



19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 284 706**

51 Int. Cl.:  
**A61F 2/44** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Número de solicitud europea: **01984139 .4**

86 Fecha de presentación : **06.07.2001**

87 Número de publicación de la solicitud: **1299054**

87 Fecha de publicación de la solicitud: **09.04.2003**

54 Título: **Implante intersomático o intervertebral.**

30 Prioridad: **12.07.2000 FR 00 09091**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:  
**16.11.2007**

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:  
**16.11.2007**

73 Titular/es: **Abbott Spine  
23, Parvis des Chartrons  
La Cité Mondiale  
33000 Bordeaux, FR**

72 Inventor/es: **Pasquet, Denis y  
Le Couedic, Régis**

74 Agente: **Izquierdo Faces, José**

ES 2 284 706 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín europeo de patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre concesión de Patentes Europeas).

## DESCRIPCIÓN

Implante intersomático o intervertebral.

La presente invención se refiere a un implante intersomático destinado especialmente a inmovilizar un injerto óseo entre dos vértebras, y más particularmente una jaula apta para contener los injertos.

Los ámbitos de aplicación de la invención son, en especial, los tratamientos quirúrgicos de los discos degenerativos.

Estos tratamientos comportan generalmente una intervención tendente a bloquear al mismo tiempo dos vértebras contiguas, y esto interponiendo entre ellas unos injertos óseos, que después de que ha prendido el injerto, las vuelven solidarias. Sin embargo, habida cuenta de los esfuerzos mecánicos ejercidos sobre los injertos por las dos vértebras, éstos últimos corren el riesgo especialmente de ser expulsados o de hundirse.

Para paliar este inconveniente se conoce el sistema de inmovilizar los injertos por medio de jaulas, cuyos extremos superiores e inferiores, contra los bordes de los cuales, están abiertos de manera a permitir el contacto de los injertos, con la placa vertebral superior y la placa vertebral inferior.

El bloqueo de dos vértebras al mismo tiempo mediante un elemento óseo presenta la ventaja de conferir unas propiedades mecánicas homogéneas al conjunto así obtenido, y en particular la deformación elástica de dicho conjunto que se caracteriza por su módulo de elasticidad.

Ahora bien, las jaulas generalmente utilizadas son de aleación de titanio y el módulo de elasticidad de estas aleaciones es, al menos, diez veces superior al módulo de elasticidad del hueso de las vértebras. Así, las jaulas intersomáticas, que quedan por permanecer entre las vértebras, crean en sí una discontinuidad de las propiedades mecánicas en el conjunto formado por las dos vértebras soldadas.

A fin de conservar una deformación elástica homogénea se ha propuesto utilizar unas jaulas de materiales macromoleculares, cuyos módulos de elasticidad son del orden de los del hueso. Sin embargo, las jaulas, de forma general anular, de materias plásticas, son más frágiles que las jaulas de aleación de titanio y su introducción con fuerza entre las vértebras puede provocar la rotura de su borde. La solución, que consiste en ensanchar o ampliar su borde, disminuye el volumen disponible para los injertos y, por consiguiente, la fuerza de unión entre las dos vértebras. Además, siendo su dureza inferior a las de las jaulas de aleación de titanio, sus bordes penetran de manera menos importante en las placas vertebrales, de suerte que su inmovilización con respecto a las vértebras queda menos asegurada.

La patente US-A-5,192,327 describe un implante intersomático conforme al preámbulo de la reivindicación 1.

La patente FR-A-2 742 653 describe una jaula intersomática, en la cual dos paredes internas tienen unos bordes inferior y superior en forma de alerón para anclar en el hueso esponjoso.

Un objeto de la presente invención es proveer un implante intersomático de materiales macromoleculares de tipo jaula, que presenta una abertura superior y una abertura inferior del mismo orden de tamaño que los de las jaulas de aleación de titanio, de manera a conservar una superficie de injerto prácticamente igual y cuyo mantenimiento en posición fija con

respecto a las vértebras se mejora.

A este efecto, la presente invención propone un implante intersomático caracterizado por el hecho de que, al menos, una porción de dichos segundos bordes inferior y superior sobresalen fuera del espacio definido por dichos primeros bordes inferior y superior de dicha primera parte y son de forma curvilínea y sus extremos juntan respectivamente dichos primeros bordes inferior y superior de dicha primera parte de tal manera que los segundos bordes respetan la forma bicóncava del espacio intersomático y constituyen unos puntos de apoyo suplementarios del implante contra las placas vertebrales en su parte central.

Así, una característica del implante intersomático reside en el refuerzo de dicha primera parte de forma general anular mediante una segunda parte alargada situada en la dirección predeterminada de hundimiento de dicho implante entre las vértebras. De este modo, a pesar de las tensiones o esfuerzos ejercidos sobre la primera parte en el momento de su impactación entre las vértebras, y que tienden a deformarla según su plano medio de manera a aproximar las dos porciones prácticamente opuestas, dicha segunda parte conserva su forma general anular. Además, las superficies de abertura superior e inferior, divididas en dos por dicha segunda parte son del mismo orden de tamaño que las superficies de un implante intersomático de aleación de titanio, lo que permite obtener una superficie de injerto prácticamente idéntico.

Además, los segundos bordes inferior y superior sobresalen fuera del espacio definido por dichos primeros bordes inferior y superior de dicha primera parte, de suerte que, no solamente el implante se mantiene entre las vértebras mediante contacto de los bordes de dicha primera parte contra las placas vertebrales, sino que se mantiene igualmente por dicha segunda parte de forma alargada, que se apoya contra las placas vertebrales de forma bicóncava.

