales, evitando así el peligro de pérdida de control composicional que puede suceder en los

mezcladores mecánicos o sistemas de alimentación de partículas premezcladas.

REIVINDICACIONES

- 1.- Prótesis dental, caracterizada por que comprende una estructura multifásica, en donde dicha estructura multifásica comprende una primera zona (101, 201, 301) y una
5 segunda zona (102, 202, 302), en donde:
 la primera zona (101, 201, 301) y la segunda zona (102, 202, 302) configuran un único cuerpo;
 la primera zona (101, 201, 301) está compuesta por una aleación de base Co;
 la segunda zona (102, 202, 302) tiene una composición química diferente a la
10 composición química de la primera zona (101, 201, 301);
 la primera zona (101, 201, 301) tiene forma de una o varias piezas dentales (203, 303); y
 la segunda zona (102, 202, 302) está configurada como una base de apoyo (304) para actuar como contacto con uno o varios implantes dentales;
15 y en donde la segunda zona (102, 202, 302) de la estructura multifásica posee al menos un 1% en peso de Cu.
- 2.- Prótesis dental según la reivindicación 1, caracterizada por que la estructura multifásica comprende una zona de transición dispuesta entre la primera zona (101, 201,
20 301) y la segunda zona (102, 202, 302), en donde la zona de transición comprende al menos una capa (205, 206, 305, 306), en donde cada capa tiene una composición química diferente de la composición química de la primera zona (101, 201, 301) y de la segunda zona (102, 202, 302), y en donde la primera zona (101, 201, 301) y la segunda zona (102, 202, 302) configuran un único cuerpo con la zona de transición.
25
- 3.- Prótesis dental según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizada por que la zona de transición de la estructura multifásica comprende al menos dos capas (205, 206 305, 306), teniendo cada capa una composición química diferente.
- 30 4.- Prótesis dental según cualquiera de las reivindicaciones 2 a 3, caracterizada por que el número de capas (205, 206 305, 306) de la zona de transición de la estructura multifásica está comprendido en el intervalo de 2 a 10.
- 5.- Prótesis dental según cualquiera de las reivindicaciones 2 a 4, caracterizada por que
35 al menos una capa de la zona de transición de la estructura multifásica está compuesta

por un material metalúrgicamente compatible con la aleación de la primera zona (101) y/o con el material de la segunda zona.

5 6.- Prótesis dental según cualquiera de las reivindicaciones 2 a 5, caracterizada por que la al menos una capa de la zona de transición de la estructura multifásica tiene un espesor comprendido en el intervalo de 1 micrómetro a 1 milímetro, preferentemente en el intervalo de 50 micrómetros a 500 micrómetros.

10 7.- Prótesis dental según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizada por que la segunda zona (102, 202, 302) de la estructura multifásica comprende en su composición química al menos uno de los elementos Ti, Cu, Mo o una aleación que comprende al menos uno de los siguientes elementos: Ti, Co, Cr, W, Mo y Cu.

15 8.- Prótesis dental según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizada por que la primera zona (101, 201, 301) y la segunda zona (102, 202, 302) de la estructura multifásica tienen propiedades mecánicas, biológicas y/o electroquímicas diferentes.

20 9.- Prótesis dental según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizada por que la segunda zona (102, 202, 302) de la estructura multifásica está compuesta de un material metálico.

25 10.- Prótesis dental según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizada por que la segunda zona (102, 202, 302) de la estructura multifásica comprende al menos dos capas de composición química distinta, en donde al menos una capa está compuesta de un material metálico.

30 11.- Prótesis dental según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizada por que la segunda zona (102, 202, 302) de la estructura multifásica posee al menos un 1% en peso de Ti.

35 12.- Prótesis dental según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizada por que la primera zona (101, 201, 301) de la estructura multifásica está compuesta por una aleación de Co-Cr.

13.- Prótesis dental según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizada por que la primera zona (101, 201, 301) y/o la segunda zona (102, 202, 302) de la estructura multifásica tiene un índice de dilatación térmico comprendido en el intervalo de 3 a $30 \times 10^{-6} \text{K}^{-1}$, preferiblemente en el intervalo de 5 a $18 \times 10^{-6} \text{K}^{-1}$ y más
5 preferiblemente en el intervalo de 7 a $16 \times 10^{-6} \text{K}^{-1}$.

