

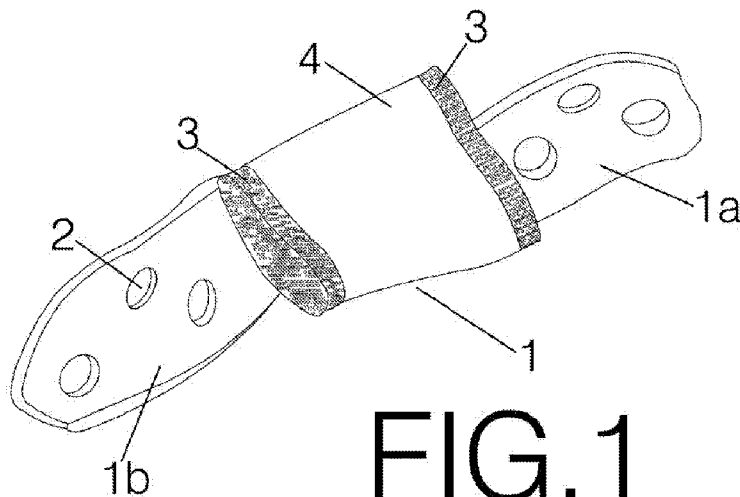


- (51) Clasificación Internacional de Patentes:
A61F 2/28 (2006.01) *G06T 17/00* (2006.01)
- (21) Número de la solicitud internacional:
PCT/ES2014/070409
- (22) Fecha de presentación internacional:
19 de mayo de 2014 (19.05.2014)
- (25) Idioma de presentación: español
- (26) Idioma de publicación: español
- (30) Datos relativos a la prioridad:
P201330734 21 de mayo de 2013 (21.05.2013) ES
- (71) Solicitantes: **FUNDACIÓN PARA LA INVESTIGACIÓN HOSPITAL PARA CLÍNICO UNIVERSITARIO DE VALENCIA** [ES/ES]; Avda. Blasco Ibáñez, 17, E-46010 Valencia (ES). **ASOCIACIÓN DE INVESTIGACIÓN DE LA INDUSTRIA METAL MECÁNICA, AFINES Y CONEXAS** [ES/ES]; Avda. Leonardo Da Vinci, 38, Parque Tecnológico de Paterna, E-46988 Paterna (ES). **INSTITUTO DE BIOMECÁNICA DE VALENCIA** [ES/ES]; Universidad Politécnica de Valencia - Edificio 9C, Camino de Vera, s/n, E-46022 Valencia (ES).
- (72) Inventores: **PUCHE TORRES, Miguel**; Avda. Blasco Ibáñez, 17, E-46010 Valencia (ES). **PETROVIC, Vojislav**; Avda. Leonardo Da Vinci, 38, Parque Tecnológico de Paterna, E-46988 Paterna (ES). **GÓMEZ HERRERO, Juan Antonio**; Universidad Politécnica de Valencia - Edificio 9C, Camino de Vera s/n, E-46022 Valencia (ES). **BLASCO PUCHADES, José Ramón**; Avda. Leonardo Da Vinci, 38, Parque Tecnológico de Paterna, E-46988 Paterna (ES). **PORTOLÉS GRIÑAN, Luis**; Avda. Leonardo Da Vinci, 38, Parque Tecnológico de Paterna, E-46988 Paterna (ES). **FERRIS OÑATE, Javier**; Universidad Politécnica de Valencia - Edificio 9C, Camino de Vera s/n, E-46022 Valencia (ES). **ATIENZA VICENTE, Carlos M.**; Universidad Politécnica de Valencia - Edificio 9C, Camino de Vera s/n, E-46022 Valencia (ES).
- (74) Mandatario: **MOYA ALISES, Hipólito**; Avda. Primado Reig, 34-2, E-46009 Valencia (ES).
- (81) Estados designados (*a menos que se indique otra cosa, para toda clase de protección nacional admisible*): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY,

[Continúa en la página siguiente]

(54) Title: MAXILLOMANDIBULAR PROSTHESIS AND PRODUCTION METHOD

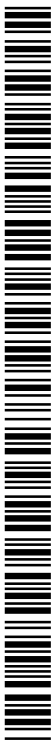
(54) Título : PRÓTESIS MAXILO-MANDIBULAR Y MÉTODO DE FABRICACIÓN



(57) Abstract: The invention relates to a prosthesis for maxillo-mandibular bone defects, of the type used to replace defective bones, and to a method for the production thereof, said prosthesis comprising at least one body (1) with a morphology adapted to the anatomy of the patient, generated from a computerised tomography image of same, where the ends (1a, 1b) thereof have openings (2) for attaching to the ends of the bones of the patient, characterised in that support areas (3) are located between said ends (1a, 1b), on the bone sections, said support areas (3) having a porous geometry containing a second solid, smooth and intermediate area (4) between said support areas (3).

(57) Resumen:

[Continúa en la página siguiente]





MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), europea (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

(84) Estados designados (a menos que se indique otra cosa, para toda clase de protección regional admisible): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), euroasiática (AM, AZ,

Publicada:

— con informe de búsqueda internacional (Art. 21(3))

Prótesis de defectos óseos maxilo-mandibular y método de fabricación de la misma, de las empleadas para reemplazar defectos óseos, que comprende al menos un cuerpo (1) con una morfología adaptada a la anatomía del paciente generada a partir de una imagen de tomografía computerizada del mismo, y en donde en sus extremos (1a, 1b) incorpora unos orificios (2) de fijación a los extremos óseos del paciente, caracterizado porque entre dichos extremos (1a,1b) se sitúan unas zonas de apoyo (3) sobre las secciones del hueso, donde dichas zonas de apoyo (3) consisten en una geometría porosa que incorpora una segunda zona (4) maciza, lisa e intermedia entre las citadas zonas de apoyo (3).

PRÓTESIS MAXILO-MANDIBULAR Y MÉTODO DE FABRICACIÓN

La presente invención está referida a una prótesis maxilo-mandibular cuyo objeto es la sustitución de un defecto óseo maxilo-mandibular. Es un segundo objeto de la invención el método de fabricación de dicha prótesis. Es un objeto de la presente invención una prótesis con unas características estructurales de porosidad en sus extremos, a nivel de la interfase hueso-prótesis que favorezcan la oseointegración así como una resistencia mecánica superior.

10 ESTADO DE LA TÉCNICA

En la actualidad, la reconstrucción ósea a nivel maxilo-mandibular es necesaria debido a la existencia de defectos maxilo-mandibulares originados por diversa etiología. Se precisa de una aproximación multidisciplinar para su tratamiento dado el importante impacto para la funcionalidad y estética del individuo.

Las indicaciones más comunes para la reconstrucción maxilar y/o mandibular después de una pérdida de un segmento óseo son: resección parcial maxilar y/o mandibular por neoplasia con invasión ósea, neoplasias odontogénicas, pérdidas traumáticas de hueso, osteomielitis que provoca destrucción ósea, procesos de osteorradionecrosis y/o necrosis mandibular ósea por bisfosfonatos.

De la misma manera, son muchas las opciones terapéuticas para dicha reconstrucción: cierre primario, aloinjertos, injertos autólogos y transferencia local y/o microquirúrgica de tejidos. Afortunadamente las técnicas quirúrgicas reconstructivas de cabeza y cuello han avanzado, así como la tecnología de fabricación de placas de reconstrucción, de manera que es posible la restitución funcional y estética del paciente afecto de un defecto maxilar y/o mandibular.