Además, dichos segundos bordes inferior y superior de dicha segunda parte son de forma curvilínea y sus extremos juntan respectivamente dichos primeros bordes inferior y superior de dicha primera parte. Así, la forma de la segunda parte coincide prácticamente con la forma del espacio disponible situado entre las vértebras.

Según un primer modo de realización de la invención, dicha primera parte y dicha segunda parte se unen al mismo tiempo de manera a formar una sola y misma pieza, de suerte que son perfectamente solidarias.

Según un modo preferente de ejecución, dicha primera parte está perforada lateralmente según dicho eje principal de dicha segunda parte de manera a practicar un orificio ciego, que se prolonga en dicha segunda parte, siendo apto dicho orificio ciego para recibir una herramienta de inserción.

Como se explicará más detalladamente, según este modo preferente de ejecución, la inserción del implante se hace con fuerza entre dos vértebras adyacentes y es necesario controlar perfectamente la dirección de la inserción. A fin de conservar un ángulo de impacto constante, la herramienta que se aplica contra dicho implante, se introduce en el orificio ciego, que se prolonga en la segunda parte. Así, el extremo de la herramienta aplicado contra el implante queda prisionero de dicho implante durante el impacto y no corre el riesgo de perforar un tejido situado en el entorno de la intervención.

De manera ventajosa dichos bordes inferiores y superiores de dichas primera y segunda partes presentan unas acanaladuras o estrías aptas para constituir unos puntos de anclaje en dichas vértebras.

Así, la porción aguda o viva de las acanaladuras penetra en la pared de las placas vertebrales. De este modo, el implante se mantiene entre las vértebras sin posibilidad de juego lateral, lo que es favorable a la toma o presa de los injertos óseos.

De manera preferencial dicha primera parte de forma general anular presenta, al menos, un eje de simetría y ventajosamente dicha segunda parte une dichas dos porciones opuestas de dicha primera parte según dicho eje de simetría.

Esta configuración permite adaptar perfectamente el implante a la forma de las vértebras y especialmente de los cuerpos vertebrales. Al quedar dispuesta la segunda parte según el eje de simetría, se reparten uniformemente los esfuerzos ejercidos sobre el implante en el momento de la implantación.

Según otro modo preferente de realización de la invención, dicha segunda parte une dichas dos porciones opuestas de dicha primera parte según una dirección, que forma un ángulo comprendido entre 0 y 90° con dicho eje de simetría.

Así, la inserción del implante entre las vértebras se puede hacer de manera más fácil cuando el nivel al cual se realiza, no permite efectuar la intervención simétricamente con respecto a la columna vertebral. En efecto, siempre es necesario hundir el implante según el eje de dicha segunda parte para no romper dicha primera parte, y algunos niveles vertebrales no son accesibles más que lateralmente. En este caso, dicha segunda parte se dispone de forma oblicua con respecto al eje de simetría de dicho implante.

Con preferencia, dicha primera parte presenta una forma general prácticamente hemisférica.

Según otro modo más, preferido de puesta en ejecución de la invención, dicha pieza está moldeada a base de un material macromolecular. Así, se produce en unas condiciones económicas ventajosas. Preferentemente dicha pieza es de poliéter-éter-cetona, que es fácilmente moldeable y presenta unas propiedades elásticas próximas a las del hueso.

Según un segundo modo de realización de la invención, dicha segunda parte comprende, además, unos medios de anclaje, que desembocan en dicho segundo borde superior y en dicho segundo borde inferior respectivamente. Así, dichos medios de anclaje penetran con fuerza en la superficie de las placas vertebrales, en el momento de la introducción del implante entre las vértebras, de suerte que dicho implante queda completamente inmovilizado en translación con respecto a las vértebras y no puede deslizarse con respecto a ellas.

Según un modo particular de ejecución, dichos medios de anclaje están constituidos por una pieza de anclaje, que presenta dos extremos y por el hecho de que dicha segunda parte presenta una escotadura o cavidad, que desemboca en dichos segundos borde inferior y superior de manera que dicha pieza de anclaje, insertada en dicha escotadura o cavidad, atraviesa dicha segunda parte de parte a parte, desembocando el primer extremo en dicho segundo borde superior y desembocando el segundo extremo en dicho segundo borde inferior de dicha segunda parte.

De este modo, la pieza de anclaje es susceptible de ser introducida en la segunda parte, en el momento de

su inserción entre las vértebras, si es absolutamente necesaria. Además, al estar realizados los medios de anclaje a base de una sola pieza, aumenta su rigidez y no se deforman en el momento de la inserción.

Ventajosamente, dicha pieza de anclaje es prácticamente de forma trapezoidal, siendo definidos sus dos extremos por los dos lados no consecutivos y no paralelos entre sí. De forma preferencial, presenta un plano medio, y se inserta en dicha segunda parte de manera que dicho eje principal A de dicha segunda parte corte las dos bases del trapecio y que su plano medio sea prácticamente perpendicular al plano medio de dicha primera parte. Así, gracias a la escotadura o cavidad que es prácticamente de forma paralelepípedica rectángulo, las paredes de la pieza de anclaje coinciden con las paredes de la escotadura o cavidad.

Con preferencia, una de las bases del trapecio forma dos ángulos agudos con los otros dos lados no paralelos entre sí, y por el hecho de que dicha pieza de anclaje se inserta en dicha segunda parte de forma que la dirección de inserción de dicho implante se efectúa de la mayor base hacia la menor base del trapecio. De este modo, la pieza de anclaje presenta un punto saliente en cada extremo, definido por el ángulo agudo, susceptible de incrustarse más profundamente en el cuerpo vertebral y de ser más solidario todavía. Además, la pieza de anclaje forma una porción de flecha, cuando está encastrada entre las vértebras, cuando el implante se hunde de la mayor base del trapecio hacia la menor. De este modo, el desplazamiento de dicha pieza de anclaje en la dirección opuesta se vuelve imposible mediante la incrustación de los puntos salientes en las placas vertebrales. De forma preferencial, la pieza de anclaje está realizada a base de aleación de titanio y así su rigidez permite un mejor anclaje.

