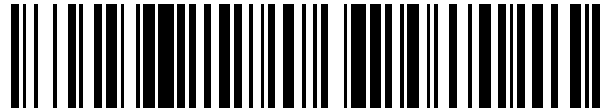


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 712 653**

21 Número de solicitud: 201700774

51 Int. Cl.:

A61F 2/28 (2006.01)
A61F 2/32 (2006.01)
A61F 2/44 (2006.01)
A61B 17/56 (2006.01)
A61B 17/68 (2006.01)

12

SOLICITUD DE PATENTE

A1

22 Fecha de presentación:

14.11.2017

43 Fecha de publicación de la solicitud:

14.05.2019

71 Solicitantes:

MARTÍN BENLLOCH, Juan Antonio (100.0%)
Micer Mascó 42, 01, P07, 0020
46010 Valencia ES

72 Inventor/es:

MARTÍN BENLLOCH, Juan Antonio

74 Agente/Representante:

BOLÓS TEN, Blanca

54 Título: **Prótesis de sacro**

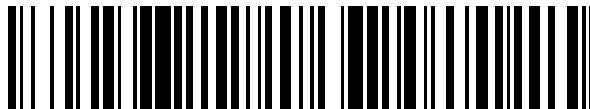
ES 2 712 653 A1

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 712 653**

21 Número de solicitud: 201700774

57 Resúmen:

Es la primera pieza que sin conservar la anatomía habitual, favorece la transmisión de carga anterior desde la última vértebra lumbar hacia ambos ilíacos. Esta carga supone entre el 70 - 80% de la transmisión de la misma. Con ello la reconstrucción posterior se demuestra con estudios biomecánicos, que hay menos opción de fracaso del mismo. Puede permitir con su osteointegración una estabilización directa con la osteosíntesis incorporada. Implica un procedimiento más simplificado desde el punto de vista quirúrgico dentro de la complejidad y duración de estas cirugías de resección. Proporciona una estabilidad inmediata a la unión lumbopélvica. No impide el aporte de injerto, auto o halo, en la zona posterolateral, presumiblemente con mayor capacidad de artrodesis posterolateral. No incompatible con quimioterapia. No impide la radioterapia que en casos con reconstrucción convencional realizados en este momento no es posible. Pudiera efectuarse dicha morfología de reconstrucción en el futuro con materiales no metálicos lo importante es la morfología del implante que transmite la carga fisiológica lumbopélvica. La reconstrucción en casos de preservación de raíces L5- S1 ... pueden ser compatibles con el uso de esta pieza.

Dicha pieza mantiene los ejes y las cargas biomecánicas fisiológicas. Mantiene la lordosis y la relación lumbopélvica con sus parámetros fisiológicos. Menos tiempo quirúrgico, más efectividad. El hecho de que reconstruya la columna anterior de una fauna uniforme y anatómica hace que se puedan distribuir las cargas de la columna vertebral a la pelvis de la forma más anatómica posible previniendo las sobrecargas en estas estructuras. El hecho de que solo se haya reconstruido la primera vértebra sacra y por la técnica EBM implica que la pieza sea individualizada, presente un bajo peso y un tamaño adecuado para no sobrecargar el instrumental que la une a la columna lumbar y a la pelvis. Además, como la técnica ESM permite modelar según el criterio del grupo que diseña la pieza hace posible que se pueda adaptar para permitir un paso holgado y sin compresiones de las estructuras neurales. La pieza sustitutiva sacra puede ser una buena solución para iniciar una movilización precoz en pacientes sometidos una sacrectomía total. La técnica de fabricación aditiva EBM supone un coste de fabricación y un tiempo de fabricación y comercialización del implante reducidos.

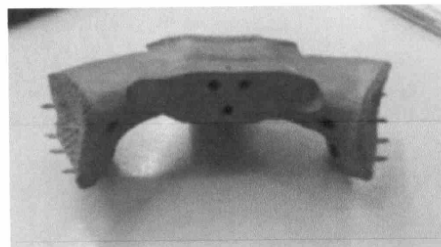


Figura 10.

DESCRIPCIÓN

PRÓTESIS DE SACRO A. MARTÍN

5 DESCRIPCIÓN

La presente invención pertenece al sector del equipamiento médico-quirúrgico y más concretamente al de los materiales de osteosíntesis.

- 10 El sacro tiene forma de cuña, está localizado entre los huesos ilíacos y forma el techo y la pared posterosuperior de la mitad posterior de la pelvis. Su forma triangular es debida a la rápida disminución de tamaño que experimentan las masas laterales de las vértebras sacras. La mitad inferior del sacro no soporta peso, por lo que su masa disminuye de manera muy ostensible. El sacro proporciona fuerza y estabilidad a la pelvis, y transmite el
- 15 peso el cuerpo a la cintura pélvica, el anillo óseo constituido por los huesos de la cadera y el sacro, el cual se unen los miembros inferiores. El sacro soporta la columna vertebral y constituye la parte posterior de la pelvis ósea.

- La patología tumoral de sacro que implique resección del mismo como consecuencia de su
- 20 afectación de un tumor de características malignas o benigno-agresivo, implica un reto para la reconstrucción de la unión de la columna y su transmisión de la carga desde el punto de vista mecánico a ambos ilíacos.

- Hasta el momento de la invención de la prótesis de sacro, se pueden realizar: (1) una
- 25 estabilización posterior con instrumental con tornillos pediculares e ilíacos, unidos estos mediante barras. Añadir a esta reconstrucción aporte de injerto posterolateral entre la L4-L5 mínimo y ambos ilíacos. (2) Otra opción, es la colocación de algún tipo de fulcro de apoyo de la 5ª vértebra lumbar sobre un haloinjerto de banco situado de forma transversal a nivel de los ilíacos, o bien mediante injerto de hueso diafisario, autoinjerto del propio
- 30 paciente, o injerto procedente de banco de hueso. (3) Otra opción alternativa, fabricar mallas de titanio que transmitan la carga desde cuerpo de última vértebra lumbar, y los ilíacos de forma que se transmita la carga desde el eje axial a los ilíacos.

