



No. 12-041692- -00000-0000

Fecha: 2012-03-09 14:48:43 Dep. 2020 DIR.NUEVASCR
Tra. 11 PATENTEIYII Eve: 378 FASENACIONALI
Act. 411 PRESENTACION Folios: 47



Industria y Comercio

SUPERINTENDENCIA

DELEGATURA DE PROPIEDAD INDUSTRIAL

División de Nuevas Creaciones

SOLICITUD

PATENTE DE INVENCION

21. EXPEDIENTE No. _____

54. TÍTULO ESTRUCTURA POROSA CON MOTIVO
CONTROLADO, REPETIDO EN EL ESPACIO, PARA
LA REALIZACIÓN DE IMPLANTES QUIRÚRGICOS

51. CLASIFICACIÓN INTERNACIONAL _____

71. SOLICITANTE OBL (SOCIÉTÉ ANONYME)

DOMICILIO _____

74. APODERADO JESÚS M. MÉNDEZ BERNÚEZ

22. BOGOTÁ, D. C., _____

PETITORIO

SUPERINTENDENCIA DE INDUSTRIA Y COMERCIO



No. 12-041692- -00000-0000

Fecha: 2012-03-09 14:48:43 Dep. 2020 DIR.NUEVASCR 1
Tra 11 PATENTEIYII Eve: 378 FASENACIONALI
Act. 411 PRESENTACION Folios: 47

Industria y Comercio
SUPERINTENDENCIA.

FORMULARIO ÚNICO DE SOLICITUD DE PATENTE PCT ENTRADA EN FASE NACIONAL

SOLICITUD DE:

1 ☒ Patente de Invención ☐ Patente de Modelo de Utilidad

☒ Capítulo I ☐ Capítulo II

2 SOLICITANTE (71)

Nombre: OBL (SOCIÉTÉ ANONYME)

Dirección: Immeuble Vecteur Sud 70-86,
Avenue de la République F-92320 Châtillon

Domicilio: Châtillon - Francia

Lugar de Constitución:

Teléfono: Fax:

e-mail:

IDENTIFICACIÓN

C.C. ☐ NIT ☐

C.E. ☐ OTRO ☐

Cual

Número

3 REPRESENTANTE O APODERADO

Nombre: JESÚS M. MÉNDEZ BERMÚDEZ

Dirección: Calle 83 A 23 - 90

Teléfono: 623 58 28 Fax: 617 06 14

e-mail: jesusmendez@wolfmendez.com

IDENTIFICACIÓN

C.C. ☒ NIT ☐

C.E. ☐ OTRO ☐

Cual

Número 13,491,525 T.P. 99,678

4 INVENTOR (ES) (72)

Nombre: Ver Anexo Inventores

Dirección:

Nacionalidad o Domicilio

5 PCT (86)

Solicitud Internacional No. PCT/FR2010/000614 Fecha: 09.09.2010

Publicación Internacional No. WO/2011/030017 Fecha 17.03.2011

6 Título (54) ESTRUCTURA POROSA CON MOTIVO CONTROLADO,
REPETIDO EN EL ESPACIO, PARA LA REALIZACIÓN
DE IMPLANTES QUIRÚRGICOS.

7 Clasificación Internacional (51)

8 Prioridad

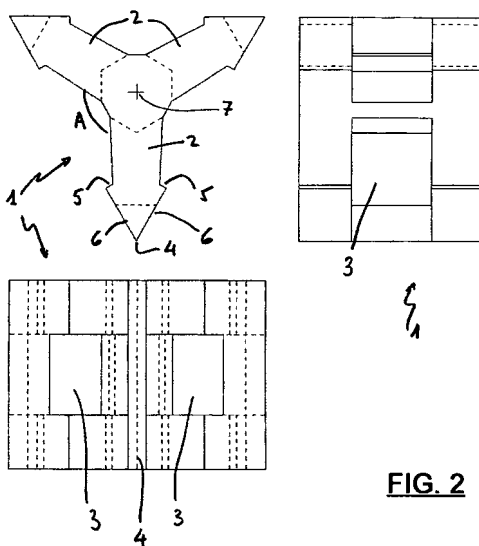
SI ☒ NO ☐

(33) País de Origen	(34) Fecha	(31) Número de Solicitud
FR	09.09.2009	/0904314

9 Comprobante de pago No. Fecha

Instrucciones para el diligenciamiento del presente formulario, ver reverso de esta página.

- ☒ Comprobante de pago de la tasa de presentación de la solicitud.
- ☐ Comprobante de pago de la tasa por concepto de excedente de palabras en la publicación.
- ☐ Comprobante de pago de la tasa por concepto de reivindicación de prioridad.
- ☐ Poderes, si fuere el caso.
- ☐ Certificado de existencia y representación legal cuando el solicitante sea persona jurídica.
- ☐ Copia certificada de la primera solicitud, si se reivindica prioridad.
- ☐ Traducción simple de la primera solicitud, si se reivindica prioridad.
- ☐ Documento de cesión del inventor al solicitante o a su causante.
- ☒ Descripción de la invención.
- ☒ Una o más reivindicaciones.
- ☒ Dibujos y/o planos necesarios.
- ☐ De ser el caso, copia del contrato de acceso.
- ☐ De ser el caso, documento que acredite la licencia o autorización de uso de conocimientos tradicionales de la comunidad de las comunidades indígenas.
- ☐ De ser el caso, certificado de depósito del material biológico.
- ☒ Arte final 12x12 y 6x6 cm.
- ☒ Resumen y extracto para publicación.



NOMBRE: JESÚS M. MÉNDEZ BERMÚDEZ

FIRMA: [Signature]

C.C. 13.491.525 TP. 99,678

ANEXO - SOLICITANTES		
2 SOLICITANTE (71)	Nombre: OBL (SOCIÉTÉ ANONYME)	IDENTIFICACIÓN
	Domicilio: Immeuble Vecteur Sud 70-86, Avenue de la République F-92320 Châtillon Domicilio: FR Lugar de Constitución: Teléfono: Fax: Teléfono:	C.C. NIT C.E. OTRO Número
ANEXO - INVENTORES		
4 INVENTOR (ES) (72)	Nombre: LONGEPIED, Patrice	
	Dirección:	
	Nacionalidad o Domicilio FR	
	Nombre: DUBOIS, Guillaume	
	Dirección:	
	Nacionalidad o Domicilio FR	

(12) DEMANDE INTERNATIONALE PUBLIÉE EN VERTU DU TRAITÉ DE COOPÉRATION EN MATIÈRE DE BREVETS (PCT)

(19) Organisation Mondiale de la Propriété Intellectuelle
Bureau international



(43) Date de la publication internationale
17 mars 2011 (17.03.2011)

(10) Numéro de publication internationale
WO 2011/030017 A1

PCT

(51) Classification internationale des brevets :
A61F 2/28 (2006.01) A61L 27/56 (2006.01)
A61L 27/04 (2006.01)

(21) Numéro de la demande internationale :
PCT/FR2010/000614

(22) Date de dépôt international :
9 septembre 2010 (09.09.2010)

(25) Langue de dépôt : français

(26) Langue de publication : français

(30) Données relatives à la priorité :
0904314 9 septembre 2009 (09.09.2009) FR

(71) Déposant (pour tous les États désignés sauf US) : OBL (SOCIÉTÉ ANONYME) [FR/FR]; Immeuble Vecteur Sud, 70-86, Avenue de la République, F-92320 Châtillon (FR).

(72) Inventeurs; et

(75) Inventeurs/Déposants (pour US seulement) : LONGEPED, Patrice [FR/FR]; 5, avenue Le Nôtre, F-92330 Sceaux (FR). DUBOIS, Guillaume [FR/FR]; 10, rue Marie Besseyre, F-92170 Vanves (FR).

(74) Mandataire : DEGRET, Jacques; Cabinet Degret, 24, Place du Général Catroux, F-75017 Paris (FR).

(81) États désignés (sauf indication contraire, pour tout titre de protection nationale disponible) : AF, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, 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, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, 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.

(84) États désignés (sauf indication contraire, pour tout titre de protection régionale disponible) : ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasien (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), européen (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, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Publiée :

- avec rapport de recherche internationale (Art. 21(3))
- avant l'expiration du délai prévu pour la modification des revendications, sera republiée si des modifications sont reçues (règle 48.2.h))

[Suite sur la page suivante]

(54) Title : POROUS STRUCTURE HAVING A CONTROLLED PATTERN, REPEATED IN SPACE, FOR PRODUCING SURGICAL IMPLANTS

(54) Titre : STRUCTURE POREUSE À MOTIF CONTRÔLÉ, RÉPÉTÉ DANS L'ESPACE, POUR LA RÉALISATION D'IMPLANTS CHIRURGICAUX

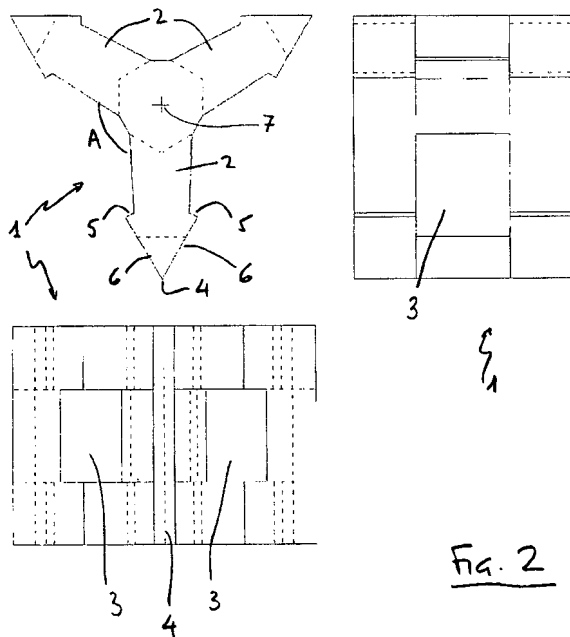


Fig. 2

(57) Abstract : The present invention relates to a porous structure having a controlled pattern (1), which is repeated in space in three dimensions, said porous structure enabling the production of surgical implants for filling in bone defects. According to the invention, said structure is characterized in that said pattern (1) consists of three flanges (2) arranged in a star shape, each angle (A) formed between two flanges being substantially equal to 120°, each flange having a generally rectangular shape and being recessed (3) at the center thereof. Each of the three flanges (2) of said pattern is advantageously beveled at the free end or tip (4) thereof, and the width of the base (5) of each bevel is slightly greater than the thickness of the flange (2) of which it forms an extension.

(57) Abrégé : La présente invention est relative à une structure poreuse à motif (1) contrôlé, répété dans l'espace, dans les trois dimensions, ladite structure poreuse permettant la réalisation d'implants chirurgicaux destinés à combler les défauts osseux. Selon l'invention, ladite structure est caractérisée en ce que ledit motif (1) est constitué de trois ailes (2) disposées en étoile,

[Suite sur la page suivante]



chaque angle (A) formé entre deux ailes étant sensiblement égal à 120° , chaque aile étant de forme générale rectangulaire et étant évidée (3) en son centre. Avantageusement, chacune des trois ailes (2) dudit motif est biseautée à son extrémité libre ou pointe (4) et la largeur de la base (5) de chaque biseau est légèrement supérieure à l'épaisseur de l'aile (2) qu'il prolonge.

**STRUCTURE POREUSE À MOTIF CONTRÔLÉ, RÉPÉTÉ DANS L'ESPACE, POUR
LA RÉALISATION D'IMPLANTS CHIRURGICAUX**

5 La présente invention est relative à une structure poreuse à motif contrôlé, répété dans l'espace, dans les trois dimensions, ladite structure poreuse permettant la réalisation d'implants chirurgicaux destinés à combler les défauts osseux.

10 Il est connu d'utiliser des implants pour pallier les absences totales ou partielles d'os ou les défauts d'os chez l'homme ou chez l'animal, ces implants étant réalisés de sorte à présenter une structure poreuse imitant le plus possible celle de l'os.

15 Les pores de l'implant permettent en effet aux cellules osseuses de se multiplier dans ledit implant, donc d'assurer un meilleur transfert de charge entre l'os et l'implant, ce qui a pour effet d'ancrer ce dernier solidement dans les parties voisines saines de l'os à réparer ou à combler.