Otras particularidades y ventajas de la invención se pondrán de manifiesto con la lectura de la siguiente descripción de modos de realización particulares de la invención, dados a título indicativo, pero no limitativo, en referencia a los dibujos anexos, en los cuales:

La figura 1 es una vista esquemática parcial lateral, que muestra la posición del implante intersomático, según la invención, entre dos vértebras contiguas;

La figura 2 es una vista esquemática en perspectiva, que muestra el implante intersomático según un primer modo de realización y parcialmente, la porción de herramienta de inserción aplicada contra el implante;

La figura 3 es una vista esquemática en perspectiva, que muestra el implante intersomático según otro modo de realización;

La figura 4 es una vista esquemática en perspectiva, que muestra el implante intersomático según otro modo más de realización;

La figura 5 es una vista esquemática en perspectiva, que muestra un detalle del implante intersomático representado en la figura 4;

La figura 6 es una vista esquemática frontal del implante intersomático ilustrado en la figura 4;

La figura 7 es una vista esquemática en corte o sección de una pinza de implante intersomático; y

La figura 8 es una vista esquemática desde arriba de la pinza para implante intersomático representada en la figura 7.

La figura 1 ilustra el implante intersomático insertado entre dos vértebras contiguas. Se referirá igualmente a la figura 2 para describir el implante confor-

me a un primer modo de realización de la invención y en el cual se inserta, de forma preferente, entre las vértebras lumbares.

El implante intersomático presenta una primera parte 10 vista de perfil en la figura 1. La vertiente anterior Ra del raquis hace frente a la pared delantera del cuerpo y la vertiente posterior Rp del raquis hace frente a la pared trasera del cuerpo.

El implante intersomático está destinado a inmovilizar unos injertos óseos entre dos vértebras de manera a sustituir el disco intervertebral. En la figura 1, el disco intervertebral DIV1 se representa intacto entre las vértebras V2 y V3.

El canal raquídeo, que se extiende a lo largo del raquis según el eje R, contiene la médula espinal y se comprende, en razón de la fragilidad de ésta última, que la inserción del implante entre dos vértebras se hace, con preferencia, según una vía de acceso anterior. Este es especialmente el caso en la mayoría de las intervenciones para las hernias discales cervicales.

En la figura 2, donde el implante intervertebral se representa de perfil, se halla la primera parte 10 de forma general anular y que define una cavidad o escotadura 11 dividida en dos por una segunda parte 16 de forma alargada según un eje A uniendo dicha segunda parte 16 dos porciones enfrente de la primera parte 10. El primer borde superior 12 de la primera parte 10 está prácticamente situado en un plano paralelo al plano definido por el primer borde inferior 14 de la primera parte 10. Cada uno de estos primeros bordes, 12, 14, cuando el implante se inserta entre las vértebras, está en contacto con la placa vertebral que le corresponda.

Las escotaduras o cavidades 11 se destinan a recibir los injertos óseos, que están en contacto en su parte superior con la placa vertebral inferior de la vértebra superior y en su parte inferior, con la placa vertebral superior de la vértebra inferior. Así, los injertos se contienen, y se inmovilizan entre las vértebras de manera que permite al injerto prender y solidarizar el conjunto. Estos injertos son generalmente unos injertos corticales tomados en la cresta iliaca anterior, cuyo espesor corresponde prácticamente al espacio intersomático. Es evidente que, cuando la unión ósea entre las vértebras es estable, los implantes intervertebrales permanecen y forman parte integrante de la unión.

A fin de que el implante sea tan estable como sea posible después de su inserción entre las vértebras, la segunda parte 16, que une los dos bordes opuestos de la primera parte 10, presenta unos segundos bordes inferior 18 y superior 20 de forma curvilínea, que sobresalen fuera de la primera parte 10. Esta geometría permite respetar la forma bicóncava del espacio intersomático y constituir unos puntos de apoyo suplementarios del implante contra las placas vertebrales en su parte central. Previamente a la inserción del implante provisto de sus injertos óseos, se extrae el disco intervertebral dañado de manera a permitir el hundimiento del implante. A continuación se hunde el implante en el espacio intervertebral según una dirección predefinida.

Esta dirección predeterminada depende del nivel vertebral al cual se realiza la intervención, y de la indicación terapéutica.

El implante intersomático tal como queda representado en la figura 2 se destina a ser insertado sobre la vertiente anterior del raquis. Presenta un orificio ciego 22 perforado en la pared de la primera parte

10 de forma anular y se prolonga en la segunda parte 16 según su eje principal A, el cual se confunde o coincide con el eje de simetría S de la primera parte 10. El extremo de la herramienta de inserción se introduce en el orificio ciego 22 y se apoya en dicha segunda parte 16 de refuerzo de manera a mantener y a guiar el implante en el momento de su hundimiento en el espacio intersomático.

En efecto, una característica de la invención reside en la inserción de la segunda parte 16 de forma alargada en la primera parte a fin de permitir a ésta última resistir las tensiones o esfuerzos, que se le aplican en el momento de la impactación. Para que la resistencia del implante, a la deformación sea óptima los impactos deben aplicarse según el eje A de la segunda parte 16. Ahora bien, el orificio ciego 22 mantiene la herramienta de impactación en una dirección constante con respecto al implante, según el eje A de dicha pieza. Por otra parte, el hecho de que el extremo de la herramienta de inserción sea parcialmente solidaria del implante permite controlar la trayectoria del implante entre los cuerpos vertebrales.