Todas estas posibilidades resultan habitualmente muy inestables y de dudoso éxito a medio

largo plazo. El índice de fracasos puede superar el 50% (según publicaciones). Si se decanta la reconstrucción por elementos metálicos existe un problema en cuanto al volumen de elemento metálico que puede facilitar la contaminación del campo quirúrgico. Por otro lado, no asegura la integración desde punto vista biológico, por lo que la carga anterior mantendrá cierto grado de micromovimiento que puede hacer fracasar la reconstrucción y la instrumentación posterior, como se demuestra en diferentes estudios biomecánicos dada el gran componente de inestabilidad en este tipo de resección. El grado de inestabilidad es el máximo dado que se produce la alteración de la transmisión de carga con una discontinuidad total tras la sacrectomía desde el punto de vista anatómico.

10

Se trata de un implante desarrollado previamente al procedimiento quirúrgico a partir de las imágenes obtenidas mediante TAC para adecuar las angulaciones de la última vértebra lumbar persistente y ambos ilíacos. La idea es la de realización de un implante intersomático pero que en esta ubicación transmite la carga desde el último cuerpo vertebral a ambos ilíacos con una pieza confeccionada mediante impresora 3D con las medias obtenidas en el estudio TAC previo. Para favorecer la osteointegración de la pieza sustitutiva de sacro fabricada su superficie de contacto con la pelvis y la columna lumbar posee poros de tamaños adecuados e interconexiones que permiten la colonización por neovascularización y células osteoblásticas y osteoclasticas. Además, también deben permitir la difusión de nutrientes y gases junto con la remoción de metabolitos propios de la actividad celular. Estas porosidades van desde los 100-150 μm en el hueso cortical, y de 500- 600 μm en el hueso esponjoso. Esto puede ser controlado por un programa CAD que posibilita generar estructuras de diferentes geometrías y diseños y con tamaños de poro de nidos.

25 Se ha demostrado que la aleación de titanio (Ti6Al4V) tratado con EBM (técnica de fabricación aditiva) presenta una buena biocompatibilidad, estimula la adhesión, el crecimiento y la diferenciación celular. Además proporciona una buena citocompatibilidad, biocompatibilidad sanguínea, y da propiedades no sensibilizantes ni irritantes tanto in vivo como in vitro.

30

En dicha pieza sustitutiva se elaboran previamente al procedimiento quirúrgico sustitutivo, las trayectorias para los tornillos de estabilización que penetrarían en el cuerpo vertebral de la última vértebra instrumentada en un sentido de abajo arriba y de atrás hacia delante, con un diámetro de 7 a 8 mm y una longitud dependiente del tamaño del cuerpo vertebral

receptor, esta superficie de contacto posee los poros adecuados para la vascularización de células osteoblásticas osteoblásticas osteoblásticas osteoblásticas osteoblásticas osteoblásticas y osteoclasticas. Los laterales, las zonas de superficie lateral que mantendrán contacto y transmitirán la carga a ambos ilíacos presentarán el mismo tipo de superficie de osteointegración al igual que los agujeros para la trayectoria ya determinada previamente para las zonas de resección del sacro y recepción de la prótesis.

Una vez reconstruida la transmisión de la carga axial sobre los ilíacos se confecciona una estabilización estándar mediante instrumentación pedicular. Dicha pieza presenta una morfología en "Y" invertida cuyo eje vertical tiene el tamaño y forma del platillo de la última vértebra respetada y lateralmente los dos extremos mantienen la morfología semejante a la parte superior del sacro que correspondería a la primera vértebra sacra, con la extensión de ambas alas del sacro. Puede confeccionarse y prever que en la zona posterior dicha pieza pueda mantener y pueda llevar incluido una cabeza de tornillo poliaxial que favorezca una unión a las barras de los tornillos pediculares de los segmentos superiores L4, 5.

Figura 0: Se aprecia el diseño conceptual de la pieza. Esta presenta una forma anatómica emulando la morfología de la vértebra S1. Se decidió no modelar la parte inferior del sacro por haberse demostrado que la estabilidad lumbopélvica en caso de sacrectomía la proporciona la primera vértebra sacra. De esta forma, al no modelar el sacro entero, se reducía el peso de la pieza y se evitaban interferencias con estructuras nerviosas. Se decidió que la pieza se fabricara con una parte central de titanio macizo para soportar cargas altas y una parte periférica, la que contactaba con la pelvis de titanio poroso, la que contactaba con la pelvis y la columna vertebral, para facilitar la osteointegración.

Figura 1: El punto de partida de diseño de la pieza sustitutiva del sacro fue la reconstrucción de la columna lumbar, el sacro y la pelvis generada por un modelo tridimensional a partir de la TC de un paciente de con un tumor sacro primario antes de la resección (varón de 50 años afecto de un cordoma sacro que fue sometido a una sacrectomía total). A partir de la TC se reprodujo el diseño de la posición de la columna y de la pelvis y la forma de los segmentos superiores del sacro. La columna, la pelvis y el sacro se reconstruyeron con el programa MIMICS 17 y los datos fueron exportados a 3-MIMICS 9.0, el programa con el que se realizó el diseño finalmente.

Figura 2: En primer lugar, se reconstruyó la superficie base de la pieza sustitutiva según la anatomía de la primera vértebra sacra para conseguir un buen apoyo en la pelvis y en la columna vertebral y mantener la posición y la mPI del paciente. Se le dio una morfología adecuada para evitar las interferencias de la pieza entre las apófisis transversas de L5 y permitir el paso de las raíces de L5 evitando ser lesionadas por la pieza.

Figura 3: En segundo lugar, se diseñaron las zonas porosas (áreas de contacto con la pelvis y la columna) de la pieza de sustitución sacra, dejando unas bandas para favorecer la osteointegración.