Sin embargo, no siempre es factible recurrir a las técnicas convencionales de transferencia de tejidos local o microquirúrgica, bien sea por no existencia de zonas donantes o por contraindicación funcional del paciente para determinada complejidad de técnicas reconstructivas microquirúrgicas. En otras ocasiones, las placas de reconstrucción, previamente colocadas, sufren en el transcurso de su carga una fractura por microtraumatismo lo que obliga a emprender de nuevo soluciones al defecto óseo.

Por ello, las finalidades ideales que se persiguen en toda reconstrucción maxilar y/o mandibular son fundamentalmente las siguientes:

- 5 a) Restituir la continuidad maxilar y/o mandibular y su función.
- b) Restablecer las relaciones oclusales maxilo-mandibulares.
- c) Permitir la futura restauración dental y la masticación, con una apariencia estética de simetría, altura y curvatura de la mandíbula y/o del maxilar..

10 Los movimientos mandibulares que se ejercen en sus funciones básicas de masticación, habla, deglución y/o bostezo, hacen que ésta esté expuesta a un significativo estrés de fuerzas opuestas, ya que se generan fuerzas de compresión y tensión entre el maxilar superior e inferior y de torsión en la región anterior mandibular intercanina. La región donde las fuerzas de tensión son iguales a las fuerzas de compresión se denomina la línea ideal, y
15 es un plano localizado en la base del proceso alveolar justo debajo de los ápices de las raíces de los dientes. Por tanto, resulta de vital importancia, conocer la distribución de esas fuerzas para una adecuada colocación de las placas y tornillos durante la reconstrucción.

Los defectos óseos se pueden clasificar de diversas formas (parciales, hemimandibulares,
20 hemimaxilares, totales, de cuerpo, de sínfisis, etc.). Por otra parte, muchos defectos óseos llevan asociados defectos en partes blandas, los cuales también deben ser considerados al plantear la reconstrucción.

Son diversos los sistemas desarrollados para reemplazar la porción maxilar y/o mandibular
25 extirpada, de manera que se han diseñado sistemas de prótesis de plástico (acrílico) o de material metálico como el titanio. Entre ellos podemos destacar los siguientes

- Los sistemas de fijación rígida se consideran los métodos básicos de reconstrucción maxilar y/o mandibular. Estos sistemas incluyen una placa de reconstrucción con o
30 sin injerto óseo. La indicación de uso de la placa de reconstrucción es para puenteo de defectos pero con la necesidad de asociar un injerto óseo que una vez regenerado favorezca la estabilidad biomecánica.
- Los sistemas de placas de reconstrucción de titanio han sido la base fundamental de
35 reconstrucción en los últimos años. Estas prótesis se fijan a los extremos

remanentes utilizando sistemas generalmente atornillados. Hay sistemas donde se preforma la placa de reconstrucción de titanio, doblándola de manera que su nueva forma se aproxime al hueso remanente y que puentee el defecto creado en la exéresis.

5

Otras técnicas se basan en utilizar una malla de titanio con forma tubular o en canal que se sujetan al hueso y permiten alojar hueso injertado. Estas mallas se modelan de acuerdo al defecto tras la escisión tumoral y se fijan acompañándole de injerto óseo no vascularizado. La tasa de fracasos de las mallas de titanio es alta.

10

Todos estos sistemas, empleados durante años, no están exentos de problemas y presentan deficiencias.

15

Uno de los inconvenientes es la necesidad de modelado en quirófano con el consumo de tiempo quirúrgico, que suele ser de entre 30 y 60 minutos por la dificultad de adaptarlos a la anatomía del paciente.

20

Otro de los inconvenientes es la manipulación de la placa que potencialmente puede ocasionar una fatiga al metal por manipulación indebida en el modelado. Si bien, han supuesto un sistema preciso en el reto de reconstrucción mandibular, no es menos cierto que han presentado complicaciones, tales como dehiscencia de herida con exposición de placa, fractura de placa, y pérdida de fijación en los puntos de osteosíntesis atornillada. Estas complicaciones aparecen hasta en un 30-40 % de casos.

25

Por tanto, la optimización de diseños protésicos mediante técnicas CAD-CAE, generalizadas en los últimos años, se presenta en la actualidad como la única técnica posible para conseguir mejores diseños. Las actuales técnicas de fabricación aditiva (conocida también como fabricación por capas, fabricación rápida e impresión 3D), junto a una mayor flexibilidad de las líneas de producción integradas, permiten dar respuesta a esta demanda de series cortas (incluso únicas) en tiempos reducidos, siendo posible contar en la actualidad con una fabricación individualizada. La evolución de los principios activos y nuevos materiales procesados en las técnicas de fabricación aditiva ha permitido la fabricación de producto sanitario completamente funcional, tanto a nivel de modelo quirúrgico, como a nivel de prótesis e implante. Esta tecnología posibilita la mejora de los elementos y técnicas de fijación. Además, resulta en un abaratamiento de costos inducido

35

por la reducción de tiempos en cada una de las fases preoperatoria, operatoria y postoperatoria. El cirujano puede ensayar la técnica quirúrgica concreta en modelos antes de la misma intervención.

5 El solicitante conoce la existencia de diversos documentos presentes en el estado de la técnica como la patente americana US5741215 que divulga un método de fabricación mediante la técnica de estereolitografía de un implante. Los materiales pueden ser muy variados: inorgánicos de tipo cerámicos, hidroxiapatita, metálicos biocompatibles como el titanio y orgánicos poliméricos como acrílicos, poliésteres, poliolefinas, poliuretanos,
10 siliconas, teflonados, etc., pudiendo además presentar unas partes sólidas y otras porosas.

Otro ejemplo es la patente americana US2006019216 que divulga un método de fabricación de un implante de mandíbula a partir de un modelo de protoimpresión rápida del tipo estereolitografía, sinterizado láser selectivo, modelización por deposición, impresión 3D, etc.
15 Como materiales aparece descrito el titanio así como partes porosas en el implante.

El documento US2003065259 divulga un método de fabricación mediante técnica de estereolitografía de una férula quirúrgica para recibir la dentición de un paciente así como parte de la mandíbula superior, inferior y del hueso craneal.

20 El documento US2009042167 divulga una prótesis instalada en la mandíbula para la colocación de al menos una pieza dental. Esta prótesis ha sido fabricada a partir de la técnica de impresión 3D o estereolitografía (SLA) siendo su material el titanio. Además, en el documento aparece descrita una prótesis de características porosas en uno de los pasos de su fabricación.

El documento US2005153257 divulga un método de fabricación aditiva (3D) a partir de un registro de contorno de mordedura del paciente, lo que permite obtener el alineamiento oclusal de la mandíbula.

30 El documento RU2007133573 divulga la fabricación de un implante temporal de mandíbula a partir de la técnica de estereolitografía. Describe el uso de material osteoplástico para el llenado de huecos, así como un puente dental temporal cimentado.

35 EXPLICACIÓN DE LA INVENCION

La presente invención describe una prótesis maxilo-mandibular, del tipo de las empleadas para reemplazar defectos óseos maxilares y/o mandibulares, que comprende al menos un cuerpo con una morfología adaptada a la anatomía del paciente generada a partir de una imagen CT (tomografía computerizada) del mismo, y en donde en sus extremos incorpora unos orificios de fijación al hueso del paciente, preferentemente mediante tornillos, de manera que abrazan, encajan y/o acoplan con el maxilar y/o la mandíbula del paciente, y que está caracterizado porque de forma contigua a dichos extremos se sitúan unas zonas de apoyo con las secciones del hueso, que disponen de una geometría porosa que permite el crecimiento del hueso; y donde finalmente incorpora una zona intermedia maciza y lisa que provoca una ligadura con los tejidos blandos.