El bloqueo del implante entre las vértebras es función de las fuerzas de frotamiento o roce que se ejercen en la interfaz entre los bordes 12, 14, 18 y 20 de la primera parte 10 y de la segunda parte 16 y las placas vertebrales. A fin de aumentar estas fuerzas de rozamiento, los bordes 12, 14, 18 y 20 presentan unas acanaladuras, que forman unos puntos de anclaje en las placas vertebrales.

Según un modo particular de ejecución, las acanaladuras están inclinadas en el sentido opuesto a la dirección de inserción, de suerte que en el sentido de la inserción las fuerzas de frotamiento o roce del implante contra las vértebras son inferiores a las fuerzas de frotamiento, que aparecen en el sentido opuesto a su dirección de inserción.

La primera parte 10 de forma anular tal como queda representada en la figura 2 presenta un eje de simetría S, el cual se confunde o coincide con el eje de simetría longitudinal de la segunda parte 16, lo que permite una inserción perpendicular a la vertiente anterior del raquis. Por otro lado, la forma general de dicha primera parte 10 es prácticamente hemisférica de manera a corresponder prácticamente a la forma de las placas vertebrales. Así, la superficie de injerto definida por el implante es óptima.

Según otro modo particular de puesta en ejecución de la invención, ilustrado por la figura 3, la segunda parte 16 es oblicua con respecto al eje de simetría S de la primera, parte 10. Asimismo, el orificio ciego 22, que perfora el borde lateral de la primera parte 10 de forma anular, se prolonga en dicha segunda parte 16 según su eje A, oblicuo con respecto al eje de simetría S.

Esta configuración permite una inserción del implante según una dirección oblicua con respecto a la vertiente anterior del raquis, lo que puede ser necesario para ciertos espacios intervertebrales difícilmente accesibles.

Tal como queda representado en la figura 3 la segunda parte alargada de eje A y el eje de simetría S de la primera parte forman un ángulo prácticamente igual a 45°. Sin embargo, la segunda parte se puede disponer de manera a formar un ángulo comprendido entre 0 y 90° con dicho eje de simetría S.

Según un modo preferido de ejecución el implante se realiza a base de un material macromolecular, que

presenta unas propiedades de deformabilidad elástica próximas a las del hueso y más concretamente comprendidas entre las del hueso cortical y las del hueso esponjoso.

El módulo de elasticidad o módulo de Young es para el hueso esponjoso del orden de 0,1 GPa y para el hueso cortical del orden de 12 GPa. Por consiguiente, el material macromolecular se escoge entre los materiales sintéticos, que presentan un módulo de elasticidad comprendido entre 0,1 y 12 GPa.

De manera preferencial el material presenta un módulo de elasticidad comprendido entre 1 y 6 GPa de forma a constituir un buen compromiso por el cual, cuando se inserta entre dos vértebras, no causa ninguna discontinuidad en las propiedades mecánicas elásticas del conjunto formado por las vértebras y el implante.

Ventajosamente, el implante se moldea de una sola pieza a base de poliéter-éter-cetona. Este material presenta un módulo de elasticidad de 3,5 GPa.

El hecho de poder moldear el implante resulta económicamente ventajoso y permite producir jaulas intersomáticas a un coste inferior a los costes de producción de jaulas a base de aleación de titanio.

Según algún otro modo particular de realización, la superficie abierta del implante, que corresponde a la suma de las superficies definidas por la intersección de un plano medio del implante y de dichos dos alojamientos, dividida por la superficie total definida por la intersección del plano medio con los contornos de dicha primera parte corresponde a un ratio comprendido entre 0,75 y 0,95.

Ahora se describirá otro modo particular de realización de la invención, en referencia a las figuras 3, 4 y 5, en el cual el implante se inserta preferentemente entre las vértebras cervicales.

La figura 4 presenta un implante, que comporta una primera parte 10 y una segunda parte 16, que unen dos bordes opuestos de la primera parte 10. La segunda parte 16 presenta, de manera análoga a la segunda parte representada en la figura 2, un segundo borde inferior 18 y un segundo borde superior 20. En cambio, está provista de una pieza de anclaje 40, la cual está realizada preferentemente a base de aleación de titanio, de manera a ser biocompatible y extremadamente resistente. La pieza de anclaje 40 presenta un primer extremo 42, que desemboca en el segundo borde superior 20, y un segundo extremo 44, que desemboca en el segundo borde inferior 18.

Para hacer esto, la segunda parte 16 presenta una escotadura o cavidad 46 de forma general paralelepédica rectángulo, que desemboca en el segundo borde inferior 18 y en el segundo borde superior 20, y cuyas cuatro aristas formadas por las paredes internas de la cavidad o escotadura 46 son prácticamente perpendiculares al plano medio P de la primera parte 10. De este modo, la pieza de anclaje 40, cuyas dimensiones son ligeramente superiores a las de la cavidad o escotadura 46, es susceptible de atravesar con fuerza la cavidad o escotadura 46 de parte a parte. Así, se mantiene en posición fija con respecto a la segunda parte 16, mediante frotamiento o roce contra las paredes internas de la cavidad o escotadura 46, las cuales se separan prácticamente las unas de las otras.

Por supuesto, las dimensiones de la pieza de anclaje 40, entre los dos extremos 42 y 44, son superiores a las dimensiones de la cavidad o escotadura 46 de manera que los dos extremos 42 y 44 sobresalen

en cada uno de los segundos bordes 18, 20.