Il s'ensuit par conséquent une guérison plus rapide.

20 Les implants classiques sont faits en titane, matériau dont on sait qu'il est biocompatible.

On connaît déjà de nombreux procédés de réalisation de tels implants en titane dont la structure est poreuse.

25 Le premier procédé a consisté à réaliser un implant dont la forme elle-même et la géométrie correspondent à la partie de l'os à combler ou à réparer.

Selon ce premier procédé, on réalise un prototype en cire dont la géométrie correspond exactement à la partie de l'os à combler ou à réparer.

30 Ce prototype est ensuite immergé dans un matériau réfractaire et cet ensemble est chauffé afin de détruire la cire.

35 Le matériau réfractaire persistant est ensuite fritté à haute température afin d'obtenir un moule. Il suffit alors de couler le titane en fusion dans ce moule, lequel sera ensuite

détruit par des dissolvants chimiques qui n'attaquent pas le titane.

Un autre procédé voisin consiste à introduire des microbilles en titane dans le moule réalisé ainsi qu'il vient
5 d'être dit et à solidariser ces microbilles entre elles par électro-étincelage.

Le défaut de ces procédés anciens est toutefois que, si les implants ainsi réalisés ont chacun la forme désirée, ils ne sont toutefois pas ou peu poreux et, en toute hypothèse, il
10 est impossible de dicter la taille des pores et, par voie de conséquence, le taux de porosité de l'implant.

Un procédé amélioré est basé sur l'utilisation d'une pâte constituée de poudre de titane, d'une solution aqueuse de méthyl-cellulose et d'acide stéarique. Cette pâte est déposée
15 en couches superposées au fond d'un bac afin de former la géométrie de la pièce voulue. L'ensemble est ensuite séché, puis fritté sous vide à haute température, afin d'obtenir la pièce finie (*Biomatérials* 27 (2006) 1223-1235).

Un procédé voisin est basé sur l'utilisation d'une pâte
20 constituée de poudre de titane mélangée à du bicarbonate d'ammonium. Le mélange est comprimé dans un moule sous haute pression. Le produit semi-fini ainsi obtenu est ensuite amené à la forme souhaitée par usinage mécanique, par exemple par fraisage. Enfin, afin de rendre le matériau poreux, le mélange
25 est chauffé à 80°C. Ceci a pour effet de faire fondre le bicarbonate d'ammonium qui s'échappe et laisse place aux pores souhaités.

Une variante de ce dernier procédé consiste à fritter le mélange en le portant à une température de 1300°C, un tel
30 frittage ayant pour effet de faire migrer les atomes et de lier les noyaux de titane entre eux, ce qui garantit ainsi la solidité de l'implant.

Si les implants obtenus par la mise en œuvre de ces nouveaux procédés sont assurément poreux, il n'en reste pas
35 moins qu'une fois encore il est difficile de déterminer par avance la taille et la forme des pores, et donc de réaliser un

implant dont la structure est d'une porosité aussi voisine que possible de celle de l'os.

De nouveaux procédés récemment apparus permettent de ce point de vue d'obtenir des résultats beaucoup plus
5 satisfaisants.

Pour premiers exemples, on utilise un procédé de fusion d'une poudre de titane à l'aide d'un faisceau d'électrons ou d'un faisceau laser. Ces deux procédés sont similaires : seule la source d'énergie utilisée diffère, l'énergie étant apportée
10 par les électrons dans le premier cas et par des photons dans le second cas. Dans ces deux procédés, on dépose au fond d'un bac une couche de poudre de titane qui est fusionnée localement aux endroits souhaités. Pour cela, la géométrie de la pièce à réaliser est virtuellement découpée en tranches. La
15 première couche de poudre correspondant à la première tranche est déposée. Le faisceau d'électrons ou le faisceau laser parcourt cette couche afin de fusionner la poudre de titane selon la géométrie de la pièce à obtenir. Une nouvelle couche de poudre est ensuite déposée sur celle existante et déjà
20 traitée et cette nouvelle couche est également fusionnée aux endroits nécessaires. Le processus est ainsi répété jusqu'à obtention de la pièce finale par l'empilement de couches fusionnées les unes avec les autres (*Acta Biomaterialia* 4 (2008) 1536-1544 pour ce qui est de la fusion de poudre de
25 titane par faisceau d'électrons et *Biomaterials* 27 (2006) 955-963 pour ce qui est de la fusion par faisceau laser).

Un procédé légèrement différent du précédent, dénommé LENS (Laser Engineered Net Shaping), permet en effet de réaliser également des pièces par superposition de couches de
30 poudre de titane. Dans ce procédé LENS, la poudre est ici apportée au sein d'une tuyère qui expulse la poudre de titane à l'endroit exact où est dirigé le faisceau laser. On projette alors directement le titane en fusion selon la géométrie de la pièce à fabriquer (*Acta Biomaterialia* 3 (2007) 1007-1018).

L'obtention d'implants par la mise en œuvre du procédé LENS est également décrite dans la demande de brevet internationale publiée sous la référence WO 2008/143661.

Dans tous les procédés rappelés ci-dessus, la poudre de titane qui n'est pas fusionnée est éliminée en fin de procédé afin que le produit fabriqué soit « ouvert », c'est-à-dire qu'il comporte entre les endroits fusionnés des pores et des connexions entre pores qui reproduisent aussi fidèlement que possible les caractéristiques de l'os.

Un exemple de structure poreuse permettant la réalisation d'implants chirurgicaux est décrit dans la demande de brevet US 2005/112397 publiée le 26 mai 2005 au nom de Jonathan L. Rolfe et autres. Cette structure poreuse est obtenue par la superposition de couches d'un matériau tel le titane, couches qui sont déposées successivement et qui sont alors fusionnées chacune à la couche précédente et à la couche immédiatement suivante. Chaque couche présente plusieurs ouvertures traversantes, lesquelles ouvertures se correspondent verticalement d'une couche à l'autre de telle sorte que, finalement, la structure poreuse présente une multiplicité de cheminées verticales. Toutefois, puisque ces cheminées sont donc par construction parallèles les unes aux autres, il ne peut par conséquent exister aucune connexion entre elles. La structure poreuse ainsi obtenue n'a alors qu'une porosité dans une seule dimension, la dimension verticale si l'on se réfère au mode de fabrication, et elle est ainsi bien loin de reproduire la structure osseuse, laquelle présente une porosité dans les trois dimensions afin de faciliter le plus largement possible l'intégration du tissu osseux.

Idéalement, un implant chirurgical fabriqué en titane poreux dont la structure est à motif contrôlé, répété dans l'espace, dans les trois dimensions, obtenu à partir de l'un des derniers procédés précités, par exemple le procédé LENS, doit comporter un taux de porosité d'environ 60%, une taille de pores de l'ordre de 630µm et une taille de connexions entre

pores de 145µm afin que la colonisation par l'os soit optimale.

Outre ces propriétés, un implant de cette nature doit présenter des caractéristiques mécaniques de résistance et de rigidité adaptées à son usage et à son environnement. On a ainsi analysé par ordinateur plusieurs formes possibles de motifs, analyses préliminaires scientifiques à la suite desquelles il a été tiré la conclusion que, théoriquement, le motif en forme de dodécaèdre rhombique se révélerait être le plus performant.

Les simulations numériques sur le motif en forme de dodécaèdre rhombique étaient en effet très concluantes. Un tel motif était théoriquement assez facilement réalisable de par ses propriétés géométriques, il permettait a priori une bonne colonisation de l'implant par l'os du fait de ses nombreuses connexions entre pores et il présentait des caractéristiques mécaniques proches de celles de l'os cortical humain.

A la suite de ces résultats théoriques encourageants, la demanderesse de la présente demande de brevet a réalisé des échantillons cubiques de 10 mm de côté en utilisant le procédé décrit ci-dessus de fusion sélective par faisceau laser et elle a analysé les échantillons en question.

Il s'avère que les résultats obtenus dans la réalité sont très éloignés des résultats théoriques. En premier lieu, la géométrie du dodécaèdre rhombique ainsi fabriqué est en fait très accidentée en ce sens que les poutres ou branches du dodécaèdre rhombique fusionnent mal. De nombreux défauts dans ces poutres, voire des discontinuités, s'observent facilement au microscope électronique. En second lieu, les propriétés mécaniques de la structure sont très faibles relativement aux propriétés mécaniques prévues théoriquement. Ainsi, dès le début des essais mécaniques de compression, on note l'apparition d'un tassement et d'une déformation permanente de la structure. Après décharge de la contrainte, les échantillons analysés ne retrouvent pas leur forme d'origine quelles que soient les déformations qu'ils ont supportées.

Autrement dit, la ruine de la structure s'amorce dès l'application d'une force, aussi petite soit cette dernière. Le matériau subit une déformation irréversible, il se tasse et se raidit. Par ailleurs, les résultats mécaniques relevés, 5 notamment le module d'Young, sont très mauvais, inférieurs de l'ordre de 40% à 60% de ceux calculés théoriquement.

Le modèle numérique idéal en forme de dodécaèdre rhombique est donc loin d'être parfait. C'est la structure elle-même qui explique les faibles propriétés mécaniques 10 obtenues. En outre, toujours du fait de la géométrie du motif, notamment celle des poutres, il est impossible dans la réalité de fabriquer correctement un tel motif avec une finesse suffisante.

Tout ceci a conduit la demanderesse à élaborer un autre 15 motif dont la géométrie permettrait à la fois de mieux convenir au procédé de fabrication et d'engendrer des propriétés mécaniques mieux adaptées que celles du dodécaèdre rhombique.

La présente invention a donc pour objet une structure 20 poreuse à motif contrôlé, répété dans l'espace, dans les trois dimensions, ladite structure poreuse permettant la réalisation d'implants chirurgicaux destinés à combler les défauts osseux caractérisée en ce que ledit motif est constitué de trois ailes disposées en étoile, chaque angle formé entre deux ailes 25 étant sensiblement égal à 120° , chaque aile étant de forme générale rectangulaire et étant évidée en son centre.

Avantageusement, une telle structure poreuse à motif 30 contrôlé, répété dans l'espace, est remarquable en ce que, à son extrémité libre ou pointe, chacune des trois ailes du motif est biseautée.

Dans cette construction, la largeur de la base du biseau formé à l'extrémité libre de chacune des trois ailes du motif est de préférence légèrement supérieure à l'épaisseur de ladite aile.

35. La structure poreuse à motif contrôlé, répété dans l'espace, définie ainsi qu'il vient d'être dit est

avantageusement obtenue par l'assemblage de couches constituées chacune d'une pluralité de motifs qui, vus en plan, sont en contact les uns avec les autres par les flancs des biseaux formés à leurs pointes, et plus précisément elle
5 est obtenue par la superposition successive de telles couches.

En outre, il est possible de faire varier les propriétés mécaniques et la porosité d'une telle structure en modifiant l'une des dimensions de ses ailes et/ou l'une des dimensions de ses évidements prévus au centre desdites ailes, et ce sans
10 changer la forme globale du motif.

Pour premiers exemples, la dimension variable est la hauteur et/ou la largeur et/ou l'épaisseur de chaque aile.

Pour deuxièmes exemples, la dimension variable est la hauteur et/ou la largeur de chaque évidement.

15 Pour troisièmes exemples, la dimension variable est la hauteur et/ou la largeur et/ou l'épaisseur de chaque aile et/ou la hauteur et/ou la largeur de chaque évidement.

De manière très préférentielle, la structure poreuse à motif contrôlé, répété dans l'espace, selon l'invention est
20 remarquable en ce qu'elle est réalisée en titane.

Les spécifications détaillées de l'invention sont données dans la description qui suit en liaison avec les dessins ci-annexés. Il est à noter que ces dessins n'ont d'autre but que celui d'illustrer le texte de la description et qu'ils ne
25 constituent en aucune sorte une limitation de la portée de ladite invention.

La figure 1 représente, respectivement en vue de face, en vue de côté et en perspective, le dodécaèdre rhombique dont la théorie prétend qu'il serait le motif idéal.