El método de fabricación de la prótesis aquí preconizada partirá en un primer momento de un modelo tridimensional de la parte a reemplazar. Posteriormente, a partir de dicho modelo, se fabrica el cuerpo mediante materiales biocompatibles, como por ejemplo una aleación de titanio, en formato polvo, de manera aditiva capa a capa mediante aporte de energía.

Gracias a ello, se alcanza la capacidad de obtener la geometría del implante personalizado para cada paciente, ya que mediante un escáner 3D, es posible generar un CAD personalizado del implante a fabricar. A partir de este CAD se fabrica directamente el implante por medio de tecnologías aditivas, optimizando el peso del implante, sin perder su capacidad resistiva, ahorrando en el material empleado para su fabricación. Las tecnologías

aditivas en metal están descritas, por ejemplo, en el estándar ASTM F2792 - 12a *“Standard*

Terminology for Additive Manufacturing Technologies”.

Debido a esto se solventa el problema de sensibilidad a la temperatura de los implantes, ya que al fabricar estructuras tridimensionales se consigue la reducción de la influencia de la temperatura, ya que los implantes tendrán menor densidad de material respecto a su volumen.

La personalización de la prótesis favorece enormemente una mejor adaptación de la misma al hueso, evitándose holguras por causa de tallaje.

Por ello, se pueden crear estructuras osteo-inductoras lineales o progresivas para un óptimo crecimiento del hueso. Al trabajar con un CAD específico, es posible generar estructuras controladas con tamaños de poro definido, pudiéndose generar estructuras focalizadas a su
5 mejor integración ósea. Yendo más allá en el diseño del CAD se podrán generar áreas con una porosidad mayor, favoreciendo un mayor crecimiento óseo, y otras con una porosidad más reducida para limitarlo. Además del control en la distribución y el tamaño del poro por zonas, se puede generar una conexión entre ellos dando lugar a una continuidad de
10 oquedades que favorezcan la oseointegración del implante. Estas estructuras pueden ser fabricadas mediante tecnologías de fabricación aditiva.

A partir del CAD 3D y con una óptima planificación de la fabricación, se puede fabricar en cuestión de horas cualquier prótesis en las tecnologías de adición de material biocompatible, no obstante, los diseños de las prótesis pueden ser optimizadas quitando material donde no
15 se necesite para reducir el tiempo de fabricación y para ello será necesario diseñar o rediseñar la prótesis pensando que la tecnología, a diferencia de las tecnologías convencionales, permite una mayor libertad en diseño y un ahorro del material importante. Si rediseñamos la geometría de una prótesis y reducimos su volumen a la mitad, el tiempo de producción se podría ver reducido de modo significativo.

20 Ello provoca también un menor tiempo de intervención quirúrgica, ya que a partir de un CAD 3D se puede generar un prototipo en cualquier otro material, donde dicho prototipo permite estudiar la intervención quirúrgica de forma previa, evaluando el diseño del implante, su adaptación al cuerpo del paciente o cualquier otro factor interesante para el cirujano. Este
25 hecho implica una reducción ostensible en el tiempo de intervención. Se permite también la fabricación de guías de corte que ayudan al cirujano en la precisión y la rapidez en la realización de la resección mandibular y/o maxilar.

A su vez, esto implica un menor tiempo de recuperación del paciente ya que al poder
30 estudiar la operación fuera del quirófano mediante la fabricación de un prototipo se reduce ostensiblemente el tiempo de intervención. Se estima que una hora más de intervención implica un día más en la recuperación del paciente.

A lo largo de la descripción y las reivindicaciones la palabra "comprende" y sus variantes no
35 pretenden excluir otras características técnicas, aditivos, componentes o pasos. Para los

expertos en la materia, otros objetos, ventajas y características de la invención se desprenderán en parte de la descripción y en parte de la práctica de la invención. Los siguientes ejemplos y dibujos se proporcionan a modo de ilustración, y no se pretende que restrinjan la presente invención. Además, la presente invención cubre todas las posibles combinaciones de realizaciones particulares y preferidas aquí indicadas.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LAS FIGURAS

- FIG 1. Muestra una primera vista de una realización práctica de la prótesis maxilo-
mandibular, objeto de la presente invención.
- FIG 2. Muestra una segunda vista de una realización práctica de la prótesis maxilo-
mandibular, objeto de la presente invención.
- FIG 3. Muestra una tercera vista de una realización práctica de la prótesis maxilo-
mandibular, objeto de la presente invención.
- FIG 4. Muestra una cuarta vista de una realización práctica de la prótesis maxilo-
mandibular, objeto de la presente invención.
- FIG 5. Muestra una primera vista de la guía para realizar la resección ósea previa a la
implantación de la prótesis maxilo-mandibular, en una mandíbula.
- FIG 6. Muestra una segunda vista de la prótesis maxilo-mandibular, en una mandíbula.
- FIG 7. Muestra una realización práctica de la prótesis maxilo-mandibular, en donde
incorpora una conexión universal (5) para aditamentos dentales (6).

REALIZACIÓN PREFERENTE DE LA INVENCION

Las figuras adjuntas muestran una realización particular no limitativa de la invención. Más concretamente, la prótesis maxilo-mandibular, objeto de la presente invención, está caracterizada esencialmente por comprender al menos un cuerpo (1) con una morfología adaptada a la anatomía del paciente generada a partir de una imagen CT del mismo, y en donde en sus extremos (1a, 1b) incorpora unos orificios (2) de fijación al hueso del paciente, preferentemente mediante tornillos, de manera que abracen, encajen y/o se acoplen con la mandíbula y/o el maxilar del paciente.

De forma contigua se sitúan dos zonas de apoyo (3) con las secciones del hueso, que disponen de una geometría porosa que permite el crecimiento del hueso y el anclaje del sustituto al hueso con una profundidad limitada y cuya sección transversal tiene el mismo

contorno que la zona secciona del hueso sobre la que apoya.

Finalmente, la prótesis incorpora una zona intermedia (4) maciza que le proporciona rigidez mecánica y que se caracteriza por tener una morfología idéntica a la de la zona del hueso que se sustituye generada a partir de un modelo tridimensional simétrico de la zona no dañada del hueso.

Gracias a su especial morfología rugosa, el cuerpo (1) favorece el proceso de oseointegración en las zonas donde el hueso debe anclarse al sustituto. Y donde, gracias a su superficie lisa en contacto con tejidos blandos, se produce ligaduras entre ambos.

La zona porosa tiene una distribución, un tamaño, y una conexión de poro adecuado para el crecimiento y anclaje del hueso y para la extracción del polvo no fundido durante el método de fabricación.

En otra realización práctica, no limitativa, el cuerpo (1) estará dividido en dos piezas que encajarán entre sí mediante un alojamiento y un entrante dotados a tal fin y que se fijarán entre ellas mediante un tornillo de fijación. Y en donde, la zona porosa, sólo estará presente en una de dichas piezas, y la parte lisa incorporará orificios (2) para su fijación en el paciente o receptor.

En una realización práctica no limitativa, el cuerpo (1) en su cara oclusal o superior llevará incorporadas, al menos una conexión universal (5) para el alojamiento de aditamentos dentales (6), preferentemente con rosca interna.