La figura 5 ilustra la pieza de anclaje 40 en perspectiva. Es de forma trapezoidal y presenta dos primeros bordes opuestos 48 y 50 paralelos entre sí, que forman las bases del trapecio, y dos segundos bordes opuestos 52 y 54, que toman un ángulo idéntico con el eje de simetría T de la pieza de anclaje 40. Así, la pieza de anclaje 40 presenta dos esquinas 56 y 58 idénticas con ángulo agudo susceptible de penetrar en la superficie de las placas vertebrales.

Además, los dos segundos bordes opuestos 52 y 54 tienen un perfil agudo, para penetrar de manera todavía más fácil en las placas vertebrales.

La pieza de anclaje 40 define un plano medio Pa, y se inserta en la cavidad o escotadura 46, como ilustra la figura 4, de manera que el plano medio Pa sea perpendicular al plano medio P de la primera parte 10. Además, se inserta de tal forma que la dirección F de introducción del implante en el espacio intervertebral corresponda a una dirección, que va del primer borde 50 de mayor dimensión hacia su borde opuesto 48 de menor dimensión. Se comprende que esta disposición evita que la pieza de anclaje frene la introducción del implante en el espacio intervertebral cuando los extremos 42 y 44 se apoyan contra las placas vertebrales de las dos vértebras. Se comprende igualmente que las dos esquinas 56 y 58 de la pieza de anclaje, que se incrustan en las placas vertebrales en el momento de la introducción del implante, constituyen unos medios de bloqueo importante de la pieza de anclaje 40 y, por consiguiente, del implante, especialmente en la dirección opuesta a la dirección de introducción. Así, el implante se mantiene de forma más eficaz entre las dos vértebras.

La figura 6 muestra el implante visto de frente, provisto de la pieza de anclaje 40, cuyo primer extremo 42 aparece por encima de la primera parte 10 y el segundo extremo 44 por debajo.

En el caso de este modo particular de realización, donde el implante se introduce generalmente entre unas vértebras cervicales, la primera parte 10 no es estrictamente simétrica con respecto a su plano medio P. En efecto, como ilustra la figura 6, el primer borde inferior 14 presenta unas porciones encorvadas 60 sobre las partes laterales de la primera parte 10, que hacen aparecer unos espacios libres 62 entre el plano tangente Ptg de la primera parte 10 y el primer borde inferior 14. Además, el primer borde superior de la primera parte, presenta una porción convexa 64, donde la segunda parte 16 se une a la primera parte 10.

Gracias a esta configuración, el implante intersomático coincide perfectamente con la geometría del espacio intervertebral, especialmente a nivel de las vértebras cervicales.

Habida cuenta de esta disimetría, el implante se debe introducir en un sentido predeterminado. Y para hacerlo, un orificio ciego principal 66 situado según el eje de simetría S es susceptible de recibir la herramienta y un agujero de orientación 68 permite orientar el implante en el sentido predeterminado.

Según otro objeto la invención se refiere a una pinza de implante intersomático destinada a insertar o a desinsertar dicha pieza de anclaje 40 en dicha cavidad 46. Se describirá la pinza en referencia a las figuras 7 y 8.

La pinza para implante comporta una primera mordaza o zapata 70 susceptible de recibir el implante

te, que está constituido por la primera parte 10, en la cual la segunda parte 16 une dos bordes opuestos, insertándose la pieza de anclaje 40 en esta segunda parte 16. La primera zapata o mordaza 70 presenta una cavidad o escotadura central 72 ilustrada en la figura 8, que permite el paso de la pieza de anclaje 40 cuando se fuerza, a través de la escotadura 46 de la segunda parte 16. La pinza comporta una segunda mordaza 74 destinada a apoyarse contra la pieza de anclaje 40, a fin de insertarla cuando las mordazas o zapatas 70 y

74 se aproximan la una a la otra. Para hacerlo, cada mordaza 70, 74 se prolonga por un mango, uniéndose los mangos al mismo tiempo de manera a poder pivotar el uno con respecto al otro.

Además, cuando la pieza de anclaje está preinstalada en la segunda parte 16, es fácil extraerla con fuerza, por medio de la pinza si la intervención no requiere la introducción de un implante equipado con una pieza de anclaje.

5

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

## REIVINDICACIONES

1. Implante intersomático apto para contener, al menos, un injerto óseo y para ser insertado dentro del espacio intervertebral según una dirección predeterminada, que comprende:

- una primera parte (10) de forma general anular, que rodea una escotadura o cavidad (11) y presenta un primer borde superior (12) y un primer borde inferior (14), y
- una segunda parte (16) de forma alargada según su eje principal (A), que presenta un segundo borde superior (20), y que une según dicha dirección predeterminada dos porciones opuestas enfrente de dicha primera parte (10), dividiendo dicha cavidad o escotadura (11) en dos alojamientos aptos para contener dicho injerto óseo, **caracterizado** por el hecho de que, al menos, una porción de dichos segundos bordes, inferior y superior sobresale fuera del espacio definido por dichos primeros bordes inferior (14) y superior (12) de dicha primera parte (10) y son de forma curvilínea y sus extremos juntan dichos primeros bordes inferior (14) y superior (12) de dicha primera parte (10) respectivamente, de tal manera que los segundos bordes respetan la forma bicóncava del espacio intersomático y constituyen unos puntos de apoyo suplementarios del implante contra las placas vertebrales en su parte central.

2. Implante intersomático según la reivindicación 1, **caracterizado** por el hecho de que dicha primera parte (10) y dicha segunda parte (16) se unen simultáneamente de manera a formar una única pieza.

3. Implante intersomático según una cualquiera de las reivindicaciones 1 y 2, **caracterizado** por el hecho de que dicha primera parte (10) está perforada lateralmente según dicho eje principal (A) de dicha segunda parte de manera a practicar un taladro ciego (22), que se prolonga en dicha segunda parte (16), siendo apto dicho taladro ciego (22) para recibir una herramienta de inserción.

