

①9 RÉPUBLIQUE FRANÇAISE
INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE
COURBEVOIE

①1 N° de publication :
(à n'utiliser que pour les
commandes de reproduction)

3 036 945

②1 N° d'enregistrement national : 15 01133

⑤1 Int Cl⁸ : A 61 C 8/00 (2016.01)

⑫

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

②2 Date de dépôt : 02.06.15.

③0 Priorité :

④3 Date de mise à la disposition du public de la
demande : 09.12.16 Bulletin 16/49.

⑤6 Liste des documents cités dans le rapport de
recherche préliminaire : *Se reporter à la fin du
présent fascicule*

⑥0 Références à d'autres documents nationaux
apparentés :

Demande(s) d'extension :

⑦1 Demandeur(s) : DJEMAI ABDELMADJID — FR et
FOUCHET JEAN JACQUES — FR.

⑦2 Inventeur(s) : DJEMAI ABDELMADJID et FOUCHET
JEAN JACQUES.

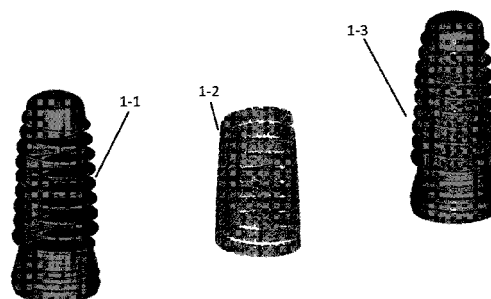
⑦3 Titulaire(s) : DJEMAI ABDELMADJID, FOUCHET
JEAN JACQUES.

⑦4 Mandataire(s) : DJEMAI ABDELMADJID.

⑤4 ENSEMBLE CONSTITUE D'UN IMPLANT DENTAIRE ET D'UN ELEMENT DE FIXATION AUTOBLOQUANT A
STRUCTURES POREUSES HETEROGENES ET SON PROCEDE DE FABRICATION.

⑤7 La présente invention décrit un système d'un implant
dentaire (1-1) et d'un élément de fixation (1-2), lequel im-
plant dentaire comporte un corps interne agencé de forme
allongé ressemblant sensiblement à une racine de la dent,
lequel élément de fixation comprend une structure poreuse
hétérogène particulièrement avantageuse (3-3) assurant la
croissance osseuse et l'oséo intégration (4-3), ledit élément
de fixation comprend un dispositif autobloquant(4-1) qui
s'agrippe à la paroi osseuse du milieu implantaire.

L'invention apporte avantageusement une double ré-
ponse aux problèmes inhérents à l'implantologie dentaire à
savoir l'oséo-intégration et la mobilité de l'implant lors de sa
pose. L'ensemble de l'implant dentaire et son élément de
fixation est réalisé par empilement de couches de poudres
métalliques ou non métallique, fusionnées sélectivement
par concentration d'une source d'énergie.



FR 3 036 945 - A1



5 Ensemble constitué d'un implant dentaire et d'un élément de fixation autobloquant à structures poreuses hétérogènes et son procédé de fabrication.

Description

10 Ensemble d'un implant dentaire et d'un élément de fixation, lequel implant dentaire comporte un corps interne agencé de forme allongé ressemblant sensiblement à une racine de la dent, lequel élément de fixation comprend une structure poreuse hétérogène assurant la croissance osseuse, ledit élément de fixation comprend un dispositif autobloquant

L'implant est l'infrastructure généralement métallique destinée à soutenir une prothèse dentaire. Il permet de remplacer les piliers naturels que sont les dents, par des piliers mécaniques, placés soit dans l'os mandibulaire, soit dans l'os maxillaire.

15 L'essentiel dans la pose d'un implant dentaire est d'obtenir un blocage immédiat dans l'os. Une mobilité même faible de l'implant dans l'os entraîne à terme un rejet, une faible disparité entre l'implant et l'os peut entraîner une résorption osseuse.

20 Les techniques actuelles de fabrication d'implants dentaire sont des techniques traditionnelles d'usinage, en général d'une tige filetée. L'implant ainsi réalisé a une surface lisse et brillante. Une fois l'implant introduit dans l'os, une bague taraudée ou vis est mis en place sur la partie extérieure qui est en général une tige filetée. Sur ladite bague taraudée ou vis, est fixée par un ciment la prothèse dentaire.

Les principales causes du rejet des implants dentaires sont la mobilité de l'implant (même faible) et la résorption osseuse due en général à l'état de surface de l'implant.

L'état de la technique peut être défini par deux catégories de brevets :

25 Des brevets d'implants réalisés par usinage, citons le brevet de Jean-Marc JUILLET déposé le 12 juin 1972 sous le No. 72 21113 et publié le 2 janvier 1974 sous le No. 2.188.445

Les brevets d'implants réalisés par fabrication additive (impression 3d), nous citons le brevet de l'université de Liverpool déposé le 9 juin 2010 sous le numéro WO2010146383A1.