30 La figure 2 représente, respectivement en vue de dessus, en vue de côté et en vue de face, le motif en forme d'étoile proposé selon la présente invention.

La figure 3 représente en vue de dessus un assemblage de six motifs de base, lequel assemblage a l'aspect d'un flocon.

La figure 4 représente, respectivement en vue de dessus, en vue de côté et en vue de face, un assemblage de plusieurs motifs de base.

La figure 5 est une vue en trois dimensions de l'assemblage représentée à la figure 4.

Il a été représenté à la Figure 1 le motif idéal défini par la théorie, à savoir le motif en forme de dodécaèdre rhombique. Dans ce motif idéal, les multiples espaces laissés entre les poutres ou branches du dodécaèdre rendent ce dernier indiscutablement « ouvert » et sont censées reproduire les pores et connexions entre pores de l'os.

Toutefois, ainsi qu'il a été observé dans la réalité, sur des constructions de dodécaèdres rhombiques fabriqués selon les préconisations de la technique, ce motif s'avère donner de piètres résultats et être de fabrication particulièrement délicate, ce qui a conduit la demanderesse à rechercher d'autres motifs et, après études des résultats sur les autres produits ainsi réalisés, à arrêter son choix sur le meilleur produit tel qu'elle l'a défini ci-dessus et qui est représenté en détail à la Figure 2.

Ce motif 1 de base est constitué pour l'essentiel de trois ailes 2 disposées en étoile, chaque angle A formé entre deux ailes 2 étant sensiblement égal à 120° .

Chaque aile 2 est de forme essentiellement rectangulaire et elle est évidée en son centre de façon à constituer une fenêtre ou évidement 3.

A son extrémité libre, c'est-à-dire à sa pointe 4, chacune des trois ailes 2 du motif 1 est biseautée et la largeur de la base 5 du biseau est légèrement supérieure à l'épaisseur de chaque aile 2 afin de constituer deux redans.

Un tel motif de base est obtenu, et répété de façon multiple dans les deux dimensions du plan, selon la technique connue dite du procédé de fusion par un faisceau d'électrons ou par un faisceau laser, en déposant une première couche de poudre de titane dans le fond d'un bac. Il est à observer que l'assemblage de six motifs de base 1, visible à la Figure 3, a

ainsi l'aspect d'un flocon, les motifs étant en contact les uns avec les autres par les flancs 6 des biseaux formés à leurs différentes pointes 4. Pour que les motifs 1 soient en contact par les flancs de leurs pointes 4, il est évident que
5 l'angle que forment entre eux les deux flancs 6 de chaque biseau est égal à 60°.

Lorsque la première couche de poudre de titane a été complètement fusionnée selon la géométrie de la pièce à obtenir, on dépose sur cette première couche une nouvelle
10 couche de poudre que l'on fusionne à son tour aux endroits nécessaires, afin une nouvelle fois de reproduire en chaque circonstance le motif de base, et ceci tout en fusionnant les motifs de la deuxième couche à ceux de la première et en respectant à nouveau la géométrie de la pièce à obtenir.

15 La pièce voulue est obtenue en répétant l'opération précitée, par la superposition successive de telles couches qui sont en outre toujours fusionnées entre elles.

La forme particulière retenue à titre de motif de base a au surplus l'avantage de permettre de modifier à la fois la
20 taille des pores et les propriétés mécaniques de la pièce finie par simple variation d'une ou de plusieurs dimensions des ailes du motif et/ou des évidements 3 prévus de fabrication dans les ailes 2 dudit motif, la forme globale de ce dernier étant en revanche sans changement.

25 La figure 5 donne un aperçu de la pièce finale, les multiples motifs de base assemblés générant une structure qui permet de paver l'espace par des répétitions, uniquement dans les trois directions principales.

Le motif en étoile à trois ailes tel que représenté et
30 défini ci-dessus en fait, à la connaissance de la demanderesse, le candidat le mieux adapté à la réalisation d'un substitut osseux. En effet, les propriétés mécaniques qui en découlent sont celles qui sont les plus proches de l'os, comparées aux propriétés des autres motifs que la littérature
35 avait jusqu'ici envisagés.

A titre de simple exemple, le motif 1 en étoile à trois ailes est réalisé de façon à respecter les dimensions suivantes :

- épaisseur des ailes 2 : de l'ordre de 0,50 à 0,60 mm ;
- 5 - distance entre deux pointes 4 d'un même motif : de l'ordre de 2,80 mm ;
- distance entre une pointe 4 et l'axe principal ou axe vertical 7 du motif : de l'ordre de 1,60 mm ;
- hauteur du motif : de l'ordre de 2 à 3 mm ;
- 10 - hauteur de chaque évidement 3 : de l'ordre de 0,80 à 1,80 mm ;
- largeur de chaque évidement 3 : de l'ordre de 0,75 à 0,90 mm ;
- largeur de la base du biseau : de l'ordre de 0,65 à
- 15 0,75 mm.

REVENDICATIONS

- 1) Structure poreuse à motif (1) contrôlé, répété dans l'espace, dans les trois dimensions, ladite structure poreuse permettant la réalisation d'implants chirurgicaux destinés à combler les défauts osseux caractérisée en ce que ledit motif (1) est constitué de trois ailes (2) disposées en étoile, chaque angle (A) formé entre deux ailes étant sensiblement égal à 120° , chaque aile étant de forme générale rectangulaire et étant évidée (3) en son centre.
- 2) Structure poreuse à motif (1) contrôlé, répété dans l'espace, selon la revendication 1, caractérisée en ce que, à son extrémité libre ou pointe (4), chacune des trois ailes (2) du motif est biseautée.
- 3) Structure poreuse à motif (1) contrôlé, répété dans l'espace, selon la revendication 2, caractérisée en ce que la largeur de la base (5) du biseau formé à l'extrémité libre (4) de chacune des trois ailes (2) du motif est légèrement supérieure à l'épaisseur de ladite aile.
- 4) Structure poreuse à motif (1) contrôlé, répété dans l'espace, selon l'une quelconque des revendications 1 à 3, caractérisée en ce qu'elle est obtenue par l'assemblage de couches constituées chacune d'une pluralité de motifs qui, vus en plan, sont en contact les uns avec les autres par les flancs (6) des biseaux formés à leurs pointes (4).
- 5) Structure poreuse à motif (1) contrôlé, répété dans l'espace, selon la revendication 4, caractérisée en ce qu'elle est obtenue par la superposition successive de telles couches.
- 6) Structure poreuse à motif (1) contrôlé, répété dans l'espace, selon l'une quelconque des revendications 1 à 5, caractérisée en ce que l'on fait varier ses propriétés mécaniques et sa porosité en modifiant l'une des dimensions

des ailes (2) et/ou l'une des dimensions des évidements (3) prévus au centre desdites ailes, et ce sans changer la forme globale du motif.

- 5 7) Structure poreuse à motif (1) contrôlé, répété dans l'espace, selon la revendication 6, caractérisée en ce que la dimension variable est la hauteur et/ou la largeur et/ou l'épaisseur de chaque aile (2).
- 10 8) Structure poreuse à motif (1) contrôlé, répété dans l'espace, selon la revendication 6, caractérisée en ce que la dimension variable est la hauteur et/ou la largeur de chaque évidement (3).
- 15 9) Structure poreuse à motif (1) contrôlé, répété dans l'espace, selon l'une quelconque des revendications 1 à 8, caractérisée en ce que la dimension variable est la hauteur et/ou la largeur et/ou l'épaisseur de chaque aile (2) et/ou la hauteur et/ou la largeur de chaque évidement (3).
- 20 10) Structure poreuse à motif (1) contrôlé, répété dans l'espace, selon l'une quelconque des revendications 1 à 9, caractérisée en ce qu'elle est réalisée en titane.

