

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 685 418**

51 Int. Cl.:

A61L 27/04 (2006.01)

A61L 27/14 (2006.01)

A61F 2/30 (2006.01)

A61F 2/44 (2006.01)

A61F 2/48 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **05.10.2011 E 15001403 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **30.05.2018 EP 2942035**

54 Título: **Implante médico para espacio intervertebral**

30 Prioridad:

05.10.2010 DE 102010041959

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:

09.10.2018

73 Titular/es:

**ACES INGENIEURGESELLSCHAFT MBH (100.0%)
Ludwigstrasse 26
70794 Filderstadt, DE**

72 Inventor/es:

**TRAUTWEIN, FRANK;
HEUER, FRANK;
FRANKE, JÖRG;
KOTHE, RALPH;
LILJENQVIST, ULF;
MATGÈ, GUY y
PUTZIER, MICHAEL**

74 Agente/Representante:

ELZABURU, S.L.P

Observaciones :

Véase nota informativa (Remarks, Remarques o Bemerkungen) en el folleto original publicado por la Oficina Europea de Patentes

ES 2 685 418 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 médico para espacio intervertebral

La invención se refiere a un implante médico, el cual puede introducirse en el espacio intermedio entre dos vértebras para estabilizar la columna vertebral. El implante según la invención comprende una pluralidad de placas delgadas, debido a lo cual pueden realizarse propiedades ventajosas con respecto a la producción, el implante y la función en el cuerpo.

Estado de la técnica

En el caso de enfermedades de la columna vertebral es necesario a menudo estabilizar uno o varios segmentos. Para ello existe una pluralidad de implantes intervertebrales (llamados también "cages") los cuales tienen como objetivo una fusión de hueso de una sección de columna vertebral. El implante de estos cages puede conllevar múltiples complicaciones. Los implantes pueden por ejemplo hundirse en la placa de cubierta debido a una carga puntual o a una superficie de apoyo pequeña, puede no ocurrir la fusión de hueso deseada debido a una "transferencia de cargas", los implantes pueden desplazarse o la posición de los cuerpos de vértebra entre sí puede no ser corregida lo suficientemente. Se requiere además de ello normalmente un apoyo secundario (por ejemplo, a través de un sistema de varillas de tornillos pediculares), para estabilizar el segmento hasta tal punto que se evite de manera fiable una migración de estos implantes.

Del documento WO9501763A1 1993 se conoce un implante de columna vertebral, el cual consiste en un anillo similar a un cesto y que tiene una abertura central para el alojamiento de material óseo. En el documento (EP1800627A2 2005) se describió que un implante de columna vertebral puede consistir en dos o más anillos para la ampliación de las superficies de contacto para reducir de esta manera un hundimiento en las placas de cubierta de las vértebras. Del documento WO0234171A2 2000 se conocen tiras de polímero deformables, las cuales se introducen en el espacio intermedio entre los cuerpos de vértebra para ser alineados en la dirección de la carga.

En los documentos de solicitud US6767738B1 2004 y WO2008079953A2 2006 se propone respectivamente una disposición de dos o tres placas unidas de manera rígida, las cuales permiten mediante la separación de las placas un espacio para la introducción de hueso, material de sustitución de hueso o BMP. Las placas cumplen aquí con la función de un alojamiento para introducir el material de hueso mecánicamente inestable en el espacio intervertebral y de evitar una distribución no deseada en el espacio discal intervertebral o en el cuerpo. Debido a la función deseada y a la reducida cantidad de las placas no están previstas medidas practicables que determinan las separaciones de los espacios intermedios de una cantidad mayor de placas. Es desventajosa además de ello la obtención de hueso necesaria para rellenar el espacio intermedio, o la puesta a disposición e introducción de otros materiales de sustitución de hueso.

A través de los documentos WO0045747A1 1998; WO0040177A1 1999 se conocen disposiciones a capas consistentes en material óseo.

Del documento US 5,732,469 A se conoce un sistema de prótesis en el cual hay producidas al menos zonas parciales de la prótesis a partir de capas de material apiladas unas sobre otras y provistas de interrupciones, estando indicado el grosor de las capas de material con 150 micrómetros o menos y uniéndose las capas de material individuales en unión de material entre sí.

El documento US 2005/112397 A1 divulga un implante el cual está estructurado a partir de capas individuales interrumpidas como estructura de capas y en cuyo caso las capas individuales están unidas mecánica y/o físicamente, en particular en unión de materiales mediante soldadura blanda o fuerte.

Del documento US 5,108,432 A se desprenden una articulación de cadera artificial y una prótesis de tibia, las cuales pueden estar equipadas ambas con placas interrumpidas. Las placas están provistas en este caso de interrupciones y ranuras.

Del documento WO 2006/091097 A2) se conoce una estructura de capas a partir de capas individuales de un material poroso, en particular a partir de láminas metálicas, la cual ha de servir para el reemplazo de hueso humano o animal, estando las capas individuales dispuestas en paralelo entre sí y apiladas directamente unas sobre otras.