Figura 4: En tercer lugar, se definió la posición de los orificios para los tornillos dirigidos al cuerpo de L5 e ilíacos y se realizaron con taladros. Se dejó una superficie plana en la parte posterior para fijar una placa que mediante 2 barras verticales el cuerpo de la pieza sustitutiva a los tornillos pediculares de L4 y L5 para mejorar la estabilidad del montaje ante esfuerzos de flexión en el plano sagital.

Figura 5: En cuarto lugar, para facilitar el agarre de la pieza a la pelvis se diseñaron unas zonas punzantes de titanio macizo para facilitar la transmisión de la carga entre las partes y evitar movimientos indeseados.

Figura 9 y 10: Tras su fabricación se extrajo la pieza de la máquina, se eliminaron los soportes, se realizaron los mecanizados de los orificios de la pieza, se arenó para mejorar la calidad de la superficie de la misma y, finalmente, se le aplicó una limpieza química para garantizar la ausencia de polvo de titanio en la zona de la estructura. imágenes de la pieza sustitutiva del sacro tras su extracción de la máquina de EBM.

Figura 11: El modelado de los tornillos pediculares, conectores y barras de fijación se realizó con elementos unidimensionales tipo barra de 2 nodos (BEAM4). La sección y las características de estos elementos dependieron del material al que simulaban. los tornillos (pediculares e ilíacos) y barras, se empleó una aleación de titanio (Ti6Al4V). Las barras verticales, las barras en L y la barra transilíaca fueron de CoCr. Los conectores (2 de unión entre las barras en L y 2 de unión entre las barras en L entre los ilíacos y unidos a los tornillos de L5) eran de Ti6Al4V. La pieza de sustitución del sacro fue construida con titanio

estándar y titanio poroso en las áreas de contacto (L5 y pelvis). El contacto entre el sacro de titanio y la pelvis fue modelado usando TARGE170 y CONTA173.

5 Figura 12: El área de contacto de la pieza sustitutiva con respecto a la pelvis y L5 (zonas verdes) en pelvis fue de 13000 mm² aproximadamente y en L5 de 2500 mm² aproximadamente

10 Figura 13 y 14: muestran el montaje completo. Los sistemas empleados fueron PolarisTM 5.5 Spinal System (Zimmer Biomet) y OmegaTM 21 Spinal Fixation System (Zimmer Biomet). Se colocaron tornillos pediculares monoaxiales en L4 y L5 con la técnica manos libres, la pieza individualizada sustitutiva de titanio que permite un apoyo directo entre la columna vertebral y la pelvis. La pieza posee orificios orientados para alojar 2 tornillos ilíacos en cada ilíaco con trayectorias divergentes y 2 tornillos al cuerpo vertebral de L5. Las dos barras verticales unen los tornillos pediculares de L4 y L5 a una placa unida a la pieza sustitutiva de sacro, con 3 tornillos centrales fijos, que unen la placa con la pieza, y 2 orificios con una cierta holgura para permitir de unión de las barras verticales fijados a los tornillos pediculares a los del soma de L5

20 Figura 15 y 16: Las trayectorias de los tornillos desde la pieza sustitutiva del sacro a pelvis y a cuerpo vertebral de L5.

Figura 17: El modelo de poliamida se introdujo en la Máquina de ensayos biaxial INSTRON 8870 (+/- 25 kN) y +/- 100 Nm.

25 Se diseñaron unos amarres para pelvis que se fijaron de forma rígida a nivel inferior de la máquina.

Figura 18: Se empleó un espécimen cadavérico fresco (L2-pelvis), varón de 64 años de edad, de 77,8 kg y 1,82 m.

30 Antes del experimento el espécimen fue sometido a una radiografía lateral para excluir condiciones de osteopenia o anomalías anatómicas, fracturas, deformidades o enfermedad tumoral.

Los tejidos blandos paravertebrales fueron disecados preservando ligamentos vertebrales, discos, estructuras óseas y articulares. Posteriormente se realizó una sacrectomía y el

montaje de la prótesis de sacro A. Martín, con el mismo material con el que se realizó la reconstrucción espinopélvica del estudio de fatiga. Después se realizó un estudio con TC y radiografía simple.

- 5 Figura 19: Posteriormente, el espécimen se colocó en la máquina de ensayos INSTRON 8872/287 durante 3 días con unas condiciones ambientales de temperatura de 24oC y un 61% de humedad.

El cadáver se sujetó firmemente a nivel de L1 superiormente y la pelvis caudalmente en el plano vertical para simular la bipedestación. En el platillo superior de L1 se atornilló una
10 pieza de polietileno que disponía de un asiento semiesférico, de modo que permitiera aplicar la carga centrada a través de la columna. Cada uno de los isquiones fue embebido en cemento óseo (SR Triplex Cold), dentro de 2 cazoletas, de modo que la sínfisis púbica quedó al aire.

El modelo se ancló al actuador inferior de la máquina de ensayos sin restringir el
15 desplazamiento lateral del mismo. Las cargas se transmitieron al modelo a través de una esfera conectada al actuador superior.

Figura 20, 21, 22 y 23: El modelo de reconstrucción de sacro soportó 250.000 ciclos sin observarse fracaso del mismo. Tampoco se observaron signos de aflojamiento ni de fallo
20 de implante.

25

30

REIVINDICACIONES

1. Pieza de fijación ortopédica para fijar un primer fragmento de hueso (primera vértebra lumbar) a un segundo fragmento de hueso (huesos ilíacos) mediante tornillos de estabilización que penetran en el cuerpo vertebral de la última vértebra instrumentada en un sentido de abajo arriba y de atrás hacia delante, con un diámetro de 7 a 8 mm y una longitud según el tamaño del cuerpo vertebral del receptor. En los laterales de la pieza se insertan los tornillos del mismo diámetro. En la zona posterior de la pieza se incluye una cabeza de tornillo poliaxial con el fin de favorecer la unión a las barras de los tornillos pediculares de los segmentos superiores de las vértebras 4 y 5. Esta pieza se caracteriza por su disposición en "Y". Los tornillos pediculares son monoaxiales en las vértebras L4 y L5, la pieza permite un apoyo directo entre la columna vertebral y la pelvis. La pieza posee orificios orientados para alojar 2 tornillos ilíacos en cada ilíaco con trayectorias divergentes y 2 tornillos al cuerpo vertebral de la vértebra L5. Las dos barras verticales unen los tornillos pediculares de las vértebras L4 y L5 a una placa unida a la pieza, con 3 tornillos centrales fijos, que unen la placa con la pieza, y 2 orificios con una cierta holgura para permitir la unión de las barras verticales fijadas a los tornillos pediculares a los del soma de la vértebra L5.