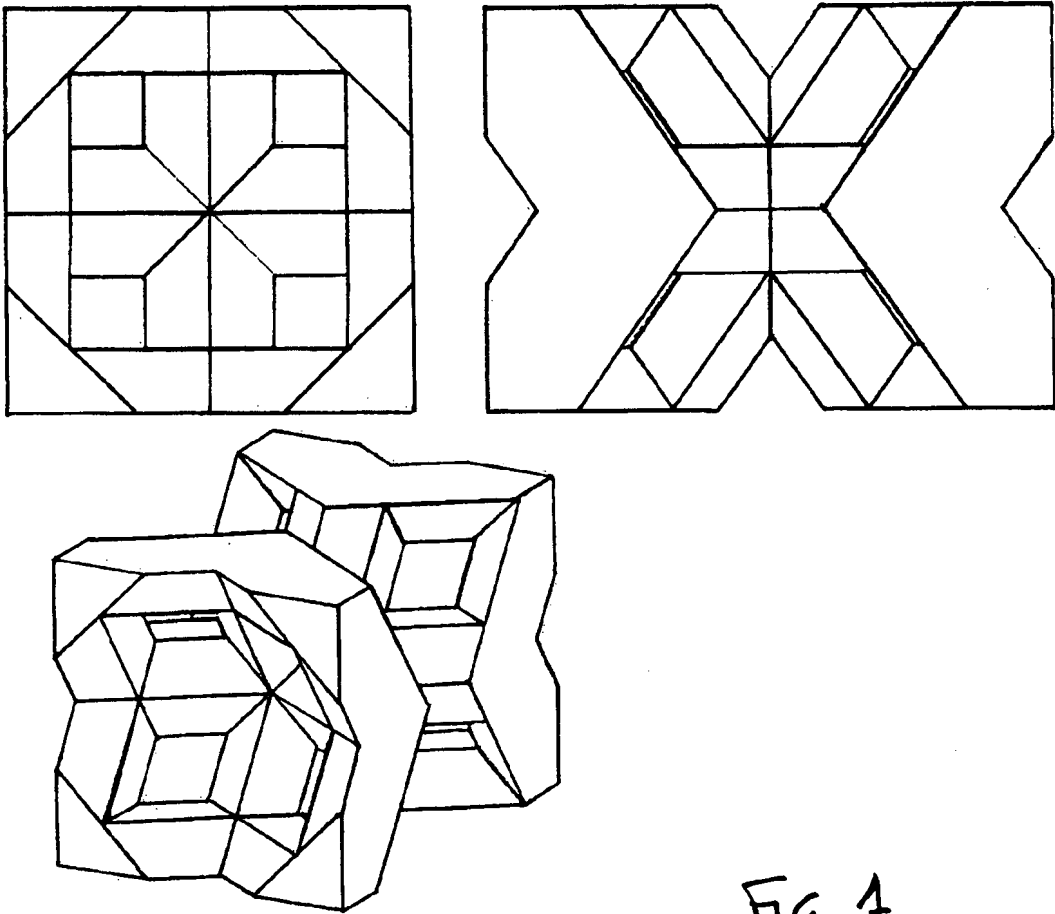


Fig. 1

19

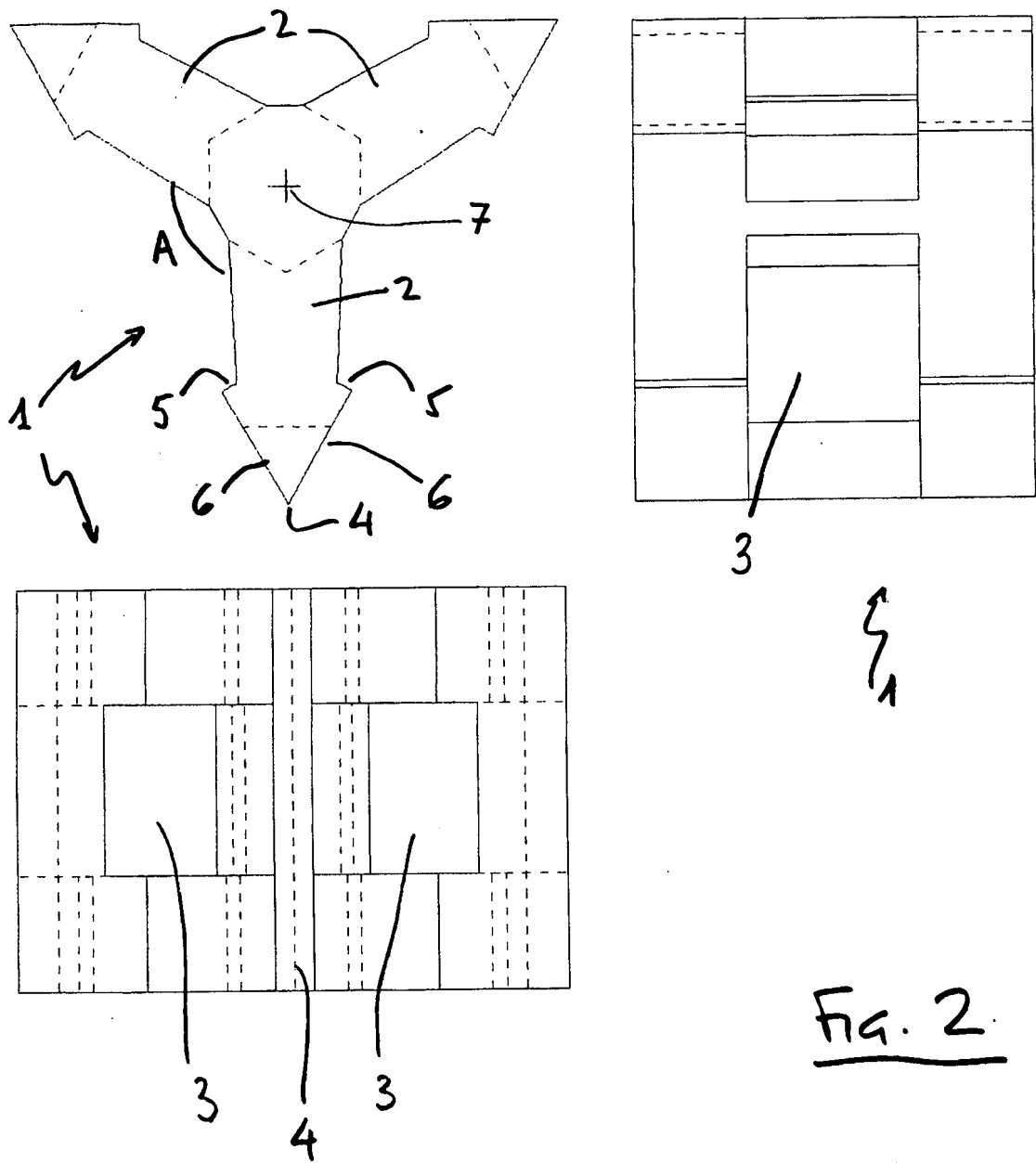


Fig. 2.

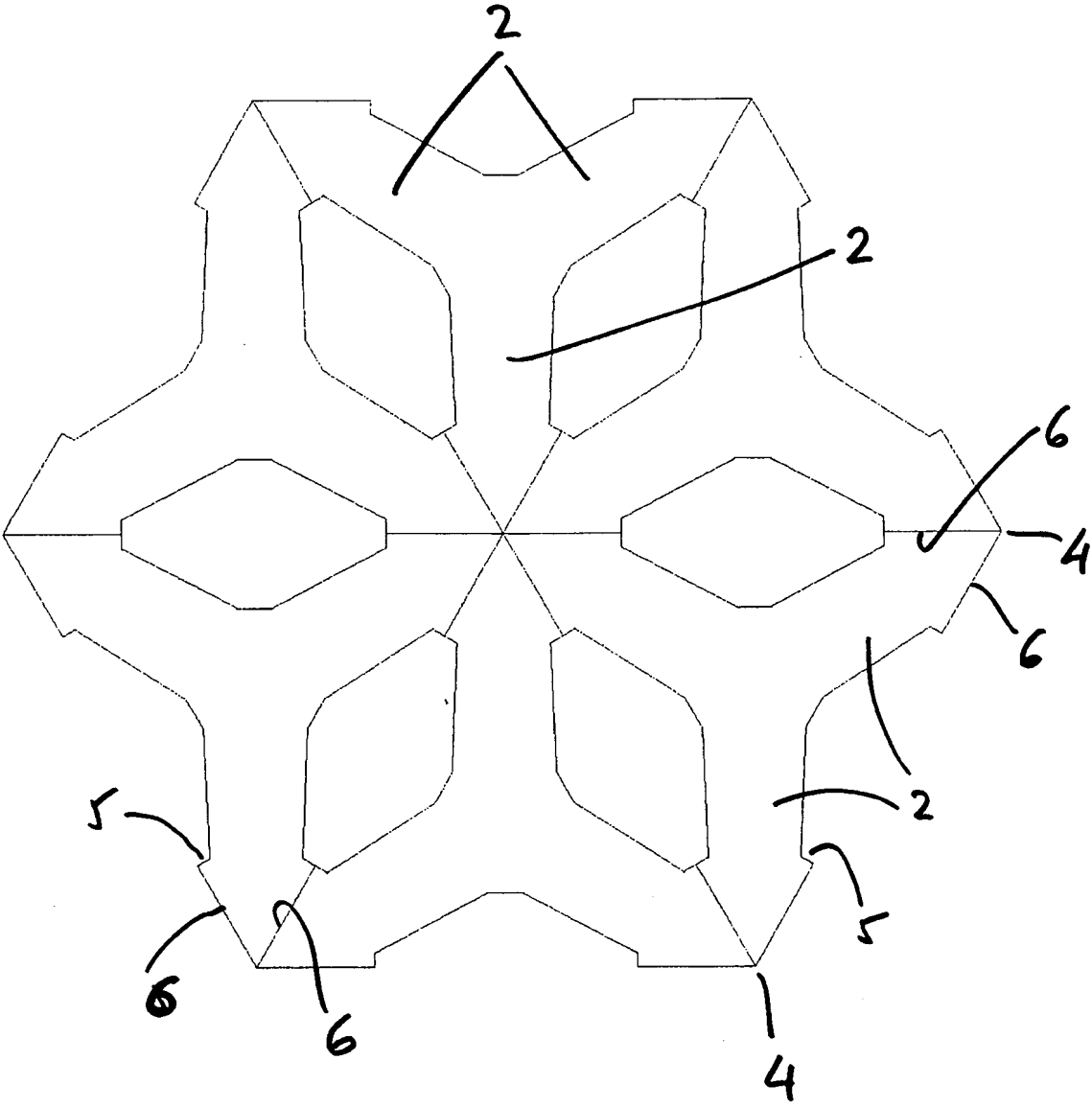


Fig. 3

21

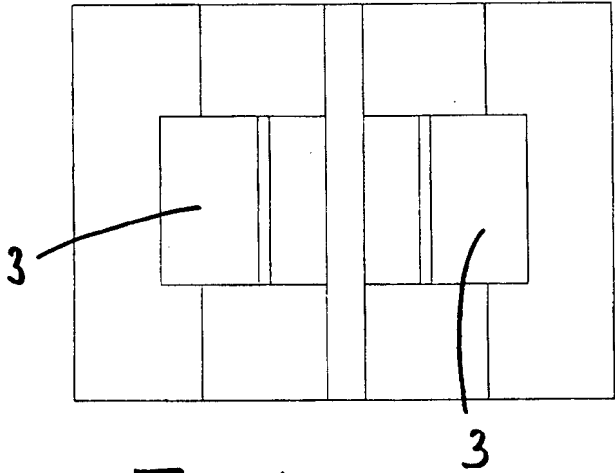
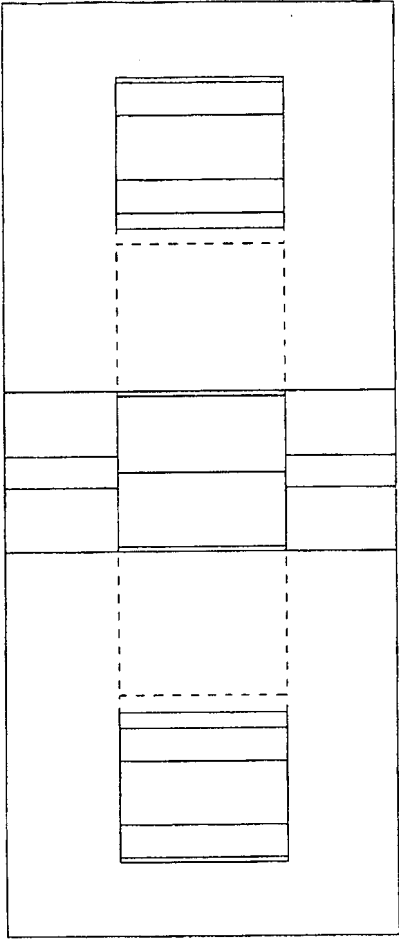
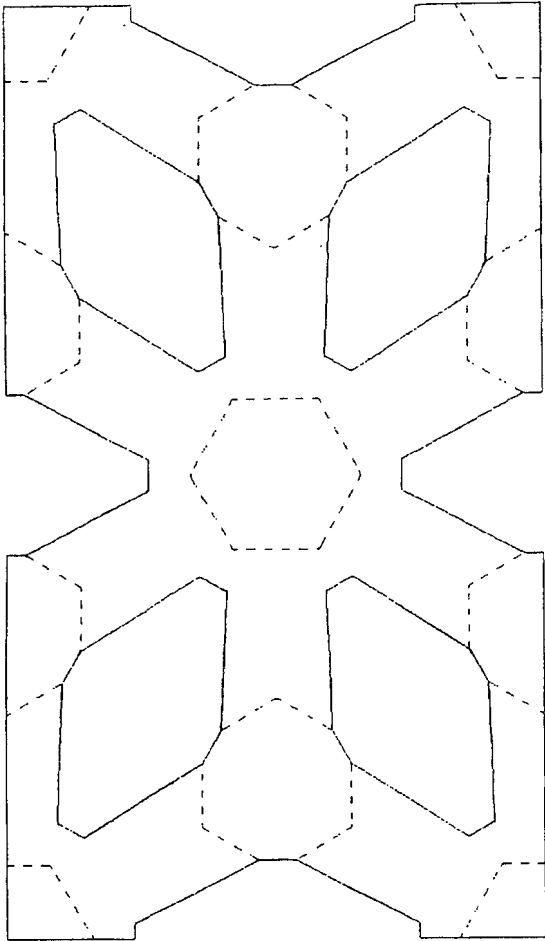


Fig. 4

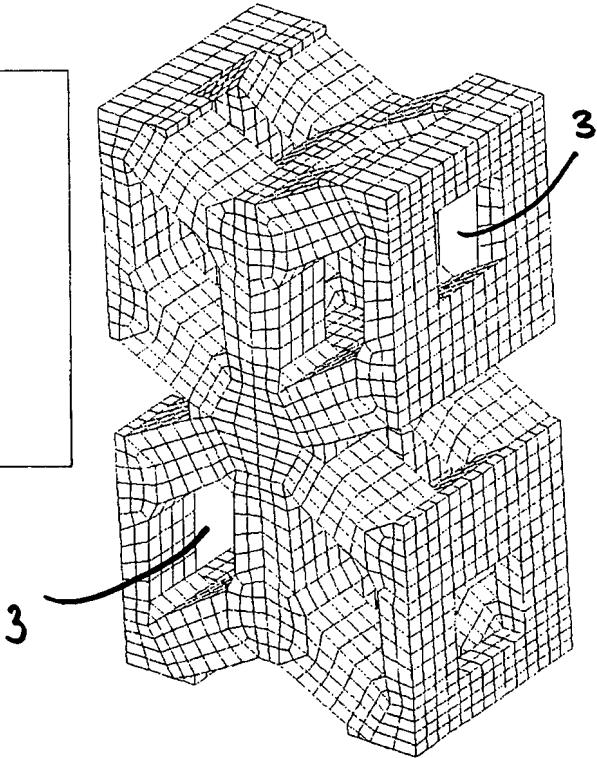


Fig. 5

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/FR2010/000614

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61F2/28 A61L27/04 A61L27/56 ADD.		
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 A61L		
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 practical, search terms used) EP0-Internal		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2005/112397 A1 (ROLFE JONATHAN L [US] ET AL) 26 May 2005 (2005-05-26) paragraphs [0062] - [0079] -----	1-10
A	DE 20 2006 015415 U1 (AESCULAP AG & CO KG [DE]) 30 November 2006 (2006-11-30) paragraphs [0002] - [0028] -----	1-10
A	EP 1 683 593 A2 (HOWMEDICA OSTEONICS CORP [US]) 26 July 2006 (2006-07-26) paragraphs [0073] - [0081] -----	1-10
A	US 6 709 739 B1 (MULLEN ROBERT L [US] ET AL) 23 March 2004 (2004-03-23) column 1, line 58 - column 6, line 63 ----- -/--	1-10
☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☒ See patent family annex.		
* Special categories of cited documents : "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier document but published on or after the international filing date "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) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "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 "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 "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 such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art. "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 19 January 2011		Date of mailing of the international search report 27/01/2011
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Buchmann, Gerhard