El método de fabricación de la prótesis aquí preconizada, partirá de un modelo tridimensional, al que se le añaden informáticamente la zona porosa de la prótesis con total control en cuanto a distribución, tamaño y conexión del poro, y en el que a partir de dicho modelo digitalmente modificado, se fabrica el cuerpo (1) mediante el empleo de materiales biocompatibles (como por ejemplo una aleación de titanio en formato polvo) de manera aditiva capa a capa, mediante aporte de energía (como por ejemplo procedente de un láser y/o haz de electrones).

En una segunda realización práctica, no limitativa, el método de fabricación de la prótesis aquí preconizada partirá del modelo digitalmente modificado para la fabricación del cuerpo

(1) mediante el empleo de materiales fundibles o calcinables; de manera aditiva capa a capa, ya que obtendríamos un modelo físico fabricado en un material, al que aplicándole una curva de temperatura en un horno durante un periodo determinado de tiempo, se funde (material fundible, p.ej. cera) o quema (material calcinable, p.ej. resina). Una vez tenemos este modelo hecho capa a capa, se puede utilizar para obtener un cuerpo (1) materializado en un material metálico biocompatible.

Para ello se fabricaría un molde cerámico, cuya cavidad sería el negativo del modelo que acabamos de fabricar. Al ponerlo en horno el material del modelo se funde o se quema, dejando un hueco. En ese hueco se puede introducir posteriormente un metal fundido, por ejemplo, por gravedad, con una pequeña depresión o sobrepresión; que ayude a llenar el molde. Al romper el molde sacamos la pieza metálica final. El proceso hay que repetirlo cada vez que queramos sacar pieza.

Una tercera realización práctica, para uso en casos de empleo de materiales poliméricos biocompatibles, se basaría en materializar un molde en silicona (a partir del modelo obtenido capa a capa) que serviría para colar (mediante vacío o similar) dos materiales termoestables líquidos, que reaccionan químicamente para pasar de estado líquido a sólido, finalmente se corta el molde de silicona, obteniendo la pieza final. En este caso concreto, el molde podría ser empleado para fabricar varias piezas.

Una última posibilidad de fabricación, podría ser el empleo de métodos de mecanizado, en donde una vez se ha obtenido el modelo modificado digitalmente, se emplean máquinas de control numérico para obtener la pieza final.

REIVINDICACIONES

1.- Prótesis maxilo-mandibular, del tipo de las empleadas para reemplazar defectos
5 óseos, que comprende al menos un cuerpo (1) con una morfología adaptada a la anatomía
del paciente generada a partir de una imagen de tomografía computerizada del mismo, y en
donde en sus extremos (1a, 1b) incorporan unos orificios (2) de fijación a los extremos
óseos del paciente; donde dicha prótesis se **caracteriza porque** entre dichos extremos
(1a,1b) se sitúan unas zonas de apoyo (3) sobre las secciones del hueso, donde dichas
10 zonas de apoyo (3) consisten en una geometría porosa que incorpora una segunda zona (4)
maciza, lisa e intermedia entre las citadas zonas de apoyo (3).

2.- Prótesis de acuerdo con la reivindicación 1 en donde el cuerpo (1) está dividido en
dos piezas encajables entre sí, mediante un alojamiento y un entrante, y que son fijadas
15 mediante un tornillo de fijación.

3.- Prótesis de acuerdo con la reivindicación 2 en donde la zona de apoyo (3) está
situada en una de las piezas encajables del cuerpo (1).

20 4.- Prótesis de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3 en donde la
segunda zona (4) maciza y lisa está situada en una de las piezas del cuerpo (1) e incorpora
unos orificios (2) con los extremos óseos del paciente.

5.- Prótesis de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4 en donde el
25 cuerpo (1) incorpora en su cara oclusal o superior, al menos una conexión (5) para el
alojamiento de aditamentos dentales (6).

6.- Método de fabricación de la prótesis de acuerdo con cualquiera de las
reivindicaciones 1 a 5 que comprende las etapas de obtener un modelo tridimensional de la
30 parte ósea maxilo-mandibular a reemplazar; al que se le añaden informáticamente una zona
porosa de la prótesis con control sobre distribución, tamaño y conexión del poro; y en donde
a partir de dicho modelo modificado, se establece una etapa de fabricación del cuerpo (1)
mediante materiales biocompatibles preferentemente en formato polvo, de manera aditiva
capa a capa mediante aporte de energía.

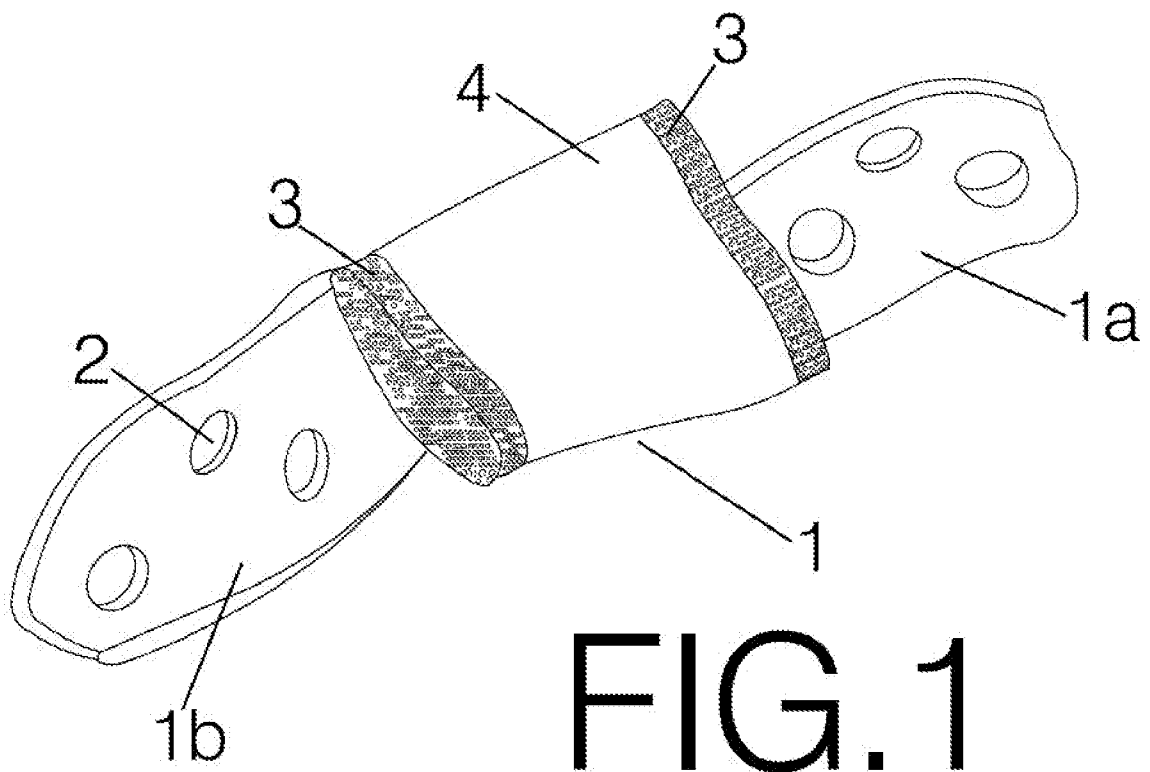
35 7.- Método de fabricación de la prótesis de acuerdo con la reivindicación 6 donde la

etapa de fabricación del cuerpo (1) comprende la etapa de obtener un modelo físico a partir del modelo modificado informáticamente, de manera aditiva capa a capa, obteniendo un modelo físico fabricado en un material, al que se le aplica una curva de temperatura en un horno durante un periodo determinado de tiempo, fundiéndose o quemándose, obteniendo un molde que deja un hueco para introducir posteriormente un material biocompatible fundido, rellenando el molde, y donde finalmente se rompe dicho molde obteniendo la pieza metálica final.