Las invenciones que se han mencionado anteriormente consisten en o permiten la introducción de hueso o material de sustitución de hueso en el espacio intervertebral, no permiten sin embargo ni la corrección de la posición de las vértebras (ángulo y desplazamiento) ni ofrecen soluciones para la distribución uniforme de la carga sobre las placas de cubierta de los cuerpos de vértebra. Debido a la altura no ajustable de los implantes se requieren durante el implante en parte altas fuerzas de impacto y una (sobre)expansión de las placas de extremo.

Del documento WO0044319A1 1999 se conoce un implante de columna vertebral expansible. Mediante un pequeño acceso al disco intervertebral pueden introducirse numerosos elementos plegados y disponerse mediante una compresión de tal manera que expandan las vértebras.

De los documentos DE 19816832 C1 y US 2010/010633 A1 se conocen implantes de columna vertebral, los cuales tienen al menos un eje con discos fijados a éste de manera excéntrica. Este eje puede girarse, de manera que los discos pueden disponerse hacia el exterior y el implante gana en altura de construcción. Una desventaja potencial de esta configuración se encuentra en la necesidad de una unión rígida entre el eje y los discos. Estos implantes de columna vertebral están limitados además de ello a la expansión, no pudiendo excluirse por completo un desplazamiento de las vértebras entre sí debido al eje giratorio y a la fricción resultante entre los discos y las placas de cubierta. La experiencia clínica muestra que debido a la sección transversal en gran medida cilíndrica una pluralidad de estos implantes se hunden en la placa de cubierta y éstos en parte son difíciles de revisar.

De los documentos US 2010/016968 A1 y WO2007/048012 A2 se conocen métodos e implantes con los cuales es posible llevar a cabo una recolocación de una vértebra desplazada. En este caso se desplazan una con respecto a otra dos mitades implantadas hasta que se alcanza la posición final. En este caso los principios se basan en dispositivos implantados de manera temporal, los cuales han de volver a retirarse tras la asistencia final.

En el documento US 2006/224241 A1 está prevista una instalación de implante de vértebra para disponer en un espacio espinal, en cuyo caso está prevista una expansión mediante un movimiento relativo entre al menos dos grupos de segmentos apilados axialmente, los cuales están dispuestos sobre una barra de puesta a disposición central. Cada segmento contiene una placa central, en la cual hay dispuestas de manera pivotante placas o estructuras de hoja, para posibilitar un pivotamiento desde una posición plegada, no expandida, a una posición abierta, expandida.

El documento US 6,200,347 B1 divulga un trasplante de unión de huesos, el cual está configurado para el implante en un paciente. El trasplante de unión de huesos comprende dos o más placas de contacto de hueso discretas, unidas, así como uno o varios conectores biocompatibles, los cuales están dispuestos entre las placas de contacto de hueso y forman junto con éstas el trasplante de unión de huesos. El trasplante de unión de huesos está configurado de tal manera que tras el implante no se desplaza, ni se expande, ni se gira.

Del documento DE 20314708 U1 se conoce un implante de columna vertebral para la superación del espacio intermedio entre las superficies de extremo de dos cuerpos de vértebra con altura variable. El implante de columna vertebral presenta varios elementos distanciadores dispuestos unos junto a otros, los cuales se extienden en una posición baja de manera oblicua con respecto a un plano horizontal, que está dispuesto esencialmente en paralelo con respecto a las superficies de extremo de los cuerpos de vértebra, y que en una posición elevada se encuentran erguidos con respecto a la posición baja y se extienden al menos casi en perpendicular con respecto al plano horizontal.

Además de las diferentes deficiencias que se han descrito con anterioridad, ninguno de los implantes que se conocen hasta el momento comprenden dentado o solo comprenden uno sencillo en las superficies de contacto de hueso para el aumento de la resistencia con respecto a la migración. La generación mecánica de geometrías de dientes definidas con un rebaje no se conoce debido a las formas de construcción y procedimientos de fabricación que se conocen hasta el momento. Al usarse hueso como material de implante, la reducida resistencia del material impide la configuración y el uso de este tipo de geometrías de diente.

Representación de la invención

Tarea técnica

La tarea de la presente invención consiste en la puesta a disposición de un implante para la estabilización de la columna vertebral a través del espacio intervertebral. Son tareas importantes del implante según la invención una distribución uniforme de la carga por una parte en la medida de lo posible grande de la superficie de contacto, así como el anclaje sencillo pero seguro en las superficies de contacto sin debilitar estas mecánicamente. En este caso puede llevarse a cabo una adaptación de altura y ángulo del implante en el lugar, así como la corrección de desplazamientos translacionales. De manera preferente se suprime de esta manera la necesidad del relleno del implante con hueso o materiales que reemplacen el hueso. El implante según la invención debería ser además de ello económico en la producción y facilitar el manejo intraoperatorio.