2. Pieza según la reivindicación 1, caracterizada porque su disposición en "Y" presenta un eje vertical con tamaño y forma del platillo de la última vértebra respetada, y lateralmente los dos extremos mantienen la morfología semejante a la parte superior del sacro que correspondería a la primera vértebra sacra, con la extensión de ambas alas del sacro.

3. Pieza según reivindicaciones anteriores, caracterizada porque la posición de los orificios para los tornillos dirigidos al cuerpo de L5 e ilíacos se hace con taladro. Cuenta con una superficie plana en la parte posterior para fijar una placa mediante 2 barras verticales al cuerpo de la pieza y a los tornillos pediculares de las vértebras L4 y L5 con el fin de mejorar la estabilidad del montaje ante esfuerzos de flexión en el plano sagital.

4. Pieza según reivindicaciones anteriores, caracterizada porque los tornillos (pediculares e ilíacos) y barras son de aleación de titanio (Ti6Al4V). Las barras verticales, las barras en forma de L y la barra transilíaca son de CoCr. Los conectores (2 de unión entre las barras

en L y 2 de unión entre las barras en L entre los ilíacos y unidos a los tornillos de la vértebra L5) son de Ti6Al4V. La pieza de sustitución del sacro es de titanio estándar y titanio poroso en las áreas de contacto (la vértebra L5 y la pelvis). Para la zona de contacto entre el sacro de titanio y la pelvis se modela usando TARGE170 y CONTA173.

5

5. Pieza según reivindicaciones anteriores, caracterizada porque el área de contacto de la pieza con la pelvis y la vértebra L5 en pelvis es de 13000 mm² y en la vértebra L5 de 2500 mm².

10

6. Pieza según reivindicaciones anteriores, caracterizada porque tiene una parte central de titanio macizo para soportar cargas altas y una parte periférica que contacta con la pelvis de titanio poroso, la que contacta con la pelvis y la columna vertebral y facilita la osteointegración.

15

7. Pieza según las reivindicaciones anteriores, caracterizada porque con su forma de "Y" permite la reconstrucción posterior y se demuestra con estudios biomecánicos que hay menos opción de fracaso de la técnica con la pieza. Permite con su osteointegración una estabilización directa con la osteosíntesis incorporada.

20

8. Pieza según las reivindicaciones anteriores, caracterizada porque, sin conservar la anatomía habitual como indica la reivindicación 2, favorece la transmisión de carga anterior desde la última vértebra lumbar hacia ambos ilíacos. Esta carga supone entre el 70- 80% de la transmisión de la misma.

25

9. Pieza según las reivindicaciones anteriores, caracterizada porque permite una estabilización directa con la osteosíntesis incorporada de los tornillos descritos en la reivindicación 1.

30

10. Pieza según las reivindicaciones anteriores, caracterizada porque evita las interferencias de la pieza entre las apófisis transversas de la vértebra L5 y permite el paso de las raíces de L5 evitando ser lesionadas por la pieza.

11. Pieza según las reivindicaciones anteriores, caracterizada porque el diseño posee

zonas porosas (áreas de contacto con la pelvis y la columna), y deja unas bandas para favorecer la osteointegración.

5 12. Pieza según las reivindicaciones anteriores, caracterizada porque su morfología y disposición de los tornillos y su composición implica un procedimiento mas simplificado, desde el punto de vista quirúrgico, dentro de la complejidad y duración de estas cirugías de resección.

10 13. Pieza según las reivindicaciones anteriores, caracterizada porque con la morfología y composición de material de titanio estándar y poroso proporciona una estabilidad inmediata a la unión lumbopélvica.

15 14. Pieza según las reivindicaciones anteriores, caracterizada porque con la composición del material de titanio estándar y poroso, no impide el aporte de injerto, auto o halo, en la zona posterolateral, y se consigue una mayor capacidad de artrodesis posterolateral.

15. Pieza según las reivindicaciones anteriores, caracterizada porque con la composición del material de titanio estándar y poroso no es incompatible con quimioterapia.

20 16. Pieza según las reivindicaciones anteriores, caracterizada porque con la composición del material de titanio estándar y poroso, no impide la radioterapia.

25 17. Pieza según las reivindicaciones anteriores, caracterizada porque con la morfología y la transmisión de cargas mantiene los ejes y las cargas biomecánicas fisiológicas. Mantiene la lordosis y la relación lumbopélvica con sus parámetros fisiológicos. El modelo de reconstrucción de sacro soporta 250.000 ciclos sin observarse fracaso del mismo. Tampoco se observan signos de aflojamiento ni de fallo de implante.

30 18. Pieza según las reivindicaciones anteriores, caracterizada porque con la morfología y composición de material de titanio estándar y poroso supone menos tiempo quirúrgico, y más efectividad en el resultado final de la recuperación del paciente.

19. Pieza según las reivindicaciones anteriores, caracterizada porque con la morfología y composición de material de titanio estándar y poroso se reconstruye la columna anterior de

una forma uniforme y anatómica hace que se puedan distribuir las cargas de la columna vertebral a la pelvis de la forma más anatómica posible previniendo las sobrecargas en estas estructuras.

5 Se reconstruye la primera vértebra sacara por la técnica EMB y ello implica que la pieza sea individualizada, presente un bajo peso y un tamaño adecuado para no sobrecargar el instrumental que la une a la columna lumbar y a la pelvis. Además, la técnica EBM permite modelar la pieza, según el criterio del grupo que la diseña, y hace posible que se pueda adaptar para permitir un paso holgado y sin compresiones de las estructuras neurales.