8.- Método de fabricación de la prótesis de acuerdo con la reivindicación 6 donde la etapa de fabricación del cuerpo (1) comprende la etapa de obtener un modelo físico a partir del modelo modificado informáticamente, de manera aditiva capa a capa, obteniendo un molde de silicona en donde se introducen dos materiales termoestables líquidos que reaccionan químicamente; y donde, finalmente se corta dicho molde, para obtener la pieza definitiva.

15

20



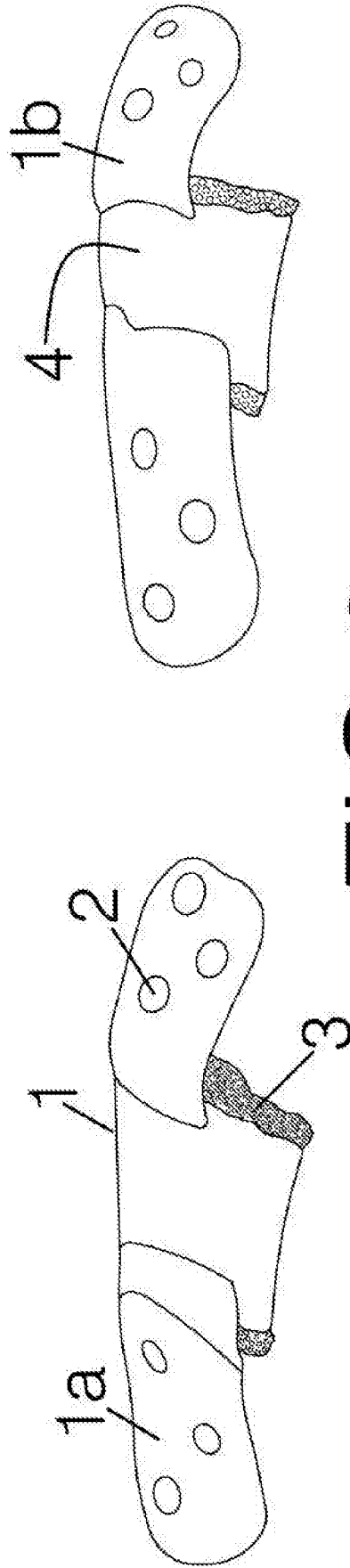


FIG.2

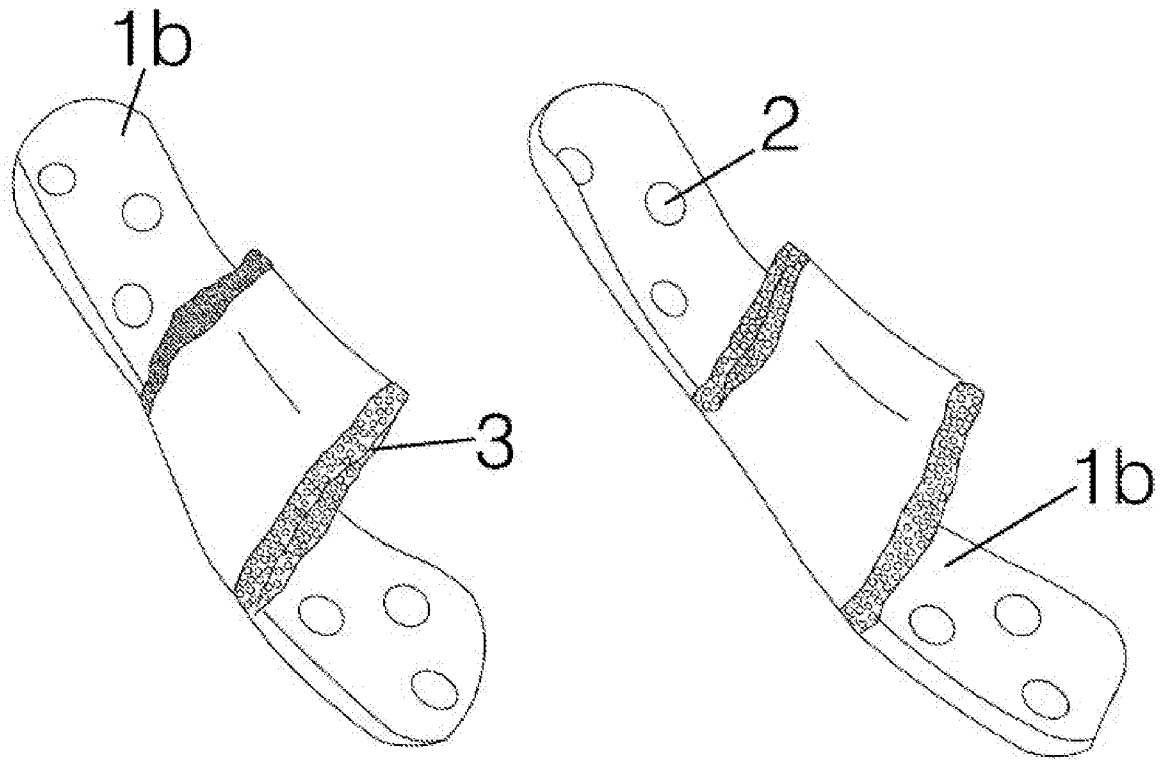


FIG.3

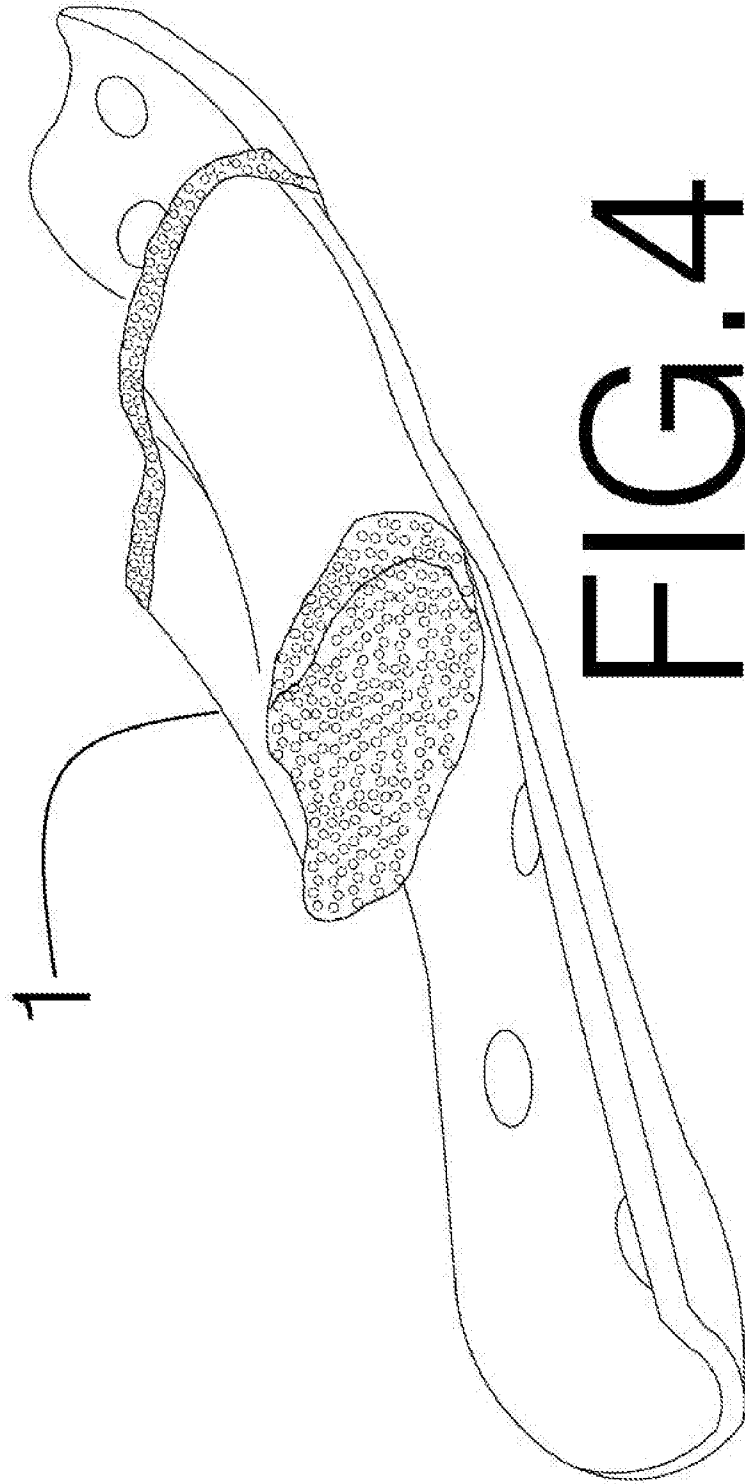


FIG. 4

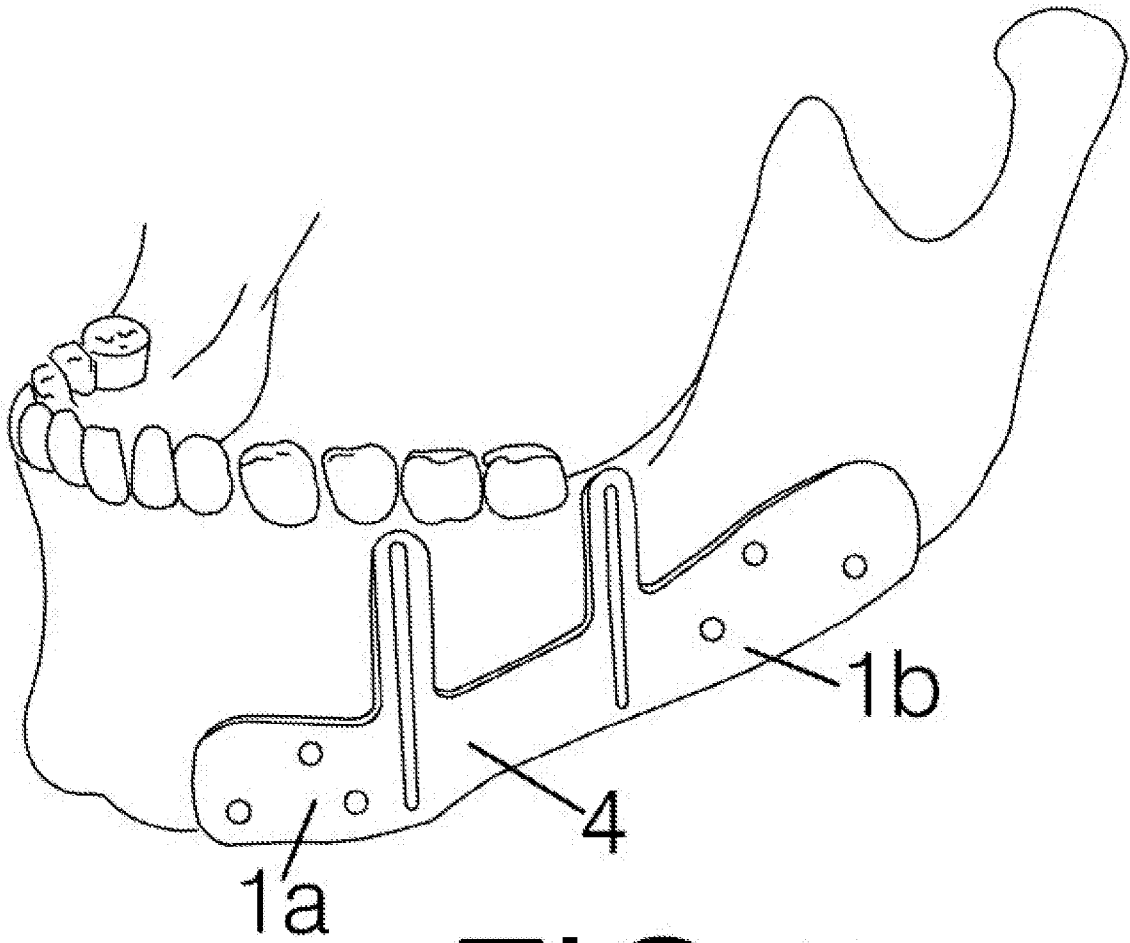


FIG.5

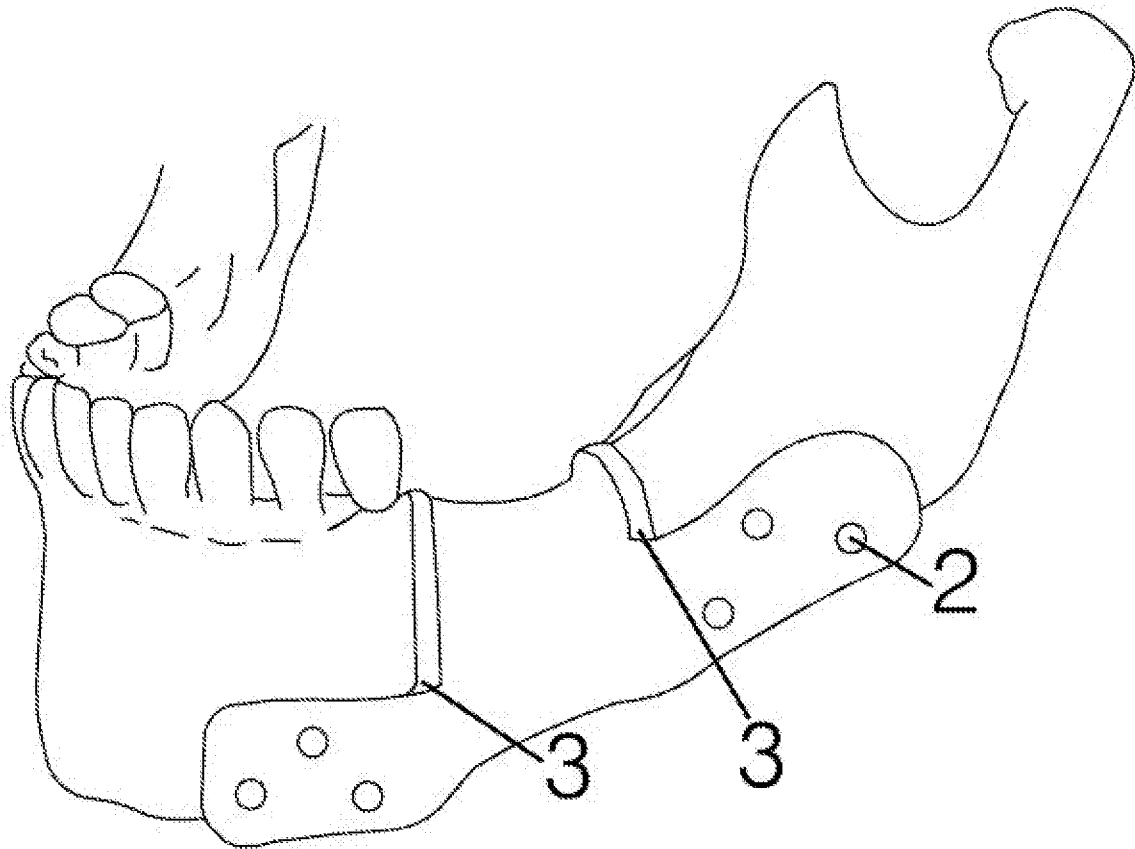


FIG.6

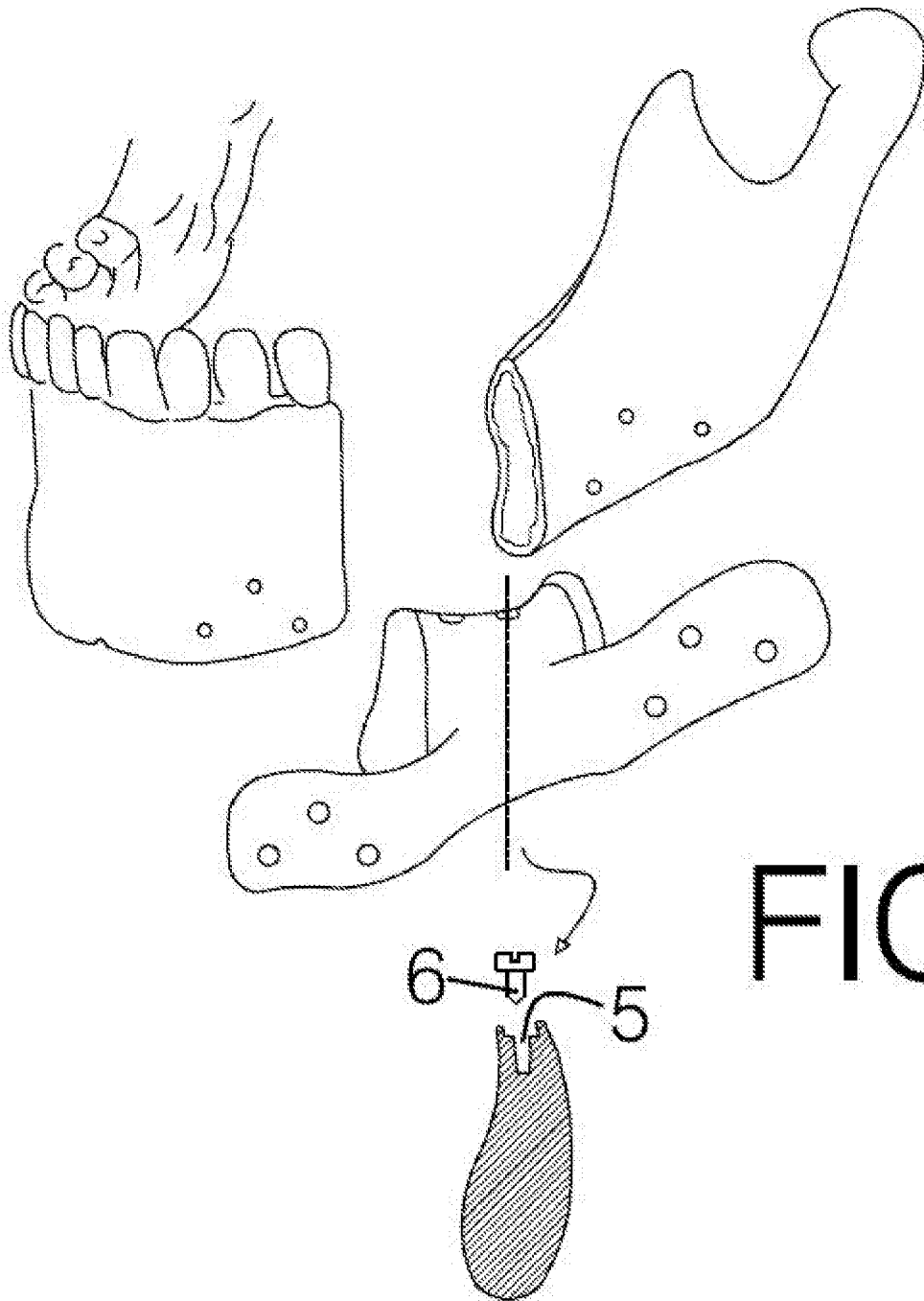


FIG. 7

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/ES2014/070409

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61F2/28 (2006.01)

G06T17/00 (2006.01)

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61F, G06T

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

INVENES, EPODOC, WPI, TXTUS0, TXTUS1, TXTUS2, TXTUS3, TXTUS4, TXTUS5, TXTEP1, TXTGB1, TXTWO1, TXTAU1, TXTCA1, MEDLINE, BIOSIS, NPL, EMBASE, XPESP, XPESP2, Google Académico.