30 Ce brevet décrit un implant dentaire réalisé par fabrication additive, où un procédé de fabrication par fusion sélective laser est longuement expliqué, mais il n'apporte aucune solution aux problèmes du blocage de l'implant à la mise en bouche.

D'autres brevets qui traitent des traitements de surface pour l'oséo intégration, nous citons le brevet de Zimmer Dental « Dental implant with improved osseointegration features » déposé le 30 août 2006 sous le numéro US807512 B2.

35 Le brevet de Conformis Inc. « Devices and methods for additive manufacturing of implants components » déposé le 13 avril 2013 sous le numéro WO 2013155500 A1

Le brevet de Eric Jones « Laser produced porous surfaces » déposé le 6 décembre 2005 sous le numéro US20070142914.

40 Le brevet de Howmedica Osteonics Corp. « Laser produced implants » déposé le 29 décembre 2006 sous le numéro US20080004709

Tous ces brevets décrivent des moyens et méthodes de traitement de surface ou une façon de dépôt d'endospores de Tantale par la méthode de dépôt chimique sous forme vapeur, la porosité obtenue est en moyenne de 35% et l'inter connectivité est partielle.

5 Plusieurs publications traitent du sujet de la fabrication additive d'implants dentaire, les plus pertinentes des publications sont :

« Direct Metal Laser Sintering Titanium Dental Implants : A Review of the current Literature » publiée le 01 décembre 2014 dans International Journal of Biomaterials.

10 « Histomorphometric Evaluation of Direct Laser Metal Forming (DLMF) Implant Surface in the Type IV Bone: A Controlled Study in Human Jaw" Publié le 25 juillet 2013 dans la revue POSEIDON Journal « Fabrication of Bioactive Porous Ti Metal with Structure Similar to human Cancellous Bone by Selective Laser Melting" Publié le 2 décembre 2010 dans la revue BDA Bioceramics Development and Applications.

15 Toutes les publications s'accordent sur les avantages indéniables de la réalisation d'implants dentaires par fabrication additive dans des matériaux bio compatibles de type Ti6Al4V dans différents grades.

La fabrication additive et pour certaines technologies additives précisément (SLM, EBM, SLA) présentent plusieurs possibilités de contrôle de la géométrie, de la porosité, de l'inter connectivité et l'architecture 3D par des changements dans les paramètres de fabrication, citons les principaux paramètres pour la technologie de fusion laser sélective:

- la puissance des lasers
- la vitesse de scan
- le diamètre du spot
- la stratégie de parcours du laser
- 25 - le recouvrement entre deux point de fusion
- l'épaisseur des couches de la poudre

Le procédé de fusion laser sélective de poudre métallique en terminologie anglaise « Selective Laser Melting(SLM), la dénomination SLM sera maintenue dans tout le texte du brevet.

30 SLM est un procédé utilisé pour la fabrication de composants complexes en trois dimensions à partir de poudres de métal, de céramique ou poudres polymère. La technologie est mature et déjà utilisée dans l'industrie aéronautique et le médical pour fabriquer des composants complexes présentant de hautes densités et homogénéité. Nous citons un des premiers brevets de l'institut Fraunhofer en Allemagne, déposé le 27 oct. 1997 sous le numéro WO1998024574A1, qui décrit le procédé SLM d'une façon plus précise.

35 La présente invention décrit un système et son procédé par fabrication additive d'implants dentaire à structures poreuses hétérogènes et autobloquants qui apporte avantageusement une double réponse aux problèmes inhérents à l'implantologie dentaire à savoir l'oséo-intégration et la mobilité de l'implant lors de sa pose. Pour cela la présente invention propose un implant dentaire autobloquant à structures poreuses hétérogènes.

40 Ladite structure présente une porosité comprise entre 30% et 80%, une taille des pores comprise entre 100µm et 500µm et une distribution des pores comprise entre 500 et 700 µm avec une inter connectivité totale. Dans un mode préférentiel la porosité comprise entre 60% et 70 %, la taille des pores comprise entre 200µm et 300µm avec une distribution de la porosité comprise entre 100 et 600 µm et une inter connectivité totale Ses paramètres sont proches des caractéristiques de l'os humain dans la maxillaire et
45 la mandibule.

L'implant dentaire décrit dans la présente invention est composé d'un corps central qui représente la racine ancrée dans l'os de la mâchoire, la tête de l'implant peut être arrondie, plate, creuse, ou de tout forme particulière pour recevoir le pilier prothétique, dans un autre mode de réalisation l'implant peut être solidaire du pilier implantaire. La réalisation en une seule pièce de l'implant et du pilier prothétique
50 se fera par fabrication additive, des angles de courbure particuliers entre l'implant et le pilier sont calculés suite à un traitement numérique des images tridimensionnelles de la morphologie de la mâchoire.