10 20. Pieza según las reivindicaciones anteriores, caracterizada porque con la morfología y composición de material de titanio estándar y poroso es la solución para iniciar una movilización precoz en pacientes sometidos a una sacrectomía total.

15 21. Pieza según las reivindicaciones anteriores, caracterizada porque con la morfología y composición de material de titanio estándar y poroso mediante la técnica de fabricación aditiva EBM, supone un coste de fabricación y un tiempo de fabricación y comercialización del implante reducidos.

20

25

30

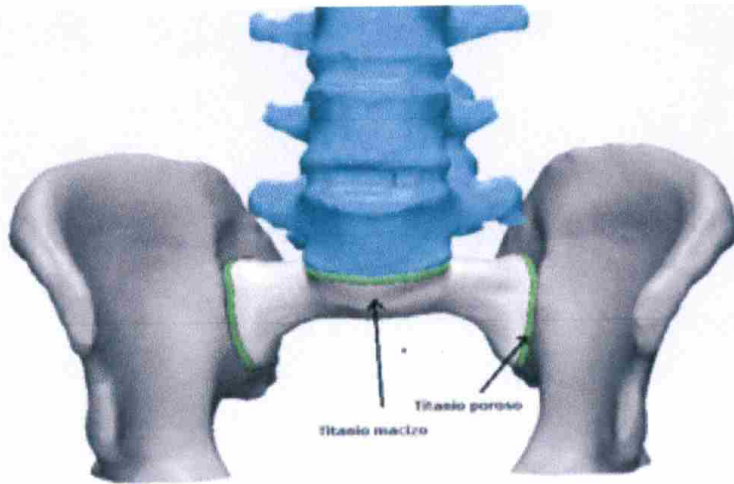


Figura 0.

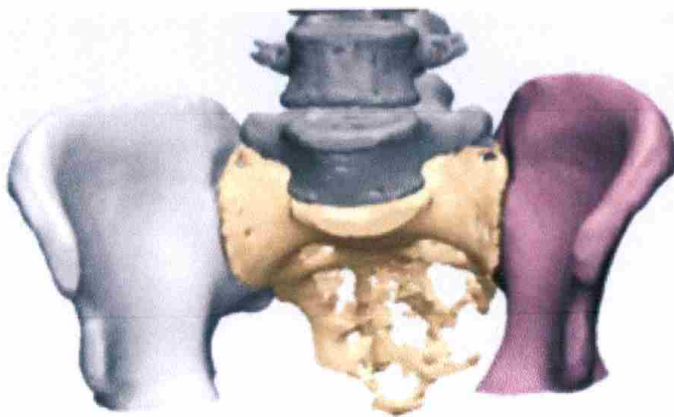


Figura 1.

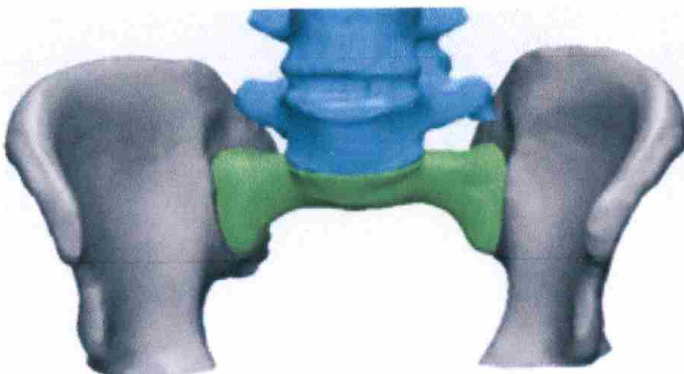
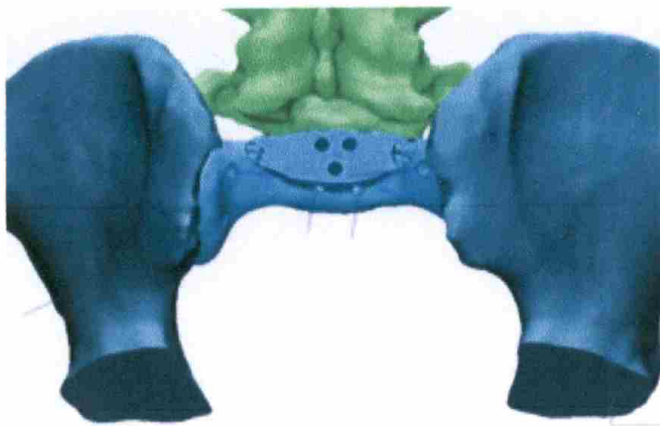


Figura 2.