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/FR2010/000614

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2009/048314 A1 (SIVANANTHAN SURESHAN [MY]; WARNKE PATRICK HANS [DE]; SHERRY EUGENE [AU] 16 April 2009 (2009-04-16) figures -----	1-10

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/FR2010/000614

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2005112397	A1	26-05-2005	AU 2004259762 A1 03-02-2005
			CA 2533534 A1 03-02-2005
			EP 1648348 A2 26-04-2006
			JP 2006528515 T 21-12-2006
			MX PA06000874 A 19-04-2006
			WO 2005009729 A2 03-02-2005
			WO 2005009489 A2 03-02-2005
DE 202006015415	U1	30-11-2006	DE 102006047661 A1 03-04-2008
			WO 2008040409 A1 10-04-2008
EP 1683593	A2	26-07-2006	AU 2005247021 A1 20-07-2006
			CA 2529884 A1 30-06-2006
			US 2006147332 A1 06-07-2006
US 6709739	B1	23-03-2004	NONE
WO 2009048314	A1	16-04-2009	EP 2214641 A1 11-08-2010

RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Demande internationale n°
PCT/FR2010/000614

A. CLASSEMENT DE L'OBJET DE LA DEMANDE INV. A61F2/28 A61L27/04 A61L27/56 ADD.		
Selon la classification internationale des brevets (CIB) ou à la fois selon la classification nationale et la CIB		
B. DOMAINES SUR LESQUELS LA RECHERCHE A PORTE Documentation minimale consultée (système de classification suivi des symboles de classement) A61F A61L		
Documentation consultée autre que la documentation minimale dans la mesure où ces documents relèvent des domaines sur lesquels a porté la recherche		
Base de données électronique consultée au cours de la recherche internationale (nom de la base de données, et si cela est réalisable, termes de recherche utilisés) EPO-Internal		
C. DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS		
Catégorie*	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
A	US 2005/112397 A1 (ROLFE JONATHAN L [US] ET AL) 26 mai 2005 (2005-05-26) alinéas [0062] - [0079] -----	1-10
A	DE 20 2006 015415 U1 (AESCULAP AG & CO KG [DE]) 30 novembre 2006 (2006-11-30) alinéas [0002] - [0028] -----	1-10
A	EP 1 683 593 A2 (HOWMEDICA OSTEONICS CORP [US]) 26 juillet 2006 (2006-07-26) alinéas [0073] - [0081] -----	1-10
A	US 6 709 739 B1 (MULLEN ROBERT L [US] ET AL) 23 mars 2004 (2004-03-23) colonne 1, ligne 58 - colonne 6, ligne 63 ----- -/-	1-10
☒ Voir la suite du cadre C pour la fin de la liste des documents ☒ Les documents de familles de brevets sont indiqués en annexe		
* Catégories spéciales de documents cités: "A" document définissant l'état général de la technique, non considéré comme particulièrement pertinent "E" document antérieur, mais publié à la date de dépôt international ou après cette date "L" document pouvant jeter un doute sur une revendication de priorité ou cité pour déterminer la date de publication d'une autre citation ou pour une raison spéciale (telle qu'indiquée) "O" document se référant à une divulgation orale, à un usage, à une exposition ou tous autres moyens "P" document publié avant la date de dépôt international, mais postérieurement à la date de priorité revendiquée "T" document ultérieur publié après la date de dépôt international ou la date de priorité et n'appartenant pas à l'état de la technique pertinent, mais cité pour comprendre le principe ou la théorie constituant la base de l'invention "X" document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme nouvelle ou comme impliquant une activité inventive par rapport au document considéré isolément "Y" document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme impliquant une activité inventive lorsque le document est associé à un ou plusieurs autres documents de même nature, cette combinaison étant évidente pour une personne du métier "Z" document qui fait partie de la même famille de brevets		
Date à laquelle la recherche internationale a été effectivement achevée 19 janvier 2011		Date d'expédition du présent rapport de recherche internationale 27/01/2011
Nom et adresse postale de l'administration chargée de la recherche internationale Office Européen des Brevets, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Fonctionnaire autorisé Buchmann, Gerhard

RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Demande internationale n°
PCT/FR2010/000614

C(suite). DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS		
Catégorie	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
A	WO 2009/048314 A1 (SIVANANTHAN SURESHAN [MY]; WARNKE PATRICK HANS [DE]; SHERRY EUGENE [AU] 16 avril 2009 (2009-04-16) figures -----	1-10

RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Renseignements relatifs aux membres de familles de brevets

Demande internationale n°

PCT/FR2010/000614

Document brevet cité au rapport de recherche		Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
US 2005112397	A1	26-05-2005	AU 2004259762 A1	03-02-2005
			CA 2533534 A1	03-02-2005
			EP 1648348 A2	26-04-2006
			JP 2006528515 T	21-12-2006
			MX PA06000874 A	19-04-2006
			WO 2005009729 A2	03-02-2005
			WO 2005009489 A2	03-02-2005

DE 202006015415	U1	30-11-2006	DE 102006047661 A1	03-04-2008
			WO 2008040409 A1	10-04-2008

EP 1683593	A2	26-07-2006	AU 2005247021 A1	20-07-2006
			CA 2529884 A1	30-06-2006
			US 2006147332 A1	06-07-2006

US 6709739	B1	23-03-2004	AUCUN	

WO 2009048314	A1	16-04-2009	EP 2214641 A1	11-08-2010

ESTRUCTURA POROSA CON MOTIVO CONTROLADO, REPETIDO EN EL
ESPACIO, PARA LA REALIZACIÓN DE IMPLANTES QUIRÚRGICOS

DESCRIPCIÓN

5

La presente invención se refiere a una estructura porosa con motivo controlado, repetido en el espacio, en las tres dimensiones, permitiendo dicha estructura porosa la realización de implantes quirúrgicos destinados a rellenar los defectos óseos.

10

Es conocido utilizar unos implantes para paliar las ausencias totales o parciales de hueso o los defectos de hueso en el ser humano o en el animal, siendo estos implantes realizados de manera que presenten una estructura porosa que imita lo máximo posible a la del hueso.

15

Los poros del implante permiten en efecto que las células óseas se multipliquen en dicho implante, por lo tanto asegurar una mejor transferencia de carga entre el hueso y el implante, lo cual tiene por efecto anclar este último sólidamente en las partes próximas sanas del hueso a reparar o a rellenar.

Resulta de ello por consiguiente una curación más rápida.

Los implantes clásicos se realizan en titanio, material del que se sabe que es biocompatible.

20

Se conocen ya numerosos procedimientos de realización de dichos implantes de titanio cuya estructura es porosa.

El primer procedimiento ha consistido en realizar un implante cuya propia forma y la geometría corresponden a la parte del hueso a rellenar o a reparar.

25

Según este primer procedimiento, se realiza un prototipo en cera cuya geometría corresponde exactamente a la parte del hueso a rellenar o a reparar.

Este prototipo se sumerge a continuación en un material refractario y este conjunto se calienta con el fin de destruir la cera.

30

El material refractario que persiste se sinteriza a continuación a alta temperatura con el fin de obtener un molde. Es suficiente entonces colar el titanio en fusión en este molde, el cual se destruirá a continuación mediante unos disolventes químicos que no atacan el titanio.

Otro procedimiento próximo consiste en introducir unas microbolas de titanio en

el molde así realizado como se acaba de describir y en solidarizar estas microbolas entre sí por electro-chisporroteo.

El defecto de estos procedimientos antiguos es sin embargo que, si bien los implantes así realizados tienen cada uno la forma deseada, no son sin embargo nada
5 o poco porosos y, en cualquier hipótesis, es imposible dictar el tamaño de los poros, y en consecuencia, el porcentaje de porosidad del implante.

Un procedimiento mejorado se basa en la utilización de una pasta constituida por polvo de titanio, de una solución acuosa de metilcelulosa y de ácido esteárico. Esta pasta se deposita por capas superpuestas en el fondo de una cubeta con el fin de
10 formar la geometría de la pieza deseada. El conjunto se seca a continuación, y después se sinteriza al vacío a alta temperatura, con el fin de obtener la pieza acabada (Biomatériaux 27 (2006) 1223- 1235).

Un procedimiento parecido se basa en la utilización de una pasta constituida por polvo de titanio mezclado con bicarbonato de amonio. La mezcla se comprime en
15 un molde a alta presión. El producto semiacabado así obtenido es llevado a continuación a la forma deseada por mecanizado mecánico, por ejemplo por fresado. Por último, con el fin de hacer el material poroso, la mezcla se calienta a 80°C. Esto tiene por efecto hacer fundir el bicarbonato de amonio que se escapa y deja espacio para los poros deseados.

Una variante de este último procedimiento consiste en sinterizar la mezcla llevándola a una temperatura de 1.300°C, teniendo por efecto dicho sinterizado hacer migrar los átomos y ligar los núcleos de titanio entre sí, lo cual garantiza así la solidez del implante.

Si bien los implantes obtenidos mediante la realización de estos nuevos procedimientos son seguramente porosos, es difícil sin embargo determinar por adelantado el tamaño y la forma de los poros, y por lo tanto realizar un implante cuya estructura es de una porosidad tan próxima como sea posible a la del hueso.
25

Nuevos procedimientos recientemente aparecidos permiten desde este punto de vista obtener unos resultados mucho más satisfactorios.

Como primeros ejemplos, se utiliza un procedimiento de fusión de un polvo de titanio con la ayuda de un haz de electrones o de un haz láser. Estos dos procedimientos son similares: solamente difiere la fuente de energía utilizada, siendo
30

la energía aportada por los electrones en el primer caso y por unos fotones en el segundo caso. En estos dos procedimientos, se deposita en el fondo de una cubeta una capa de polvo de titanio que se fusiona localmente en los puntos deseados. Para ello, la geometría de la pieza a realizar se recorta virtualmente en lonchas. Se deposita la primera capa de polvo que corresponde a la primera loncha. El haz de electrones o el haz láser recorre esta capa con el fin de fusionar el polvo de titanio según la geometría de la pieza a obtener. Una nueva capa de polvo se deposita a continuación sobre la existente y ya tratada y esta nueva capa se fusiona asimismo en los puntos necesarios. El proceso se repite así hasta la obtención de la pieza final por el apilamiento de capas fusionadas unas con las otras (*Acta Biomaterialia* 4 (2008) 1536-1544 en lo que se refiere a la fusión de polvo de titanio por haz de electrones y *Biomaterials* 27 (2006) 955-963 en lo que se refiere a la fusión por haz láser).

Un procedimiento ligeramente diferente del anterior, denominado LENS (Laser Engineered Net Shaping), permite en efecto realizar asimismo unas piezas por superposición de capas de polvo de titanio. En este procedimiento LENS, el polvo se aporta en este caso en el seno de una tobera que expulsa el polvo de titanio en el punto exacto al que se dirige el haz láser. Se proyecta entonces directamente el titanio en fusión según la geometría de la pieza a fabricar (*Acta Biomaterialia* 3 (2007) 1007-1018).

La obtención de implantes mediante la realización del procedimiento LENS se describe asimismo en la solicitud de patente internacional publicada con la referencia WO 2008/143661.

En todos los procedimientos recordados anteriormente, el polvo de titanio que no se fusiona se elimina al final del procedimiento con el fin de que el producto fabricado sea "abierto", es decir que presenta entre los puntos fusionados unos poros y unas conexiones entre poros que reproducen tan fielmente como sea posible las características del hueso.