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2010086508 A2 (VALLITTU PEKKA ET AL.) 05/08/2010, see the whole document, especially page 3, lines 6 - 16; page 4, lines 5 - 22; page 6, lines 6 - 15; page 12, lines 27 - 28; page 14, lines 11 - 21; page 17, lines 1 - 6; claims 1 and 19; figure 6.	1-8
A	WO 2008143661 A1 (MEDICINELODGE INC ET AL.) 27/11/2008, see the whole document, especially abstract; paragraphs [0005] - [0014], [0054], [0084] - [0089], [0097]; claims 1-5, 9; figures 4, 5 and 7.	1-8

Further documents are listed in the continuation of Box C.

See patent family annex.

<p>* Special categories of cited documents:</p> <p>"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance.</p> <p>"E" earlier document but published on or after the international filing date</p> <p>"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)</p> <p>"O" document referring to an oral disclosure use, exhibition, or other means.</p> <p>"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p>	<p>"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention</p> <p>"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone</p> <p>"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other documents, such combination being obvious to a person skilled in the art</p> <p>"&" document member of the same patent family</p>
--	--

Date of the actual completion of the international search
27/06/2014

Date of mailing of the international search report
(30/06/2014)

Name and mailing address of the ISA/

OFICINA ESPAÑOLA DE PATENTES Y MARCAS
Paseo de la Castellana, 75 - 28071 Madrid (España)
Facsimile No.: 91 349 53 04

Authorized officer
B. Pérez Esteban

Telephone No. 91 3498484

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/ES2014/070409

C (continuation).		DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT
Category *	Citation of documents, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2009004070 A1 (VITO ET AL.) 08/01/2009, see the whole document, especially abstract; paragraphs [0007] - [0012], [0017], [0018], [0036], [0049], [0053] - [0056], [0066] - [0073]; claims.	1-8
A	EP 2272461 A2 (ZIMMER DENTAL INC) 12/01/2011, see the whole document, especially abstract; paragraphs [0003], [0007], [0017], [0022] - [0035], [0042] - [0053]; claims; figures 9 - 16.	1-8