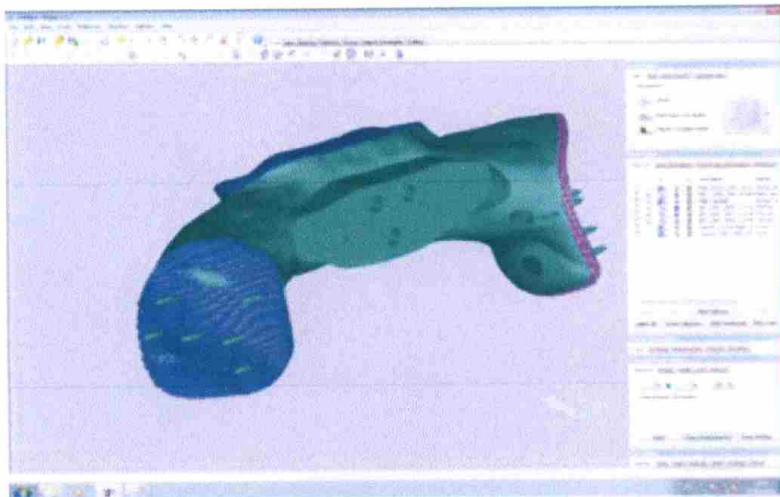
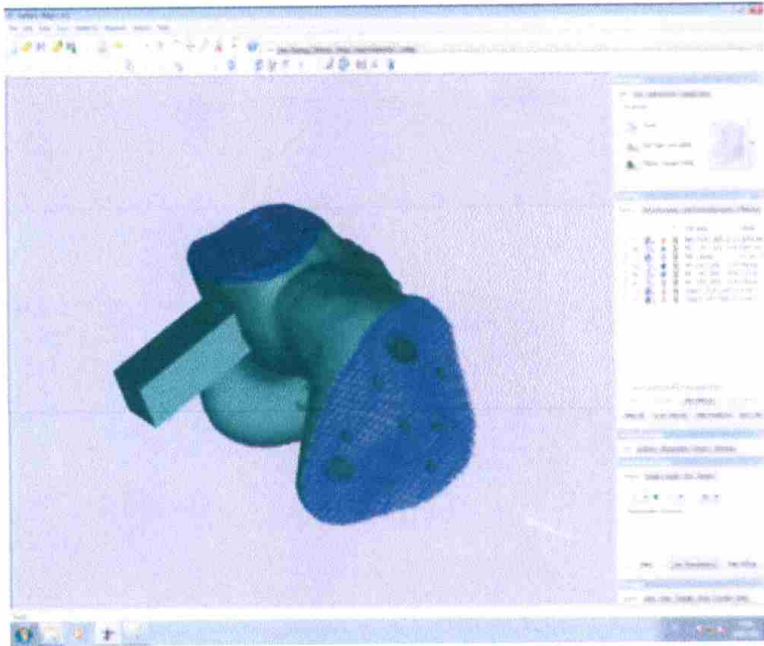
Figura 3.



5 Figura 4.



Figura 5.



Figuras 6 y 7.

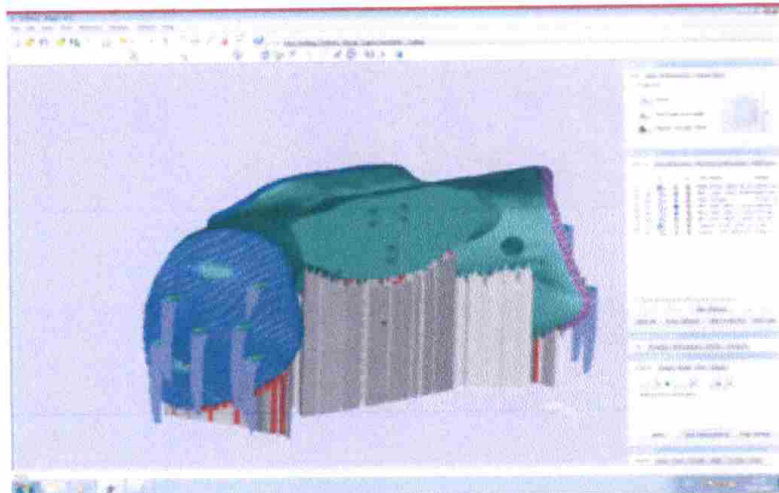


Figura 8.

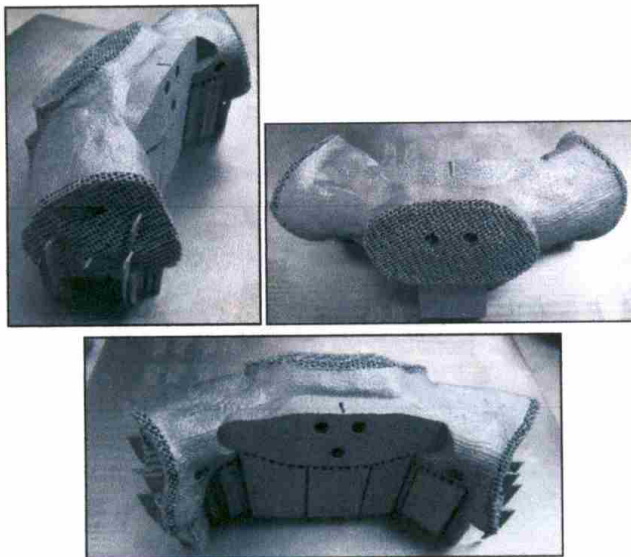


Figura 9.



Figura 10.

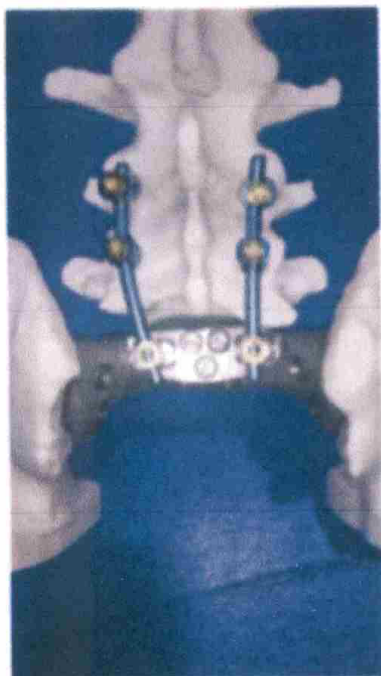


Figura 11.

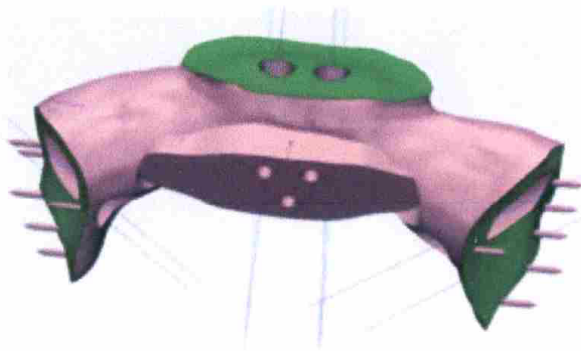


Figura 12.