Un ejemplo de estructura porosa que permite la realización de implantes quirúrgicos se describe en la solicitud de patente US 2005/112397 publicada el 26 de mayo de 2005 a nombre de Jonathan L. Rolfe *et al.* Esta estructura porosa se obtiene por la superposición de capas de un material tal como el titanio, capas que se depositan sucesivamente y que se fusionan entonces cada una con la capa

precedente y con la capa inmediatamente siguiente. Cada capa presenta varias aberturas pasantes, correspondiendo dichas aberturas verticalmente de una capa a la otra de tal manera que, finalmente, la estructura porosa presente una multiplicidad de chimeneas verticales. Sin embargo, puesto que estas chimeneas son por construcción paralelas unas a las otras, no puede existir por consiguiente ninguna conexión entre ellas. La estructura porosa así obtenida tiene entonces únicamente una porosidad en una sola dimensión, la dimensión vertical sin se hace referencia al modo de fabricación, y la misma está así muy lejos de reproducir la estructura ósea, la cual presenta una porosidad en las tres dimensiones con el fin de facilitar lo más ampliamente posible la integración del tejido óseo.

Idealmente, un implante quirúrgico fabricado en titanio poroso cuya estructura es de motivo controlado, repartido en el espacio, en las tres dimensiones, obtenido a partir de los últimos procedimientos citados, por ejemplo el procedimiento LENS, debe presentar un porcentaje de porosidad de aproximadamente 60%, y un tamaño de poros de orden de 630 μm y un tamaño de conexiones entre poros de 145 μm con el fin de que la que colonización por el hueso sea óptima.

Además de estas propiedades, un implante de esta naturaleza debe presentar unas características mecánicas de resistencia y de rigidez adaptadas a su uso y a su entorno. Se han analizado así por ordenador varias formas posibles de motivos, análisis preliminares científicos al final de los cuales se ha llegado a la conclusión de que, teóricamente, el motivo en forma de dodecaedro rómbico resultara ser el de mejores resultados.

Las simulaciones digitales sobre el motivo en forma de dodecaedro rómbico eran en efecto muy concluyentes. Dicho motivo se podía realizar teóricamente de manera más fácil debido a sus propiedades geométricas, y permitía *a priori* una buena colonización del implante por parte del hueso debido a sus numerosas conexiones entre poros y presentaba unas características mecánicas parecidas a las del hueso cortical humano.

A consecuencia de estos resultados teóricos alentadores, el solicitante de la presente solicitud de patente ha realizado unas muestras cúbicas de 10 mm de lado utilizando el procedimiento descrito anteriormente de fusión selectiva por haz láser y ha analizado las muestras en cuestión.

Resulta que los resultados obtenidos en realidad están muy alejados de los resultados teóricos. En primer lugar, la geometría del dodecaedro rómbico así fabricado es de hecho muy accidentada en el sentido de que las vigas o ramas del dodecaedro rómbico se fusionan mal. Se observan fácilmente con el microscopio electrónico numerosos defectos en estas vigas, incluso discontinuidades. En segundo lugar, las propiedades mecánicas de la estructura son muy bajas con respecto a las propiedades mecánicas previstas teóricamente. Así, desde el inicio de los ensayos mecánicos de compresión, se observa la aparición de un aplastamiento y de una deformación permanente de la estructura. Después de la descarga de la tensión, las muestras analizadas no recuperan su forma original cualquiera que sean las deformaciones que han soportado.

Dicho de otro modo, la ruina de la estructura se inicia desde la aplicación de una fuerza, por pequeña que sea esta última. El material sufre una deformación irreversible, se aplasta y se rigidiza. Por otra parte, los resultados mecánicos obtenidos, en particular el módulo de Young, son muy malos, inferiores en el orden de 40% a 60% de los calculados teóricamente.

El modelo digital ideal en forma de dodecaedro rómbico está por lo tanto lejos de ser perfecto. Es la estructura misma la que explica las bajas propiedades mecánicas obtenidas. Además, siempre debido a la geometría del motivo, en particular la de las vigas, es imposible en la realidad fabricar correctamente dicho motivo con una finura suficiente.

Todo esto ha conducido al solicitante a elaborar otro motivo cuya geometría permitiera a la vez convenir mejor al procedimiento de fabricación y generar unas propiedades mecánicas mejor adaptadas que las del dodecaedro rómbico.

La presente invención tiene por lo tanto por objeto una estructura porosa con motivo controlado, repetido en el espacio, en las tres dimensiones, permitiendo dicha estructura porosa la realización de implantes quirúrgicos destinados a rellenar los defectos óseos, caracterizada porque dicho motivo está constituido por tres alas dispuestas en estrella, siendo cada ángulo formado entre dos alas sustancialmente igual a 120° , siendo cada ala de forma general rectangular y estando vaciada en su centro.

Ventajosamente, dicha estructura porosa con motivo controlado, repetido en el

espacio, es destacable porque, en su extremo libre o punta, cada una de las tres alas de motivo está biselada.

En esta construcción, la anchura de la base del bisel formado en el extremo libre de cada una de las tres alas del motivo es preferentemente ligeramente superior al espesor de dicha ala.

La estructura porosa con motivo controlado, repetido en el espacio, así definida tal como se acaba de describir, se obtiene ventajosamente por el ensamblaje de capas constituidas cada una por una pluralidad de motivos que, vistos en planta, están en contacto unos con los otros por los flancos de los biseles formados en sus puntas, y más precisamente se obtiene por la superposición sucesiva de dichas capas.

Además, es posible hacer variar las propiedades mecánicas y la porosidad de dicha estructura modificando una de las dimensiones de sus alas y/o una de las dimensiones de sus vaciados previstos en el centro de dichas alas, y esto sin cambiar la forma global del motivo.

Como primeros ejemplos, la dimensión variable es la altura y/o la anchura y/o el espesor de cada ala.

Como segundos ejemplos, la dimensión variable es la altura y/o la anchura de cada vaciado.

Como terceros ejemplos, la dimensión variable es la altura y/o la anchura y/o el espesor de cada ala y/o la altura y/o la anchura de cada vaciado.

De manera muy preferida, la estructura porosa con motivo controlado, repetido en el espacio según la invención es destacable porque está realizada en titanio.

Las especificaciones detalladas de la invención se proporcionan en la descripción siguiente haciendo referencia a los dibujos adjuntos. Se debe observar que estos dibujos no tienen más objetivo que ilustrar el texto de la descripción y que no constituyen de ninguna manera una limitación del alcance de dicha invención.

La figura 1 representa, respectivamente en vista frontal, en vista lateral y en perspectiva, el dodecaedro rómbico cuya teoría pretende que sea el motivo ideal.

La figura 2 representa, respectivamente en vista por encima, en vista lateral y en vista frontal, el motivo en forma de estrella propuesto según la presente invención.

La figura 3 representa en vista por encima un ensamblaje de seis motivos de base, teniendo el ensamblaje el aspecto de un copo.

La figura 4 representa, respectivamente en vista por encima, en vista lateral y en vista frontal, un ensamblaje de varios motivos de base.

La figura 5 es una vista en tres dimensiones del ensamblaje representado en la figura 4.

5 Se ha representado en la Figura 1 el motivo ideal definido por la teoría, a saber el motivo en forma de dodecaedro rómbico. En este motivo ideal, los múltiples espacios dejados entre las vigas o ramas del dodecaedro hacen este último indiscutiblemente "abierto" y se supone que reproducen los poros y conexiones entre poros del hueso.

10 Sin embargo, tal como se ha observado en la realidad, en construcciones de dodecaedros rómbicos fabricados según las preconizaciones de la técnica, este motivo resulta dar resultados mediocres y ser de fabricación particularmente delicada, lo cual ha conducido al solicitante a buscar otros motivos y, después de estudiar los resultados sobre los demás productos así realizados, a elegir el mejor producto tal como lo ha definido anteriormente y que está representado en detalle en la figura 2.

15 Este motivo 1 de base está constituido esencialmente por tres alas 2 dispuestas en estrella, siendo cada ángulo A formado entre dos alas 2 sustancialmente igual a 120° .

20 Cada ala 2 es de forma esencialmente rectangular y está vaciada en su centro de forma que constituya una ventana o vaciado 3.

En su extremo libre, es decir en su punta 4, cada una de las tres alas 2 del motivo 1 está biselada y la anchura de la base 5 del bisel es ligeramente superior al espesor de cada ala 2 con el fin de constituir dos redientes.

25 Un motivo de base de este tipo se obtiene, y se repite de forma múltiple en las dos dimensiones del plano, según la técnica conocida denominada del procedimiento de fusión por un haz de electrones o por un haz láser, depositando una primera capa de polvo de titanio en el fondo de una cubeta. Se debe observar que el ensamblaje de seis motivos de base 1, visible en la figura 3, tiene así el aspecto de un copo, estando los motivos en contacto unos con otros por los flancos 6 de los biseles formados en sus diferentes puntas 4. Para que los motivos 1 estén en contacto por los flancos de sus puntas 4, resulta evidente que el ángulo que forman entre ellos los dos flancos 6 de cada bisel es igual a 60° .

30

Cuando la primera capa de polvo de titanio se ha fusionado completamente según la geometría de la pieza a obtener, se deposita sobre esta primera capa una nueva capa de polvo que se fusiona a su vez en los puntos necesarios, con el fin de reproducir otra vez en cada circunstancia el motivo de base, y fusionando al mismo tiempo los motivos de la segunda capa con los de la primera y respetando de nuevo la geometría de la pieza a obtener.

La pieza deseada se obtiene repitiendo la operación citada, por la superposición sucesiva de dichas capas que además siempre están fusionadas entre sí.

La forma particular considerada a título de motivo de base tiene además la ventaja de permitir modificar a la vez el tamaño de los poros y las propiedades mecánicas de la pieza acabada por simple variación de una o de varias dimensiones de las alas del motivo y/o de los vaciados 3 previstos de fabricación en las alas 2 de dicho motivo, permaneciendo sin embargo sin cambios la forma global de este último.

La figura 5 da una idea de la pieza final, generando los múltiples motivos de base ensamblados una estructura que permite recubrir el espacio por unas repeticiones, únicamente en las tres direcciones principales.

El motivo en estrella de tres alas tal como se ha representado y definido anteriormente es de hecho, según le consta al solicitante, el candidato mejor adaptado para la realización de un sustituto óseo. En efecto, las propiedades mecánicas que se desprenden de ello son las que son más próximas al hueso, comparadas con las propiedades de los demás motivos que la bibliografía había previsto hasta ahora.

A título de simple ejemplo, el motivo 1 en estrella de tres alas se realiza de manera que se respeten las dimensiones siguientes:

- espesor de las alas 2: del orden de 0,50 a 0,60 mm;
- distancia entre dos puntas 4 del mismo motivo: del orden de 2,80 mm;
- distancia entre una punta 4 y el eje principal o eje vertical 7 del motivo: del orden de 1,60 mm;
- altura del motivo: del orden de 2 a 3 mm;
- altura de cada vaciado 3: del orden de 0,8 a 1,80 mm;
- anchura de cada vaciado 3: del orden de 0,75 a 0,90 mm;

- 9 -

- anchura de la base del bisel: del orden de 0,65 a 0,75 mm.