- 5 Un revêtement à structures poreuses hétérogènes de forme hélicoïdale pour certains implants à filetage mais ce revêtement peut être de différentes formes et géométries qui viennent en habillage d'une partie ou la totalité de l'implant dentaire. De préférence dans la partie de l'implant dentaire au contact avec l'os.

10 L'implant dentaire et son élément de fixation sont réalisés par empilement de couches de poudre métallique ou non métallique, fusionnés sélectivement, dans le cas de poudre métallique d'alliage de titane/aluminium/vanadium l'épaisseur des couches est généralement de 30µm. Une des techniques de fabrication additive sélectionnée pour notre exemple est la technologie SLM, ce mode de réalisation n'est pas limitatif, d'autres technologies de dépôt peuvent être déployé.

15 Le fichier numérique de l'implant dentaire est réalisé par un logiciel de conception en trois dimensions soit selon des modèles et normes standards ou soit selon un mode de réalisation particulier: dans ce cas, la forme de l'implant dentaire à savoir sa hauteur, sa section basse, sa section haute sont déterminés de manière plus précise. Dans un autre mode de réalisation, l'implant dentaire peut avoir la forme exacte de la dent, ce mode est privilégié dans le cas de remplacement d'une dent juste après son extraction.

20 L'élément de fixation est prédéfini avec une épaisseur particulière comprise entre 1 et 2 mm du corps central de l'implant, dans un mode préférentiel l'épaisseur est comprise entre 0.8 mm et 1.5 mm

L'élément de fixation est formé par une structure poreuse. Plusieurs formes de porosités peuvent être sélectionnées avec la possibilité de définir les zones de répartition des pores de différentes tailles.

25 La structure poreuse formant l'élément de fixation présente une porosité comprise entre 30% et 80%, une taille des pores comprise entre 100µm et 500µm et une distribution des pores comprise entre 500 et 700 µm avec une inter connectivité totale. Dans un mode préférentiel la structure poreuse présente une porosité comprise entre 60% et 70 %, la taille des pores comprise entre 200µm et 300µm avec une distribution de la porosité comprise entre 100 et 600 µm et une inter connectivité totale.

30 La cellule de base ou cellule unitaire est de forme géométrique en trois dimensions (x,y,z), la cellule unitaire est formée par au moins trois arêtes avec une ouverture d'angle d'au moins 10°, et la cellule unitaire peut être de forme régulière ou irrégulière en forme de pyramide, tétraèdre, cubique, octaèdre, icosaèdre, dodécaèdre et sans limitation de forme. Dans un mode de réalisation préférentiel, la cellule unitaire sera de forme dodécaèdre renforcée.

35 Dans un autre mode de réalisation, la cellule unitaire est formée de 12 arêtes avec des angles d'ouverture des arêtes de 30° par rapport à l'axe vertical ou l'axe de construction. Les arêtes peuvent être régulières ou irrégulières selon la densité du maillage et la porosité voulue.

Le matériau utilisé pour la réalisation d'un tel implant est un matériau biocompatible de métal pur ou d'alliages métalliques de type Chrome cobalt, tantale, niobium, des composés métallo céramique ou organo-métal ou organo céramique ou une combinaison organo céramique métal.

Pour la réalisation de l'implant central, deux alliages de matériaux ont été utilisés

- 40
- un alliage Titane Aluminium vanadium Ti6Al4V de grade 23, avec un taux d'oxygène < 0.2 %,
 - Une combinaison d'un alliage de titane mélangé avantageusement avec un matériau à base de zircone.

Pour la réalisation de l'élément de fixation, trois alliages ont été utilisés

- 45
- Un alliage Titane Aluminium vanadium Ti6Al4V de grade 23, avec un taux d'oxygène < 0.2 %,

- 5
- Une combinaison d'un alliage de titane mélangé avantageusement avec un matériau à base de zircon
 - Une combinaison d'un alliage de titane mélangé avantageusement avec un alliage à base de nickel

10 Et dans un mode préférentiel un matériau biocompatible contenant un matériau composite/binaire zircon-titane avec des concentrations de poudre zircon comprise entre 5 % et 25 %.

La présente invention vise à exploiter un système d'implants dentaires autobloquant à structures poreuses hétérogènes et son procédé de réalisation par fabrication additive, et dans un mode préférentiel par la technologie SLM.