4. Implante intersomático según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, **caracterizado** por el hecho de que dichos bordes inferiores y superiores (12, 14, 18, 20) de dichas primera y segunda partes presentan unas acanaladuras o estrías aptas para constituir unos puntos de anclaje en dichas vértebras.

5. Implante intersomático según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, **caracterizado** por el hecho de que dicha primera parte (10) de forma general anular presenta, al menos, un eje de simetría (S).

6. Implante intersomático según la reivindicación 5, **caracterizado** por el hecho de que dicha segunda parte (16) une dichas dos porciones opuestas de dicha primera parte (10) según dicho eje de simetría (S).

7. Implante intersomático según la reivindicación

5, **caracterizado** por el hecho de que dicha segunda parte (16) une dichas dos porciones opuestas de dicha primera parte (10) según una dirección, que forma un ángulo comprendido entre 0 y 90° con dicho eje de simetría (S).

8. Implante intersomático según una cualquiera de las reivindicaciones 5 a 7, **caracterizado** por el hecho de que dicha primera parte (10) presenta una forma general prácticamente hemicircular.

9. Implante intersomático según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 8, **caracterizado** por el hecho de que dicha primera parte (10) y dicha segunda parte (16) están moldeadas en una sola pieza a base de un material macromolecular.

10. Implante intersomático según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 9, **caracterizado** por el hecho de que dicha primera parte (10) y dicha segunda parte (16) son de poliéter-éter-cetona.

11. Implante intersomático según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 10, **caracterizado** por el hecho de que dicha segunda parte comprende, además, unos medios de anclaje, que desembocan en dicho segundo borde superior y en dicho segundo borde inferior respectivamente.

12. Implante intersomático según la reivindicación 11, **caracterizado** por el hecho de que dichos medios de anclaje están constituidos por una pieza de anclaje, que presenta dos extremos; y por el hecho de que dicha segunda parte presenta una escotadura o cavidad, que desemboca en dichos segundos bordes inferior y superior, de forma que dicha pieza de anclaje, insertada en dicha cavidad, atraviesa la segunda parte por completo, desembocando el primer extremo en dicho segundo borde superior y desembocando el segundo extremo en dicho segundo borde inferior de dicha segunda parte.

13. Implante intersomático según la reivindicación 12, **caracterizado** por el hecho de que dicha pieza de anclaje es prácticamente de forma trapezoidal, siendo definidos sus dos extremos por los dos lados no consecutivos y no paralelos entre sí.

14. Implante intersomático según la reivindicación 13, **caracterizado** por el hecho de que dicha pieza de anclaje presenta un plano medio, y por el hecho de que se inserta en dicha segunda parte de manera que dicho eje principal A de dicha segunda parte corte las dos bases del trapecio y que su plano medio sea prácticamente perpendicular al plano medio de dicha primera parte.

15. Implante intersomático según la reivindicación 13 ó 14, **caracterizado** por el hecho de que una de las bases del trapecio forma dos ángulos agudos con los otros dos lados no paralelos entre sí, y por el hecho de que dicha pieza de anclaje se inserta en dicha segunda parte de manera que la dirección de inserción de dicho implante se efectúa de la base mayor hacia la base menor del trapecio.

16. Implante según una cualquiera de las reivindicaciones 12 a 15, **caracterizado** por el hecho de que dicha pieza de anclaje está fabricada a base de aleación de titanio.