REIVINDICACIONES

- 5 1. Estructura porosa con motivo (1) controlado, repetido en el espacio, en las tres dimensiones, permitiendo dicha estructura porosa la realización de implantes quirúrgicos destinados a rellenar los defectos óseos, caracterizada porque dicho motivo (1) está constituido por tres alas (2) dispuestas en estrella, siendo cada ángulo (A) formado entre dos alas sustancialmente igual a 120°, siendo cada ala de forma general rectangular y estando vaciada (3) en su centro.
- 10 2. Estructura porosa con motivo (1) controlado, repetido en el espacio, según la reivindicación 1, caracterizada porque, en su extremo libre o punta (4), cada una de las tres alas (2) del motivo está biselada.
- 15 3. Estructura porosa con motivo (1) controlado, repetido en el espacio, según la reivindicación 2, caracterizada porque la anchura de la base (5) del bisel formado en el extremo libre (4) de cada una de las tres alas (2) del motivo es ligeramente superior al espesor de dicha ala.
- 20 4. Estructura porosa con motivo (1) controlado, repetido en el espacio, según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, caracterizada porque se obtiene mediante el ensamblaje de capas constituidas cada una por una pluralidad de motivos que, vistos en planta, están en contacto unos con los otros por los flancos (6) de los biseles formados en sus puntas (4).
- 25 5. Estructura porosa con motivo (1) controlado, repetido en el espacio, según la reivindicación 4, caracterizada porque se obtiene mediante la superposición sucesiva de dichas capas.
- 30 6. Estructura porosa con motivo (1) controlado, repetido en el espacio, según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, caracterizada porque se hace variar sus propiedades mecánicas y su porosidad modificando una de las dimensiones de las alas (2) y/o una de las dimensiones de los vaciados (3) previstos en el centro de

- 11 -

dichas alas, y sin cambiar la forma global del motivo.

5 7. Estructura porosa con motivo (1) controlado, repetido en el espacio, según la reivindicación 6, caracterizada porque la dimensión variable es la altura y/o la anchura y/o el espesor de cada ala (2).

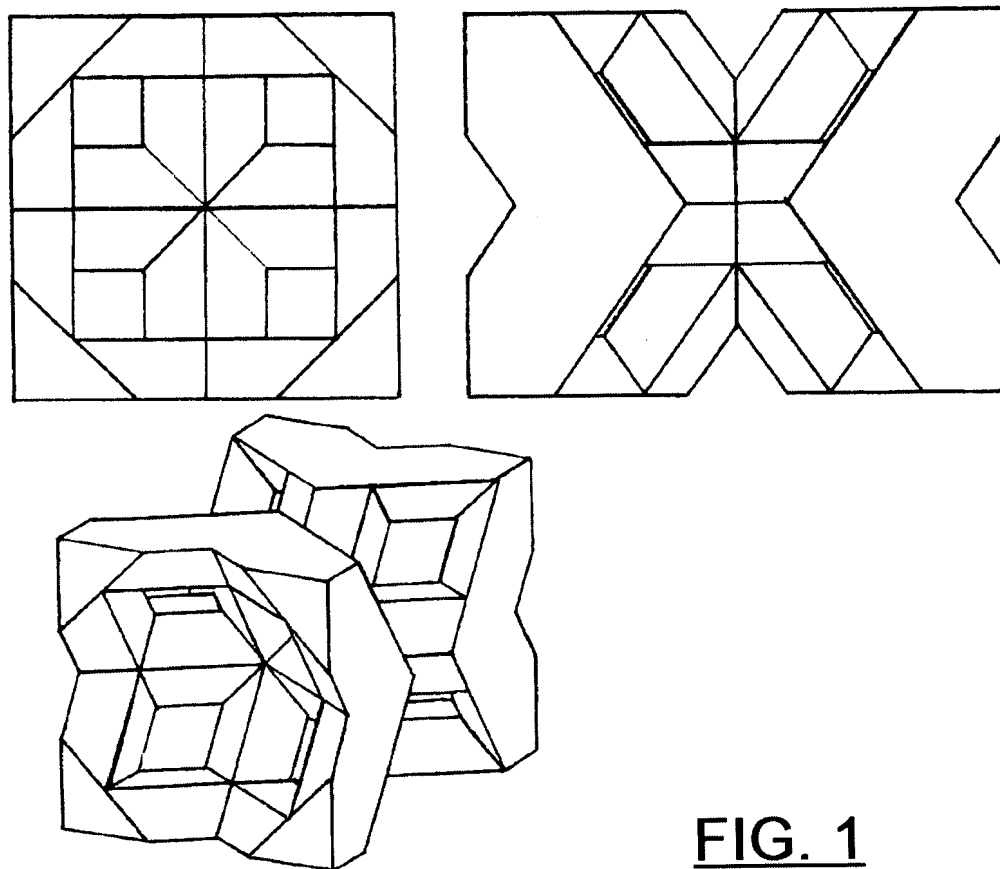
10 8. Estructura porosa con motivo (1) controlado, repetido en el espacio, según la reivindicación 6, caracterizada porque la dimensión variable es la altura y/o la anchura de cada vaciado (3).

15 9. Estructura porosa con motivo (1) controlado, repetido en el espacio, según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 8, caracterizada porque la dimensión variable es la altura y/o la anchura y/o el espesor de cada ala (2) y/o la altura y/o la anchura de cada vaciado (3).

10. Estructura porosa con motivo (1) controlado, repetido en el espacio, según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 9, caracterizada porque está realizada en titanio.

RESUMEN

La presente invención se relaciona con una estructura porosa que tiene un patrón controlado (1), que se repite en el espacio en tres dimensiones, dicha estructura porosa permite la producción de implantes quirúrgicos para rellenos en defectos óseos. De acuerdo con la invención, dicha estructura está caracterizada en que dicho patrón (1) consiste de tres alas (2) dispuestas en forma de estrella, cada ángulo (A) formado entre dos alas es sustancialmente igual a 120° , cada ala tiene forma esencialmente rectangular y está vaciada (3) en su centro. Cada una de las tres alas (2) de dicho patrón está biselada en su extremo libre ó punta (4), y el ancho de la base (5) de cada bisel es ligeramente mayor que el espesor del ala (2) para formar una extensión de la misma.