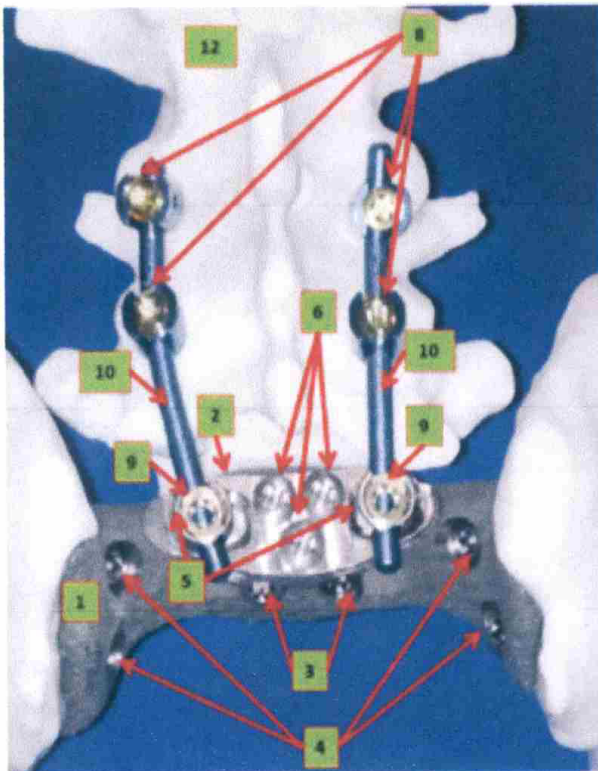


Figura 13.

Tabla 1.

Números	Descripción
1	Impresión 3D de prótesis sacra (Titanio)
2	Placa sacra
3	Tornillo óseo Ø 7.5x150 mm
4	Tornillo óseo Ø 7.5x175 mm
5	Tulipa para la placa sacra
6	Tornillo de fijación para la placa sacra
7	Pin que limita la rotación
8	Tornillo de ajuste POLARIS 5.5
9	Tornillo de ajuste Omega 21
10	Barra POLARIS 5.5 de 80 mm de longitud
11	Tornillo fijación Ø 6.5 x L45
12	Modelo de columnaacrílico (poliamida)

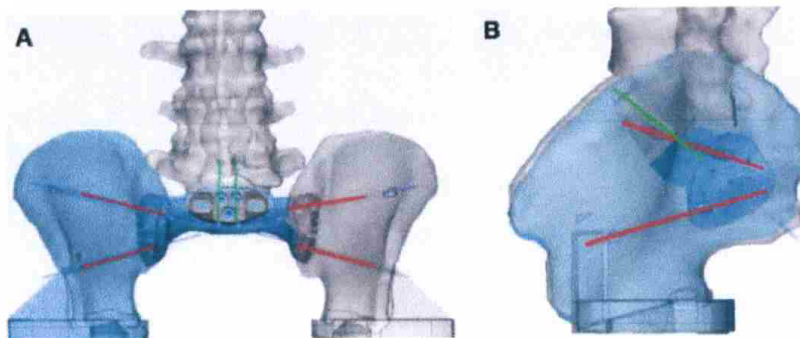


Figura 14.

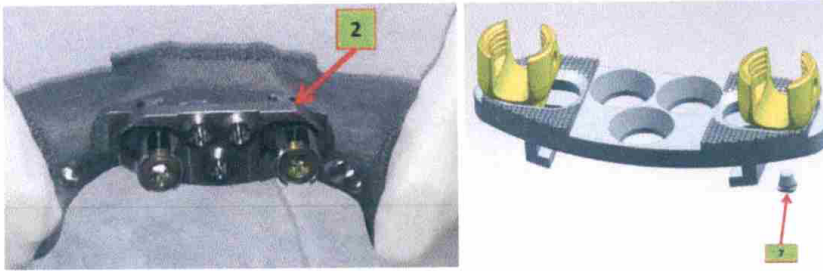


Figura 15.

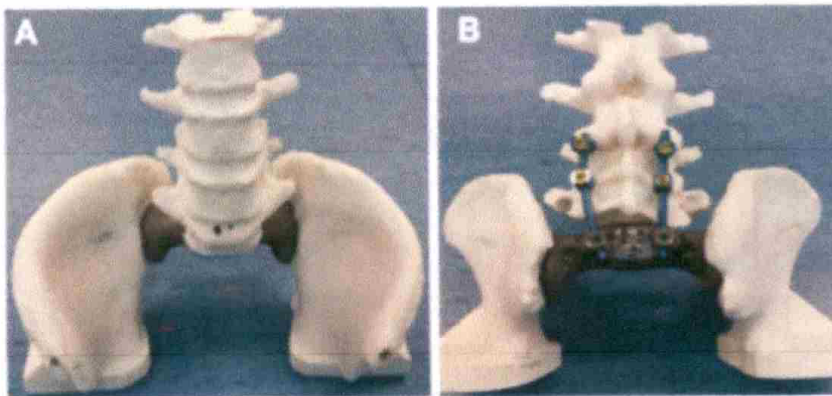


Figura 16.



Figura 17.

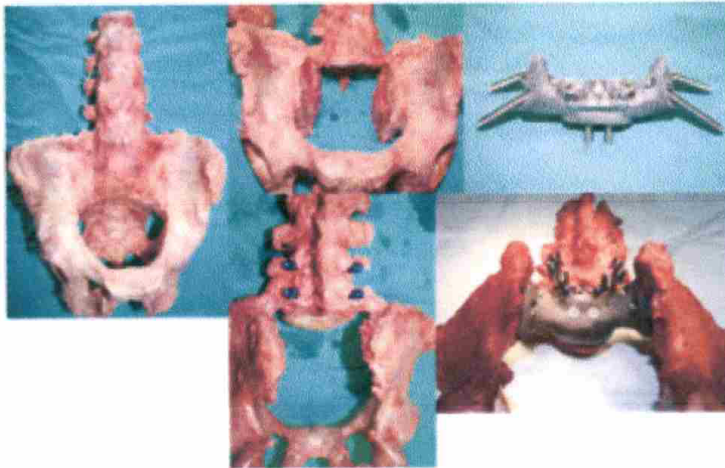


Figura 18.