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

Information on patent family members

PCT/ES2014/070409

Patent document cited in the search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO2010086508 A2	05.08.2010	RU2011135967 A MX2011008039 A US2012089237 A1 SG173090 A1 KR20110126618 A JP2012516173 A EP2391301 A2 CN102395329 A CA2750563 A1 AU2010209580 A1 AU2010209580 A2	10.03.2013 30.09.2011 12.04.2012 29.08.2011 23.11.2011 19.07.2012 07.12.2011 28.03.2012 05.08.2010 15.09.2011 29.09.2011
----- WO2008143661 A1	----- 27.11.2008	EP2024176 A1 EP2024176 A4 US2007202351 A1 US7666522 B2	----- 18.02.2009 07.11.2012 30.08.2007 23.02.2010
----- WO2009004070 A1	----- 08.01.2009	US2010256773 A1 JP2010531694 A JP5318864B B2 EP2173280 A1 CA2692498 A1	----- 07.10.2010 30.09.2010 16.10.2013 14.04.2010 08.01.2009
----- EP2272461 A2	----- 12.01.2011	US2012251980 A1 US2011008754 A1	----- 04.10.2012 13.01.2011
-----	-----		-----

INFORME DE BÚSQUEDA INTERNACIONAL

Solicitud internacional nº
PCT/ES2014/070409

A. CLASIFICACIÓN DEL OBJETO DE LA SOLICITUD

A61F2/28 (2006.01)

G06T17/00 (2006.01)

De acuerdo con la Clasificación Internacional de Patentes (CIP) o según la clasificación nacional y CIP.

B. SECTORES COMPRENDIDOS POR LA BÚSQUEDA

Documentación mínima buscada (sistema de clasificación seguido de los símbolos de clasificación)

A61F, G06T

Otra documentación consultada, además de la documentación mínima, en la medida en que tales documentos formen parte de los sectores comprendidos por la búsqueda

Bases de datos electrónicas consultadas durante la búsqueda internacional (nombre de la base de datos y, si es posible, términos de búsqueda utilizados)

INVENES, EPODOC, WPI, TXTUS0, TXTUS1, TXTUS2, TXTUS3, TXTUS4, TXTUS5, TXTEP1, TXTGB1, TXTWO1, TXTAU1, TXTCA1, MEDLINE, BIOSIS, NPL, EMBASE, XPESP, XPESP2, Google Académico.

C. DOCUMENTOS CONSIDERADOS RELEVANTES

Categoría*	Documentos citados, con indicación, si procede, de las partes relevantes	Relevante para las reivindicaciones nº
A	WO 2010086508 A2 (VALLITTU PEKKA ET AL.) 05/08/2010, ver todo el documento, especialmente página 3, líneas 6 - 16; página 4, líneas 5 - 22; página 6, líneas 6 - 15; página 12, líneas 27 - 28; página 14, líneas 11 - 21; página 17, líneas 1 - 6; reivindicaciones 1 y 19; figura 6.	1-8
A	WO 2008143661 A1 (MEDICINELODGE INC ET AL.) 27/11/2008, ver todo el documento, especialmente resumen; párrafos [0005] - [0014], [0054], [0084] - [0089], [0097]; reivindicaciones 1-5, 9; figuras 4, 5 y 7.	1-8

En la continuación del recuadro C se relacionan otros documentos Los documentos de familias de patentes se indican en el anexo

<p>* Categorías especiales de documentos citados:</p> <p>"A" documento que define el estado general de la técnica no considerado como particularmente relevante.</p> <p>"E" solicitud de patente o patente anterior pero publicada en la fecha de presentación internacional o en fecha posterior.</p> <p>"L" documento que puede plantear dudas sobre una reivindicación de prioridad o que se cita para determinar la fecha de publicación de otra cita o por una razón especial (como la indicada).</p> <p>"O" documento que se refiere a una divulgación oral, a una utilización, a una exposición o a cualquier otro medio.</p> <p>"P" documento publicado antes de la fecha de presentación internacional pero con posterioridad a la fecha de prioridad reivindicada.</p>	<p>"T" documento ulterior publicado con posterioridad a la fecha de presentación internacional o de prioridad que no pertenece al estado de la técnica pertinente pero que se cita por permitir la comprensión del principio o teoría que constituye la base de la invención.</p> <p>"X" documento particularmente relevante; la invención reivindicada no puede considerarse nueva o que implique una actividad inventiva por referencia al documento aisladamente considerado.</p> <p>"Y" documento particularmente relevante; la invención reivindicada no puede considerarse que implique una actividad inventiva cuando el documento se asocia a otro u otros documentos de la misma naturaleza, cuya combinación resulta evidente para un experto en la materia.</p> <p>"&" documento que forma parte de la misma familia de patentes.</p>
--	--

Fecha en que se ha concluido efectivamente la búsqueda internacional.
27/06/2014

Fecha de expedición del informe de búsqueda internacional.
30 de junio de 2014 (30/06/2014)

Nombre y dirección postal de la Administración encargada de la búsqueda internacional
OFICINA ESPAÑOLA DE PATENTES Y MARCAS
Paseo de la Castellana, 75 - 28071 Madrid (España)
Nº de fax: 91 349 53 04

Funcionario autorizado
B. Pérez Esteban
Nº de teléfono 91 3498484

INFORME DE BÚSQUEDA INTERNACIONAL

Solicitud internacional n°

PCT/ES2014/070409

C (Continuación).		DOCUMENTOS CONSIDERADOS RELEVANTES
Categoría *	Documentos citados, con indicación, si procede, de las partes relevantes	Relevante para las reivindicaciones n°
A	WO 2009004070 A1 (VITO ET AL.) 08/01/2009, ver todo el documento, especialmente resumen; párrafos [0007] - [0012], [0017], [0018], [0036], [0049], [0053] - [0056], [0066] - [0073]; reivindicaciones.	1-8
A	EP 2272461 A2 (ZIMMER DENTAL INC) 12/01/2011, ver todo el documento, especialmente resumen; párrafos [0003], [0007], [0017], [0022] - [0035], [0042] - [0053]; reivindicaciones; figuras 9 - 16.	1-8

INFORME DE BÚSQUEDA INTERNACIONAL

Solicitud internacional nº

Informaciones relativas a los miembros de familias de patentes

PCT/ES2014/070409

Documento de patente citado en el informe de búsqueda	Fecha de Publicación	Miembro(s) de la familia de patentes	Fecha de Publicación
WO2010086508 A2	05.08.2010	RU2011135967 A	10.03.2013
		MX2011008039 A	30.09.2011
		US2012089237 A1	12.04.2012
		SG173090 A1	29.08.2011
		KR20110126618 A	23.11.2011
		JP2012516173 A	19.07.2012
		EP2391301 A2	07.12.2011
		CN102395329 A	28.03.2012
		CA2750563 A1	05.08.2010
		AU2010209580 A1	15.09.2011
		AU2010209580 A2	29.09.2011
-----	-----	-----	-----
WO2008143661 A1	27.11.2008	EP2024176 A1	18.02.2009
		EP2024176 A4	07.11.2012
		US2007202351 A1	30.08.2007
		US7666522 B2	23.02.2010
-----	-----	-----	-----
WO2009004070 A1	08.01.2009	US2010256773 A1	07.10.2010
		JP2010531694 A	30.09.2010
		JP5318864B B2	16.10.2013
		EP2173280 A1	14.04.2010
		CA2692498 A1	08.01.2009
-----	-----	-----	-----
EP2272461 A2	12.01.2011	US2012251980 A1	04.10.2012
		US2011008754 A1	13.01.2011
-----	-----	-----	-----