15 Le système d'implants dentaires à structures poreuses hétérogène est réalisé par fusion sélective de poudre métallique biocompatible avec un mode de réalisation particulier de la surface de l'implant. Le système autobloquant de l'implant est réalisé par un moyen mécanique qui vient pousser la partie hélicoïdale vers le siège osseux de l'implant. La partie hélicoïdale peut être solidaire (a) ou non solidaire (b) du noyau central de l'implant dentaire,

20 (a) Solidaire : la partie hélicoïdale est maintenue par au moins quatre points de fixation solidaire du pilier central, à la pose de l'implant dentaire, un outil adapté vient chasser les points de fixation afin de libérer la partie hélicoïdale qui vient coller aux parois du creusé de l'implant

(b) Non solidaire : l'assemblage de la partie hélicoïdale sur le pilier central se fait par compression latérale par un outil adapté et à la pose de l'implant dentaire, l'ensemble est libéré.

25 D'autres moyens de fixation peuvent être envisagés, citons à titre d'exemples la fixation thermique par dilatation ou la fixation chimique en réaction à un additif ou au contact du milieu implantaire.

Un autre mode de fixation peut être envisagé, avec un mélange stœchiométrique de Nickel/Titane formant le Nitinol, un alliage à mémoire de forme et présentant une élasticité supérieure au titane.

L'invention sera maintenant décrite plus en détail à l'aide des dessins qui illustrent des formes de réalisation préférentielles d'un ensemble suivant l'invention. Dans les dessins :

- 30
- FIGUE. 1 montre l'ensemble implant dentaire et l'élément de fixation
 - FIGUE. 2 illustre le flux numérique du mode de réalisation de l'ensemble implant dentaire et élément de fixation
 - FIGUE. 3 illustre le mode de réalisation de la cellule unitaire et sa mise en œuvre dans l'élément de fixation
- 35
- FIGUE. 4 illustre la mise en bouche de l'ensemble implant dentaire et élément de fixation et son auto blocage sur la paroi implantaire.

40 L'implant dentaire décrit dans la présente invention est composé d'un corps central qui représente le noyau de l'implant (1-1), la tête du corps central peut être arrondie, plate, creuse, ou toute forme particulière pour recevoir un pilier implantaire, dans un autre mode le noyau de l'implant peut être solidaire du pilier implantaire et réalisé en une seule pièce en fabrication additive avec des angles de courbure particuliers selon la morphologie.

Un revêtement à structures poreuses hétérogènes (1-2) de forme hélicoïdale pour certains implants mais ce revêtement peut être de différentes formes et géométries qui viennent en habillage d'une partie ou la totalité de l'implant dentaire.

5 L'implant est réalisé par fabrication additive selon la technologie SLM déjà décrite, l'implant (2-1) est réalisé par un logiciel de conception en trois dimensions selon la morphologie du patient, la hauteur et la section de l'implant sont ainsi définis.

10 La partie poreuse (2-3) est prédéfinie avec une épaisseur particulière comprise entre 1 et 2 mm du corps central de l'implant (2-2).

Plusieurs formes de porosité peuvent être sélectionné (2-4 ; 2-5 ; 2-6) avec la possibilité de paramétrer les zones de répartition de pores de différentes tailles.

15 La cellule de base ou cellule unitaire (3) est de forme géométrique en trois dimensions (x,y,z), la cellule unitaire est formée par au moins trois arêtes (3-1), avec un habillage de forme arrondi (3-2), cette forme n'est pas limitative, avec une ouverture d'angle d'au moins 10°, et La cellule unitaire peut être de forme régulière ou irrégulier en forme de pyramide, tétraèdre, cubique, octaèdre, icosaèdre, dodécaèdre et sans limitation de forme.

20 La répartition des cellules unitaires (3-3) peut être régulière ou irrégulière, avec des angles d'ouverture d'au moins 10°. Après habillage des cellules unitaires (3-4) la partie poreuse est constituée.

25 Un foret au diamètre de l'implant vient tarauder l'os, du fait de la faible densité et la porosité naturelle de l'os maxillaire et mandibulaire, le filetage est approximatif. A la mise en bouche de l'implant dentaire (4-2), de petites cavités apparaissent entre le corps de l'implant et l'os voir détail (4-1). A la libération de l'élément de fixation (4-4) toutes les petites cavités sont comblées, voir le détail (4-3).

30 Le flux d'exécution numérique des tâches est résumé dans la figure 2,

Etape 1 : Le fichier numérique de l'implant dentaire est réalisé par un logiciel de conception en trois dimensions (2-1), la forme peut être standardisée selon un modèle pré défini ou personnalisable.

35 Etape 2 : délimitation de la partie de l'élément de fixation (2-3) et la partie solide représentant le corps de l'implant (2-2),

40 Etape 3 : génération d'un type de cellules unitaires ou une combinaison des dites cellules de base (2- 4 ; 2-5 ; 2-6). Lesquelles cellules se caractérisent par la géométrie ainsi réalisée présente l'avantage d'un contrôle de la porosité et sa densité.

Etape 4 : Réalisation de l'ensemble implant central+ élément de fixation (2-7) présentant une surface poreuse avantageusement hétérogène.