Figura 19.

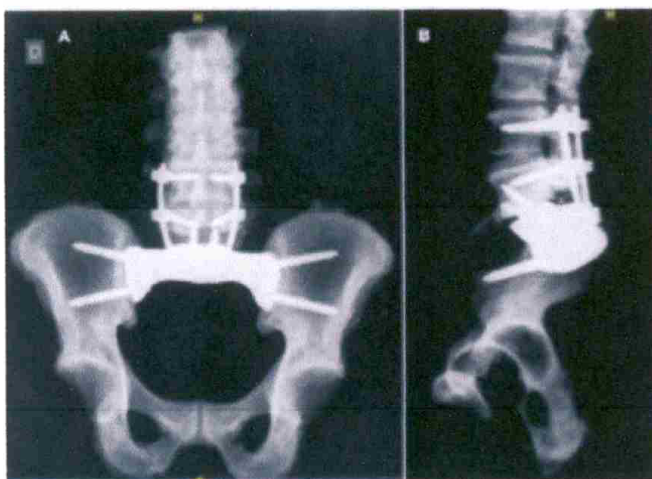


Figura 20.

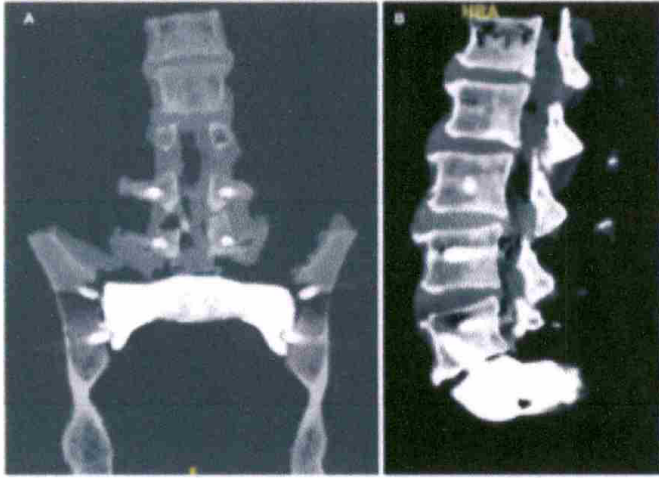


Figura 21.

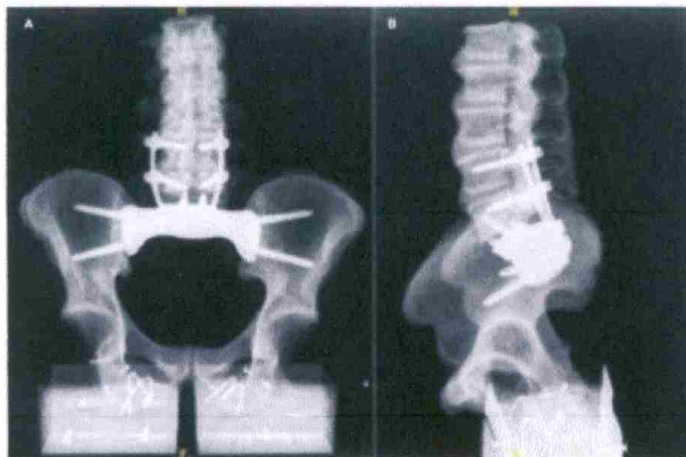


Figura 22.

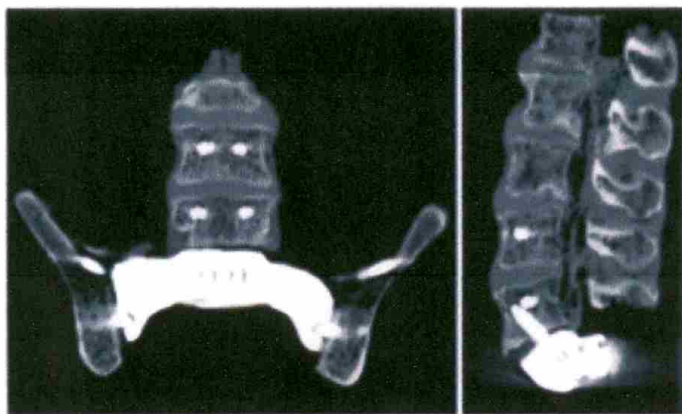


Figura 23.



②① N.º solicitud: 201700774

②② Fecha de presentación de la solicitud: 14.11.2017

③② Fecha de prioridad:

INFORME SOBRE EL ESTADO DE LA TÉCNICA

⑤① Int. Cl.: Ver Hoja Adicional

DOCUMENTOS RELEVANTES

Categoría	⑤⑥ Documentos citados	Reivindicaciones afectadas
X	CN 201026248Y Y (YANG HUILIN TANG TIANZI WU YIN) 27/02/2008, Resumen y figuras	1-21
A	FR 2714591 A1 (EUROS SA) 07/07/1995, Resumen y figuras	1-21
A	ES 2225176T T3 (EUROSURGICAL) 16/03/2005, Todo el documento	1-21

Categoría de los documentos citados

X: de particular relevancia

Y: de particular relevancia combinado con otro/s de la misma categoría

A: refleja el estado de la técnica

O: referido a divulgación no escrita

P: publicado entre la fecha de prioridad y la de presentación de la solicitud

E: documento anterior, pero publicado después de la fecha de presentación de la solicitud

El presente informe ha sido realizado

para todas las reivindicaciones

para las reivindicaciones nº:

Fecha de realización del informe
21.11.2018

Examinador
I. Abad Gurumeta

Página
1/2

CLASIFICACIÓN OBJETO DE LA SOLICITUD

A61F2/28 (2006.01)

A61F2/32 (2006.01)

A61F2/44 (2006.01)

A61B17/56 (2006.01)

A61B17/68 (2006.01)

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

A61F, A61B

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

EPODOC, INVENES, ESPACENET, INTERNET, NPL, WPIAP, WPI, BASES DE DATOS LÓGICAS DE PATENTES PATENW