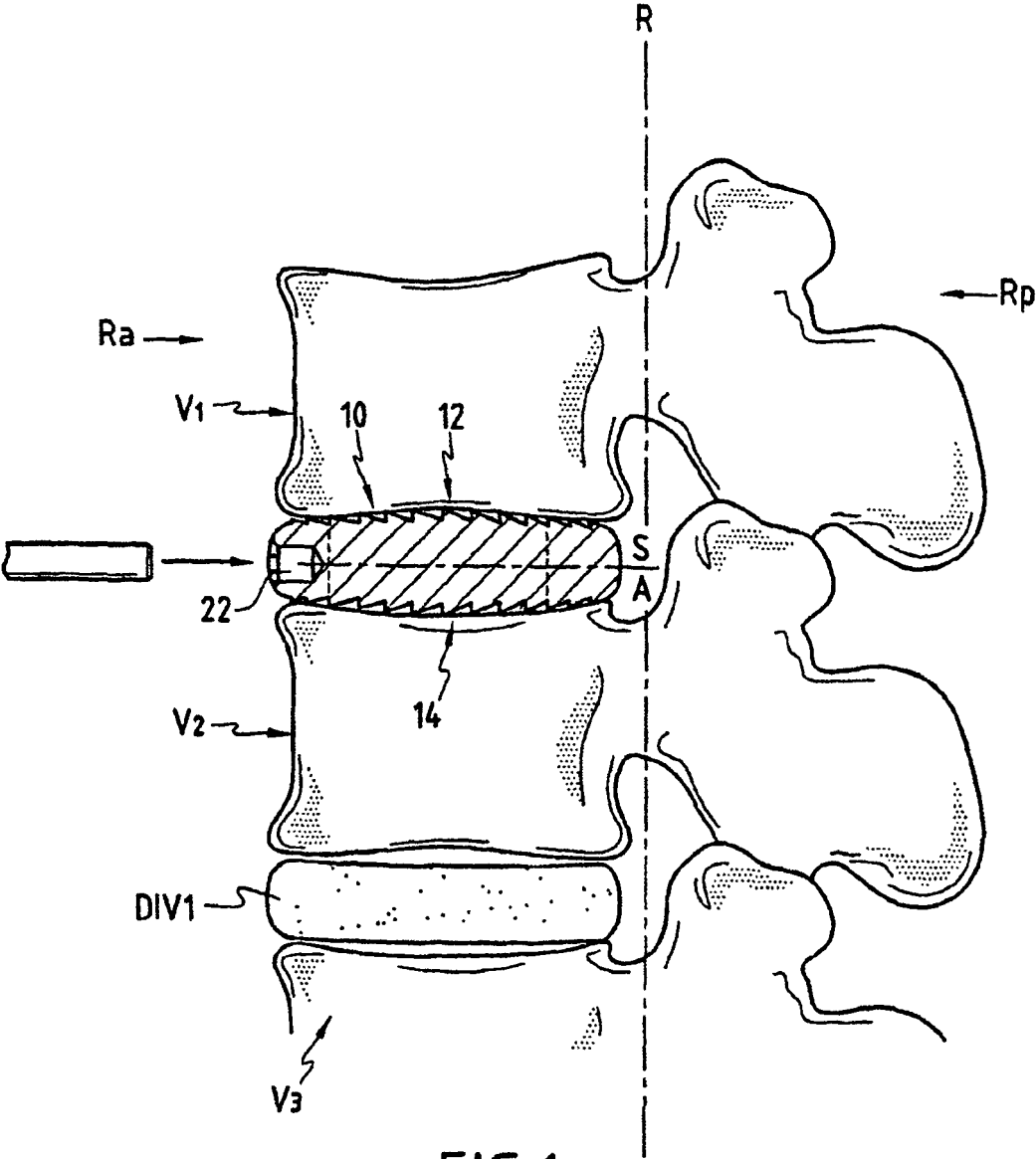


FIG.1

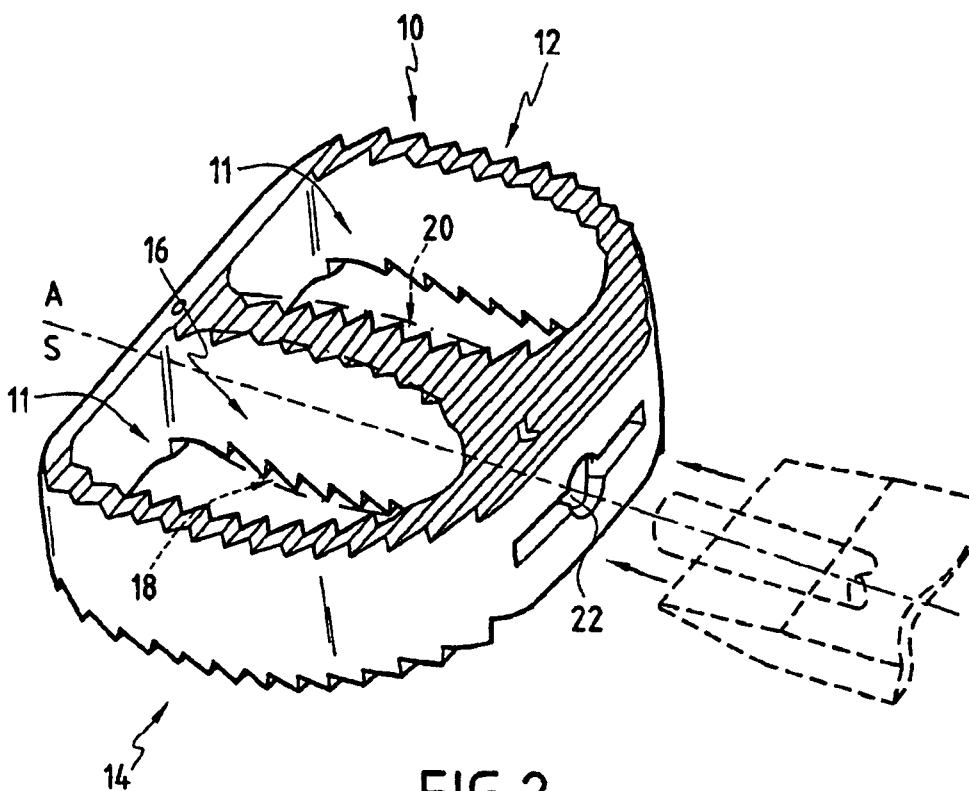


FIG. 2

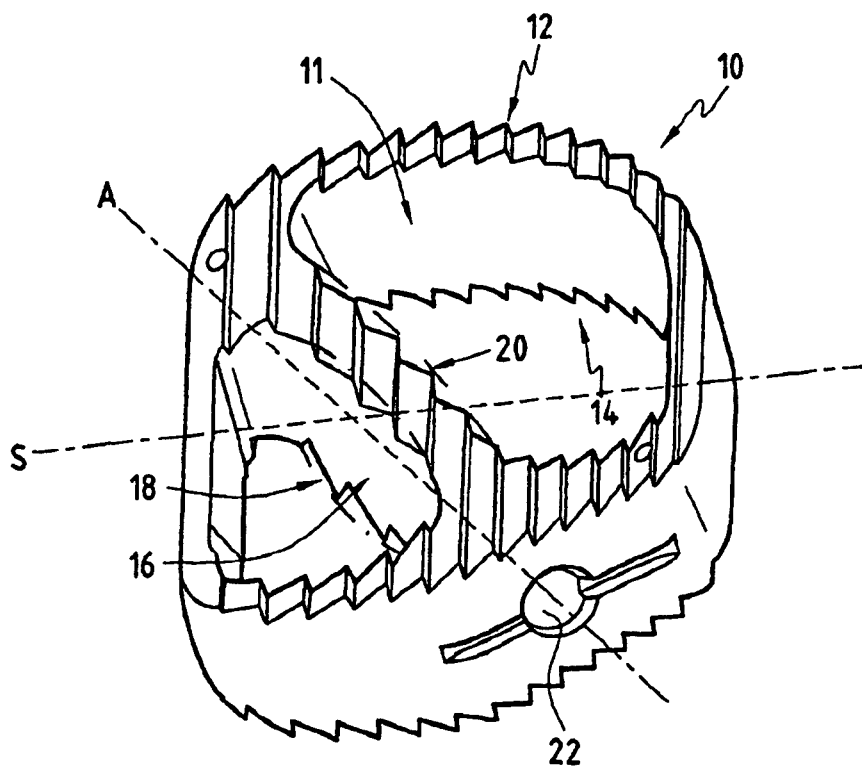


FIG. 3