45 Exemple de paramètres de réalisation de l'ensemble Implant dentaire et élément de fixation sur une machine SLM 125 HL du fabricant SLM SOLUTIONS GMBH

De manière préférentielle, il est rappelé que :

- 50
- L'ensemble suivant l'invention est réalisé par empilement de couches de poudres métalliques ou non métalliques, fusionnées sélectivement par concentration d'une source d'énergie.
 - L'ensemble suivant l'invention est caractérisé en ce que ledit élément de fixation comporte une structure hétérogène présentant une porosité comprise entre 60% et 80%.
 - L'ensemble suivant l'invention est caractérisé en ce que ledit élément de fixation est formé par un multiple d'une cellule unitaire, la dite cellule unitaire est formé par au moins trois arêtes et des angles d'ouvertures d'au moins 10°.
- 55
- L'ensemble suivant l'invention est caractérisé en ce que ledit implant dentaire possède soit une géométrie cylindro-conique, soit la forme morphologique de la dent.

5

Type de paramètre	Implant dentaire	Elément de fixation
Type de poudre	Titane (Ti6Al4V)	Titane (Ti6Al4V)
Puissance du laser en zone pleine (w)	400	300
Puissance basse du laser (w)	200	100
Puissance du laser en zone poreuse (w)		100
Exposition (ms)	350	380
Limite d'exposition (ms)	300	350
Distance de hachurage (μm)	25	10
Type de paramètre	Implant dentaire	Elément de fixation
Type de poudre	Titane/zircone	Titane/nickel
Puissance du laser en zone pleine (w)	400	200
Puissance basse du laser (w)	200	80
Puissance du laser en zone poreuse (w)		80
Exposition (ms)	350	380
Limite d'exposition (ms)	300	350
Distance de hachurage (μm)	25	10
Type de paramètre	Implant dentaire	Elément de fixation
Type de poudre	Titane/zircone	Titane/zircone
Puissance du laser en zone pleine (w)	400	400
Puissance basse du laser (w)	200	125
Puissance du laser en zone poreuse (w)		125
Exposition (ms)	380	400
Limite d'exposition (ms)	280	320
Distance de hachurage (μm)	30	25