14.- Prótesis dental según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizada por que la estructura multifásica ha sido obtenida mediante fabricación aditiva, preferentemente mediante deposición directa de energía por láser.
10

15.- Prótesis dental según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizada por que comprende un recubrimiento de material cerámico dispuesto al menos parcialmente sobre la primera zona.
15

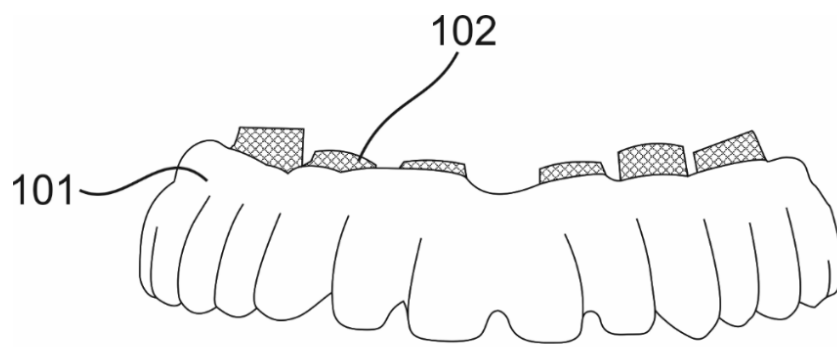


Fig. 1

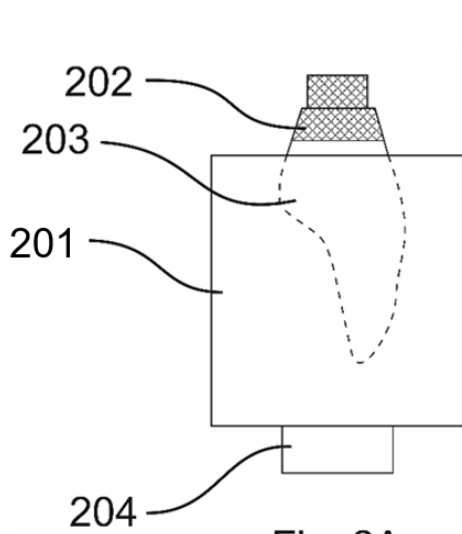


Fig. 2A

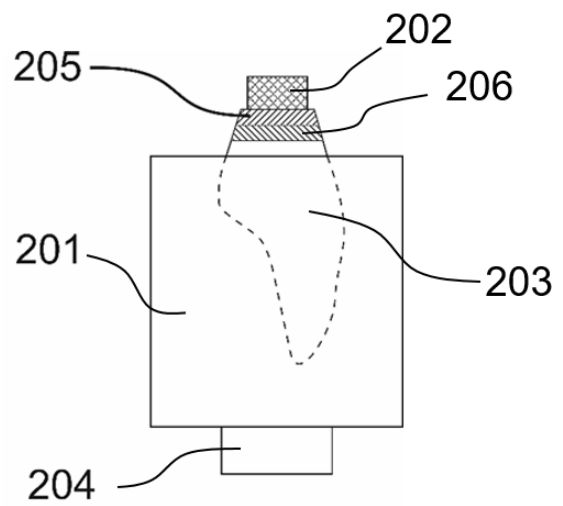


Fig. 2B

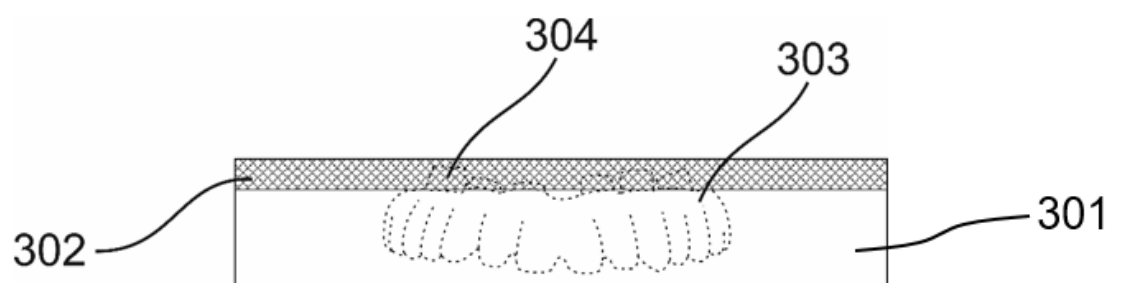


Fig. 3A

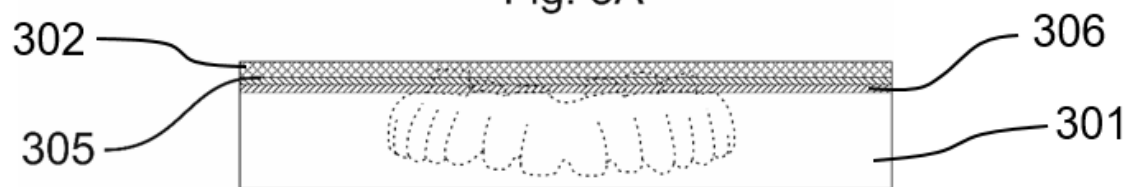


Fig. 3B