$1/4$ FIG. 1

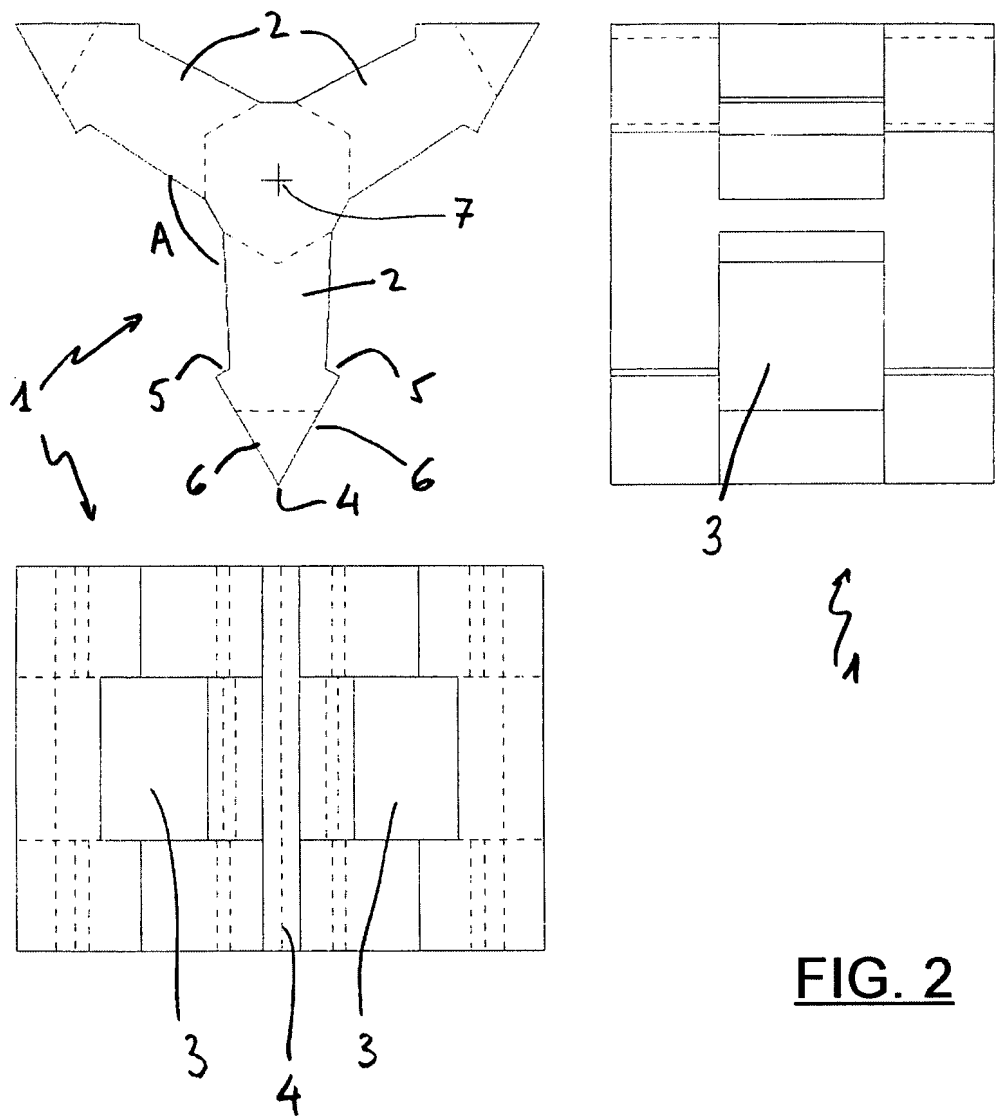


FIG. 2

3/4

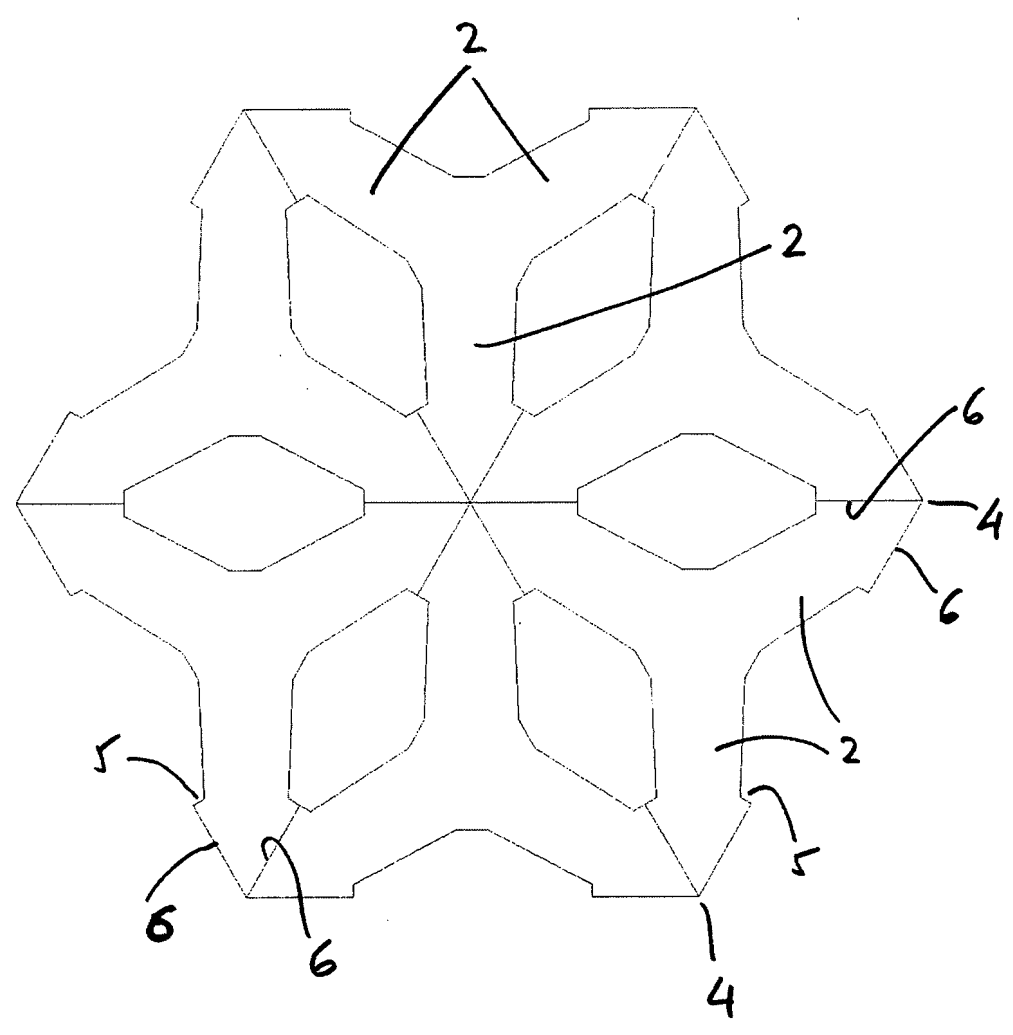


FIG. 3

4/4

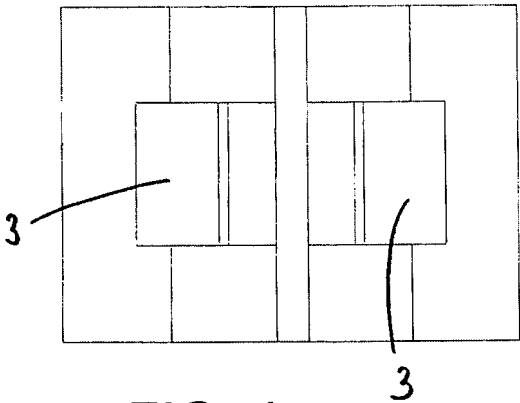
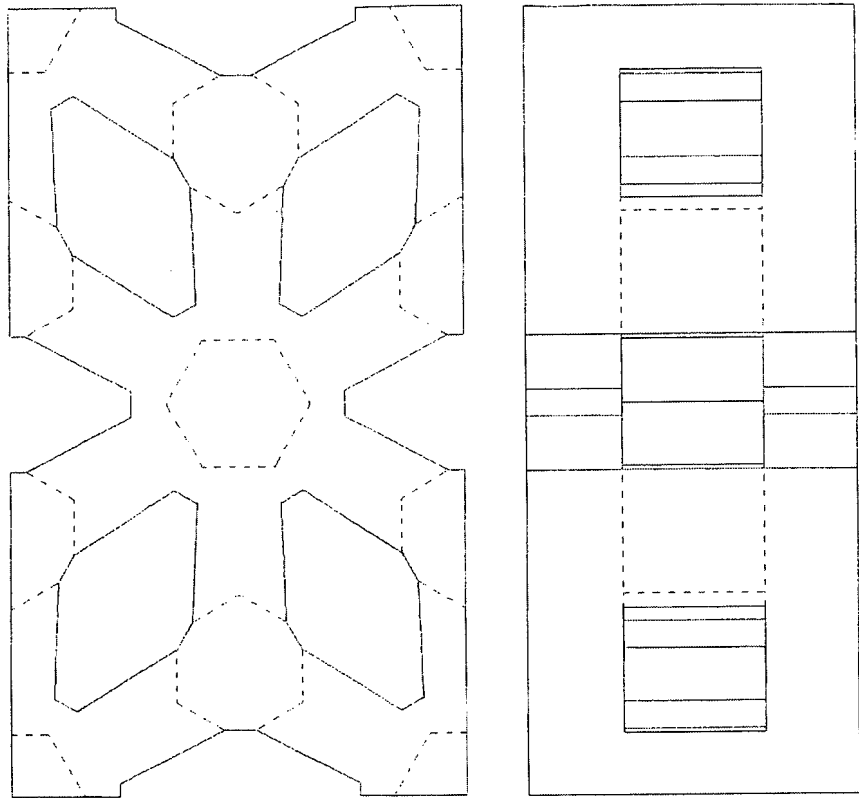


FIG. 4

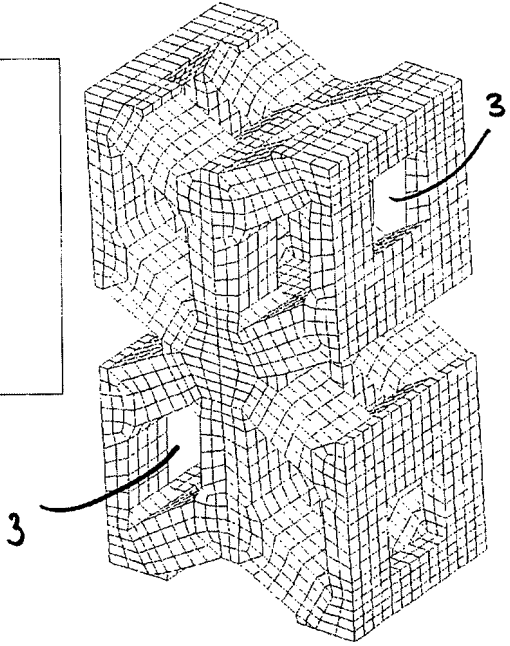
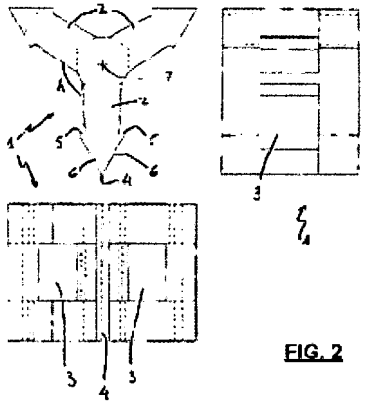


FIG. 5

 Industria y Comercio SUPERINTENDENCIA	EXTRACTO PARA PUBLICACIÓN ☐ Patente de Invención ☐ Patente modelo de utilidad ☒ PCT
(21) No. De solicitud:	(51) int. Cl:
(22) Fecha de solicitud:	(71) Solicitante: OBL (SOCIÉTÉ ANONYME)
(30) Prioridad: Si (31) No. Prioridad: 0904314 (32) Fecha: 09.09.2009 (33) Pais: FR	(72) Interventor (es): Ver Anexo Inventores (74) Apoderado (s): JESÚS M. MÉNDEZ BERMÚDEZ
(54) Título ESTRUCTURA POROSA CON MOTIVO CONTROLADO, REPETIDO EN EL ESPACIO, PARA LA REALIZACIÓN DE IMPLANTES QUIRÚRGICOS.	
Las casillas identificadas con 85, 86 y 87 sólo aplican para PCT	
(85) Fecha límite inicio Fase Nacional: 09.03.12 (86) Datos relativos a la presentación de la solicitud PCT Fecha de presentación de la solicitud: 09.03.2010 Fecha No. de solicitud PCT: PCT/FR2010/000614	(87) Publicación internacional Fecha: 17.03.2011 No. Publicación: WO/2011/030017

Resumen

La presente invención se relaciona con una estructura porosa que tiene un patrón controlado (1), que se repite en el espacio en tres dimensiones, dicha estructura porosa permite la producción de implantes quirúrgicos para rellenos en defectos óseos. De acuerdo con la invención, dicha estructura está caracterizada en que dicho patrón (1) consiste de tres alas (2) dispuestas en forma de estrella, cada ángulo (A) formado entre dos alas es sustancialmente igual a 120°, cada ala tiene forma esencialmente rectangular y está vaciada (3) en su centro. Cada una de las tres alas (2) de dicho patrón está biselada en su extremo libre ó punta (4), y el ancho de la base (5) de cada bisel es ligeramente mayor que el espesor del ala (2) para formar una extensión de la misma.

Industria y Comercio SUPERINTENDENCIA SUPERINTENDENCIA DE INDUSTRIA Y COMERCIO DIVISION DE NUEVAS CREACIONES TARJETA ARCHIVO TEMATICO		PATENTE DE INVENCION ☐ PCT ☒ MODELO DE UTILIDAD ☐ DISEÑO INDUSTRIAL ☐	
(21) N° de solicitud:		(22) Fecha de solicitud:	
(51) Clasificación Internacional :			
(71) Solicitante (s): OBL (SOCIÉTÉ ANONYME)			
(72) Inventor (es): Ver Anexo Inventores			
(74) Apoderado: JESUS M. MÉNDEZ BERMÚDEZ			
(30) Prioridad: Si (31) 0904314 32) 09.09.2009 (33) FR			
(85) Fecha límite inicio fase nacional: 09.03.12		(87) Publicación internacional:	
(86) Datos relativos a la presentación de la PCT		Fecha: 17.03.2011	
Fecha de presentación de la solicitud: 09.09.2010		No. Publicación: WO/2011/030017	
No. de solicitud: PCT/FR2010/000614			
(54) Título: ESTRUCTURA POROSA CON MOTIVO CONTROLADO, REPETIDO EN EL ESPACIO, PARA LA REALIZACIÓN DE IMPLANTES QUIRÚRGICOS			
(57) Resumen: La presente invención se relaciona con una estructura porosa que tiene un patrón controlado (1), que se repite en el espacio en tres dimensiones, dicha estructura porosa permite la producción de implantes quirúrgicos para rellenos en defectos óseos. De acuerdo con la invención, dicha estructura está caracterizada en que dicho patrón (1) consiste de tres alas (2) dispuestas en forma de estrella, cada ángulo (A) formado entre dos alas es sustancialmente igual a 120°, cada ala tiene forma esencialmente rectangular y está vaciada (3) en su centro. Cada una de las tres alas (2) de dicho patrón está biselada en su extremo libre ó punta (4), y el ancho de la base (5) de cada bisel es ligeramente mayor que el espesor del ala (2) para formar una extensión de la misma.			

SUPERINTENDENCIA DE INDUSTRIA Y COMERCIO					
PATENTE PCT	☒	MODELO DE UTILIDAD	☐	DISEÑO INDUSTRIAL	☐
SOLICITANTE/S, RAZON SOCIAL O APELLIDOS Y NOMBRES OBL (SOCIÉTÉ ANONYME)					
DOMICILIO	Immeuble Vecteur Sud 70-86, Avenue de la République F-92320 Châtillon				
APODERADO	JESUS M. MÉNDEZ BERMÚDEZ				
TITULO	ESTRUCTURA POROSA CON MOTIVO CONTROLADO, REPETIDO EN EL ESPACIO,				
	PARA LA REALIZACIÓN DE IMPLANTES QUIRÚRGICOS				
EXPEDIENTE No.		CLASIFICACION			
CERTIFICADO No.		FECHA DE SOLICITUD	ROLLO MICROFILM		
PRORROGA		FECHA DE CONCESION	VIGENCIA DESDE HASTA		
TRASPASO A					
INVENTOR (ES)	Ver Anexo Inventores				
OTROS					

Marzo 9 de 2012 - 14:19:01



No. 12-041692- -00000-0000

Fecha: 2012-03-09 14:48:43 Dep. 2020 DIR.NUEVASCR
Tra. 11 PATENTEIYII Eve: 378 FASENACIONALI
Act. 411 PRESENTACION Folios: 47

LISTA DE CHEQUEO
ADMISIÓN A TRÁMITE - NUEVAS CREACIONES

PATENTE DE INVENCION ☐MODELO DE UTILIDAD ☐

Art 33 Decisión 486/00

☐	Indicación que se solicita una patente.
☐	Datos de identificación del solicitante o de la persona que presenta la solicitud
☐	Descripción de la invención
☐	Dibujos de ser estos pertinentes
☐	Comprobante de pago de las tasas establecidas (De ser el caso formato de descuento)
Completa ☐	Incompleta ☐

PATENTE DE INVENCION PCT ☒MODELO DE UTILIDAD PCT ☐

Art.33 Decisión 486/00, Circular Única

☒	Indicación que se solicita una PCT
☒	Copia de la solicitud en español, tal como fue presentada inicialmente (capítulo descriptivo, reivindicatorio, resumen)
☒	Dibujos de ser estos pertinentes
☒	Comprobante de pago de las tasas establecidas (de ser el caso formato de descuento)
Completa ☒	Incompleta ☐

DISEÑO INDUSTRIAL ☐

(Art. 119 Decisión 486/00)

☐	Indicación que se solicita Diseño industrial
☐	Datos de identificación del solicitante o de la persona que presenta la solicitud
☐	Representación gráfica y fotográfica del Diseño industrial o muestra del material que incorpora el diseño
☐	Comprobante de pago de las tasas establecidas
Completa ☐	Incompleta ☐

ESQUEMA DE TRAZADO ☐

(Art. 92 Decisión 486/00)

☐	Indicación que se solicita un esquema de trazado
☐	Datos de identificación del solicitante o de la persona que presenta la solicitud
☐	Representación gráfica de un esquema de trazado
☐	Comprobante de pago de las tasas establecidas
Completa ☐	Incompleta ☐