10

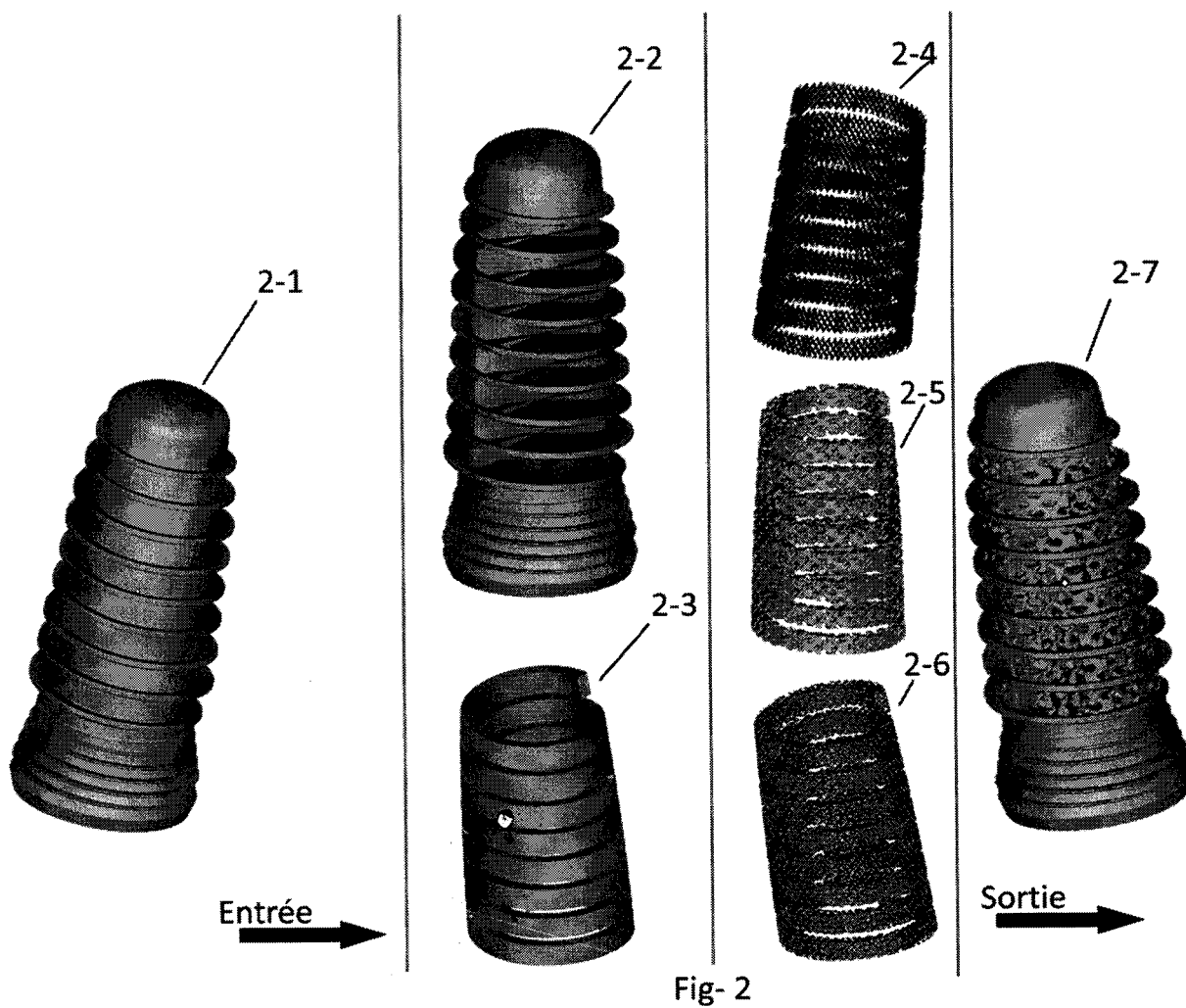
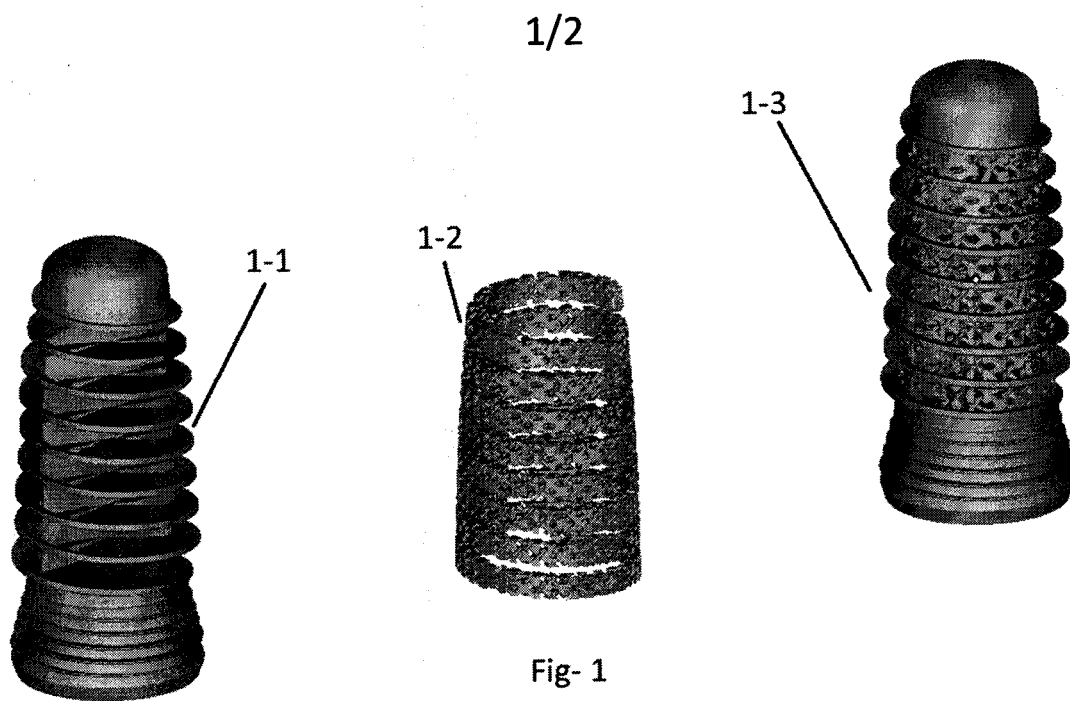
15

5

Revendications :