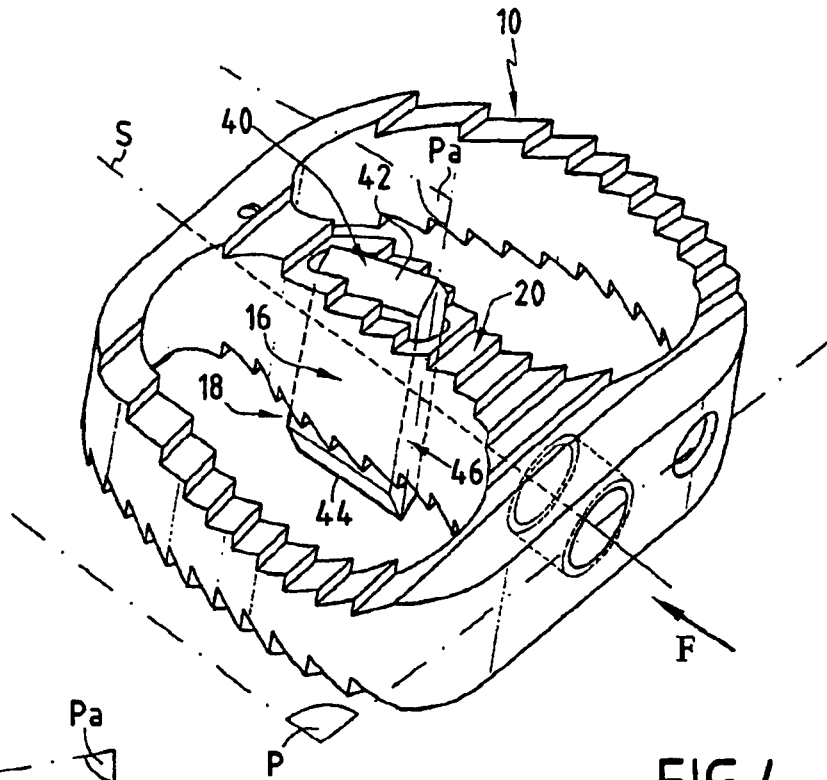


FIG. 4

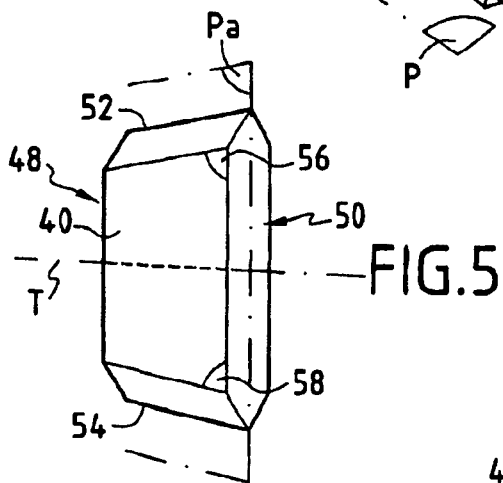


FIG. 5

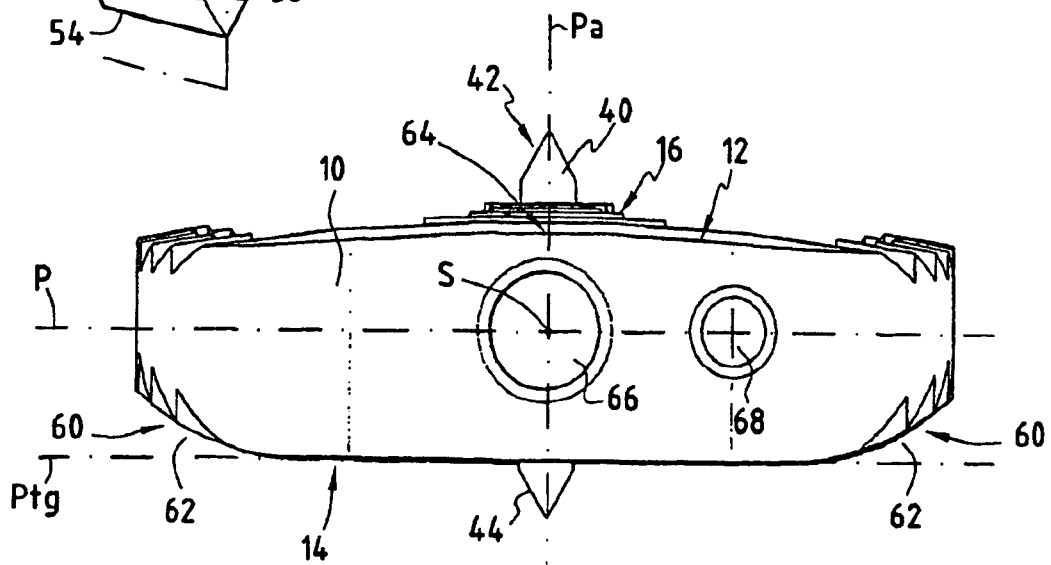


FIG. 6