- 10 1- Ensemble comprenant un implant dentaire et un élément de fixation, caractérisé en ce que l'implant dentaire comporte un corps interne agencé de forme allongé ressemblant sensiblement à une racine de la dent, et en ce que l'élément de fixation comprend une structure poreuse hétérogène assurant la croissance osseuse, ledit élément de fixation comprend un dispositif autobloquant.
- 15 2- Ensemble suivant la revendication 1, caractérisé en ce que ledit élément de fixation comporte une structure hétérogène présentant une porosité comprise entre 60% et 80%.
- 20 3- Ensemble suivant la revendication 1 ou 2, caractérisé en ce que ledit élément de fixation comporte une structure présentant une épaisseur comprise entre 0.8mm et 1.5mm.
- 25 4- Ensemble suivant la revendication 1 ou 2, caractérisé en ce que ledit élément de fixation comporte une structure présentant des tailles de pores comprise entre 200µm et 300µm.
- 30 5- Ensemble suivant la revendication 1 ou 2, caractérisé en ce que ledit élément de fixation comporte une structure présentant une distribution de la porosité comprise entre 100µm et 600µm.
- 35 6- Ensemble suivant la revendication 1 ou 2, caractérisé en ce que ledit élément de fixation est formé par un multiple d'une cellule unitaire, la dite cellule unitaire est formé par au moins trois arêtes et des angles d'ouvertures d'au moins 10°.
- 40 7- Ensemble suivant l'une des revendications 1 à 6, caractérisé en ce que ledit implant dentaire possède soit une géométrie cylindro-conique, soit la forme morphologique de la dent.
- 8- Ensemble suivant l'une des revendications 1 à 7, caractérisé en ce que ledit implant est fabriqué soit en métal, soit en céramique, soit en un matériau composite, soit en matériau binaire titane zircon ou en une combinaison de ces matériaux, et en ce que ledit élément de fixation est fabriqué soit en métal, soit en un matériau composite, soit en un matériau binaire titane zircon, soit un matériau à mémoire de forme nickel/titane ou en une combinaison de ces matériaux.
- 9- Procédé de fabrication de l'ensemble selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce qu'il est effectué par empilement de couches de poudres métalliques ou non métalliques, fusionnées sélectivement par concentration d'une source d'énergie.

45



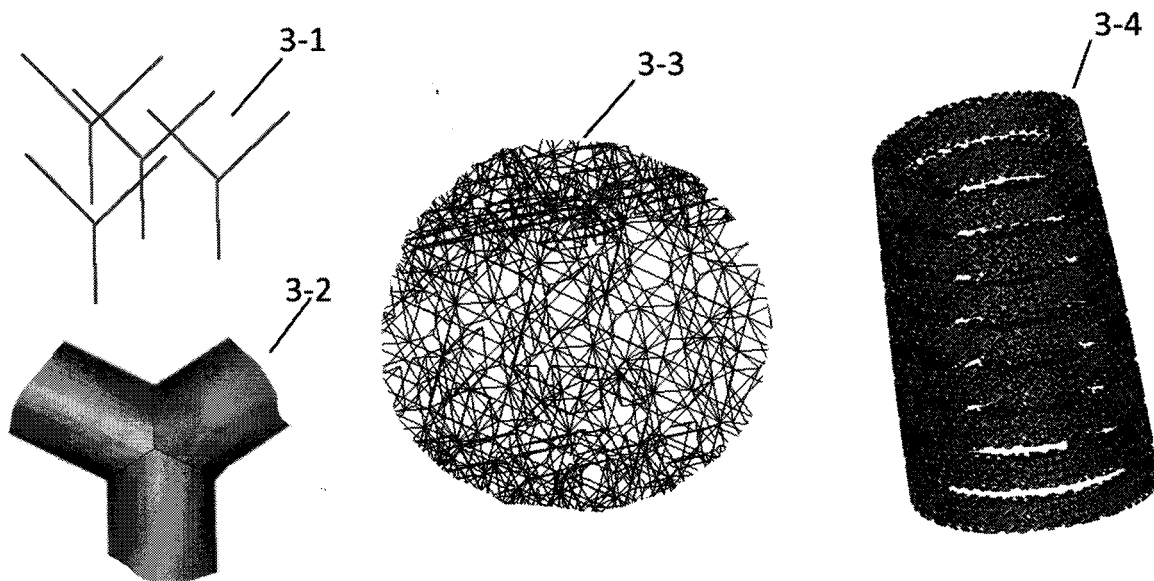


Fig- 3

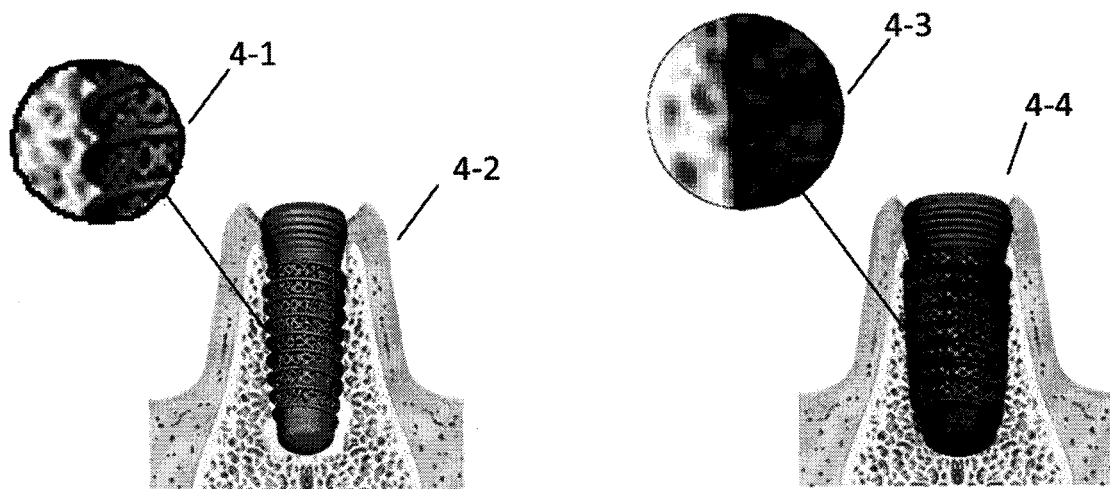


Fig- 4


**RAPPORT DE RECHERCHE
PRÉLIMINAIRE**
N° d'enregistrement
nationalétabli sur la base des dernières revendications
déposées avant le commencement de la rechercheFA 811110
FR 1501133

DOCUMENTS CONSIDÉRÉS COMME PERTINENTS		Revendication(s) concernée(s)	Classement attribué à l'invention par l'INPI
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes		
X	US 2010/114314 A1 (LOMICKA MATTHEW [US] ET AL) 6 mai 2010 (2010-05-06)	1-8	A61C8/00
Y	* alinéas [0022] - [0024], [0026], [0044], [0045]; revendication 12; figures 1,2,8,9,12 *	9	
Y	EP 2 272 461 A2 (ZIMMER DENTAL INC [US]) 12 janvier 2011 (2011-01-12) * colonne 4, lignes 5-9 * * colonne 8, lignes 30-33; figure 1 *	9	
X	US 2009/011384 A1 (COLLINS MICHAEL [US] ET AL) 8 janvier 2009 (2009-01-08) * alinéa [0060]; figures 2,8-9 *	1	
A,D	US 2007/142914 A1 (JONES ERIC [IE] ET AL) 21 juin 2007 (2007-06-21) * le document en entier *	6	
A	US 2012/225408 A1 (MOORE SIMON GARRY [NZ]) 6 septembre 2012 (2012-09-06) * alinéas [0036], [0084]; figure 8 *	1,8	DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHÉS (IPC)
			A61C
Date d'achèvement de la recherche		Examineur	
22 mars 2016		Roche, Olivier	
CATÉGORIE DES DOCUMENTS CITÉS		T : théorie ou principe à la base de l'invention	
X : particulièrement pertinent à lui seul		E : document de brevet bénéficiant d'une date antérieure à la date de dépôt et qui n'a été publié qu'à cette date de dépôt ou qu'à une date postérieure.	
Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie		D : cité dans la demande	
A : arrière-plan technologique		L : cité pour d'autres raisons	
O : divulgation non-écrite		
P : document intercalaire		& : membre de la même famille, document correspondant	

1

EPO FORM 1503 12.99 (P04C14)

**ANNEXE AU RAPPORT DE RECHERCHE PRÉLIMINAIRE
RELATIF A LA DEMANDE DE BREVET FRANÇAIS NO. FR 1501133 FA 811110**

La présente annexe indique les membres de la famille de brevets relatifs aux documents brevets cités dans le rapport de recherche préliminaire visé ci-dessus.

Les dits membres sont contenus au fichier informatique de l'Office européen des brevets à la date du **22-03-2016**

Les renseignements fournis sont donnés à titre indicatif et n'engagent pas la responsabilité de l'Office européen des brevets, ni de l'Administration française

Document brevet cité au rapport de recherche	Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
US 2010114314 A1	06-05-2010	EP 2378999 A1	26-10-2011
		US 2010114314 A1	06-05-2010
		US 2012129132 A1	24-05-2012
		US 2014370460 A1	18-12-2014
		WO 2010053767 A1	14-05-2010

EP 2272461 A2	12-01-2011	EP 2272461 A2	12-01-2011
		US 2011008754 A1	13-01-2011
		US 2012251980 A1	04-10-2012

US 2009011384 A1	08-01-2009	EP 2306921 A2	13-04-2011
		US 2009011384 A1	08-01-2009
		US 2013344457 A1	26-12-2013
		US 2015056573 A1	26-02-2015
		WO 2010002661 A2	07-01-2010

US 2007142914 A1	21-06-2007	AT 480264 T	15-09-2010
		AU 2006241341 A1	21-06-2007
		CA 2569773 A1	06-06-2007
		EP 1800700 A2	27-06-2007
		EP 2210623 A1	28-07-2010
		JP 5452840 B2	26-03-2014
		JP 2007262568 A	11-10-2007
		US 2007142914 A1	21-06-2007
		US 2010010638 A1	14-01-2010
		US 2014249643 A1	04-09-2014

US 2012225408 A1	06-09-2012	AU 2010313866 A1	31-05-2012
		CN 102792033 A	21-11-2012
		EP 2496846 A1	12-09-2012
		US 2012225408 A1	06-09-2012
		WO 2011053170 A1	05-05-2011