La tarea se soluciona para un implante médico para la colocación entre huesos, en particular entre cuerpos de vértebra, con las características de las reivindicaciones 1 y 14. De las reivindicaciones secundarias se desprenden configuraciones ventajosas de estos implantes médicos. Las placas pueden tener por el lado de hueso una estructura de filigrana, pudiendo posibilitarse mediante rebajes en la estructura del dentado un aumento adicional de la resistencia de anclaje en las placas de extremo. Mediante la introducción precisa de otros contornos o estructuras en y/o dentro de las placas pueden generarse diferentes funciones opcionales del implante y combinarse entre sí. Determinadas zonas de la placa pueden presentar por ejemplo un carácter elástico y adaptarse de esta manera al contorno de la placa de extremo o hacer frente a una "transferencia de carga". La rigidez puede ajustarse además de ello de tal manera que se corresponda con aquella del hueso y se envíe de esta manera un estímulo de expansión al tejido circundante. En unión, las placas pueden unirse con un actuador, cuyo mecanismo de ajuste, por ejemplo, puede realizarse con un eje excéntrico, un mecanismo mecánico, eléctrico o que se base en propiedades de

memoria de forma, de tal manera que pueden llevar a cabo movimientos relativos para expandir por ejemplo el compartimento de disco intervertebral o para recolocar dos vértebras relativamente entre sí.

5 Es el uso de placas de grosor delgado dispuestas en paralelo lo que permite la fabricación económica de las estructuras necesarias parcialmente complejas. Los contornos pueden producirse para ello de manera preferente mediante un procedimiento de grabado fotoquímico o mediante radiación rica en energía (por ejemplo, rayos láser, rayos de electrones) o cortarse de las placas mediante un chorro de agua. Los contornos pueden producirse además de ello completa o parcialmente mediante electroerosión o moldeo por inyección (de metal o de material plástico).

10 Es ventajosa en el implante según la invención la resistencia muy alta frente a migración y hundimiento en las placas de base y de cubierta posible debido a la estructura de dentado particular. Debido a ello resulta una estabilidad primaria muy alta, debido a lo cual resulta superflua una estabilización adicional a través de placas ventrales o sistemas de varias dorsales en una parte de los pacientes. Mediante la pluralidad de los canales o estructuras de rejilla que resultan y a un alojamiento elástico del dentado o al ajuste de la resistencia del implante a través de escotaduras adecuadas se produce además de ello un gran estímulo para la formación de hueso sin que el implante deba rellenarse con hueso o material de sustitución de hueso adicional. Mediante las diferentes posibilidades de
15 ajuste se logra por un lado una adaptación óptima a la anatomía del paciente, por otro lado se facilita el implante en realizaciones que pueden expandirse o ajustarse en ángulo tras la introducción. Otra variante presenta además de ello una posibilidad para la corrección sencilla de la orientación AP de los cuerpos de vértebra a través de una funcionalidad integrada en el implante.

Breve descripción de los dibujos

20 La Fig. 1 muestra la invención implantable para la fijación de una vértebra.

La Fig. 2 describe una variante de realización que no forma parte de la invención,

La Fig. 3 describe una variante de realización que no forma parte de la invención,

La Fig. 4 muestra una implementación que no forma parte de la invención, de elementos de anclaje para la distribución de carga uniforme de las placas,

25 La Fig. 5 ilustra la estructura de un implante expansible según la invención,

La Fig. 6 muestra una estructura de implante para una modificación del implante mostrado en la Fig. 5,

La fig. 7 describe la estructura de otra variante de configuración según la invención,

La Fig. 8 muestra un implante para el acceso posterolateral y la realización de un aumento de altura no uniforme por la anchura del implante,

30 Las Figs. 9 y 10 muestran dos procedimientos a modo de ejemplo de cómo puede implantarse la invención,

La Fig. 11 muestra cómo está estructurado un implante de columna vertebral según la invención, para recolocar una vértebra,

La Fig. 12 explica la puesta en práctica mecánica del movimiento de corrección mostrado del implante según la invención, mostrado en la Fig. 11,

35 La Fig. 13 ilustra los pasos de trabajo, los cuales han de tenerse en consideración durante el implante de la forma de realización mencionada anteriormente,

La Fig. 14 describe una forma de realización alternativa a la variante de realización mostrada en la Fig. 12.

La Fig. 15 muestra el proceso de implante para la variante representada en la figura 14.

40 Las soluciones técnicas se describen a continuación a menudo a modo de ejemplo. Esto ha de tomarse como medio para la explicación de la idea de base y no como limitación a la representación concreta. Las formas de realización que se describen aquí en detalle forman una base combinatoria de la invención, esto quiere decir que las formas de realización pueden realizarse de forma individual o en combinación entre sí.

45 El implante 2 según la invención, representado esquemáticamente en la figura 1, se introduce en el espacio intermedio de dos vértebras 1 para estabilizar la columna vertebral. En este caso resulta al menos una superficie de contacto entre el implante y las placas de cubierta 101 de las vértebras 1 adyacentes. El implante de columna vertebral 2 consiste en una pluralidad de placas, las cuales junto con sus espacios intermedios están unidas entre sí con la ayuda de al menos un elemento de unión. Las placas presentan un grosor de pared de 0,05 a 3 mm, en particular de entre 0,2 a 1,5 mm. La anchura de los espacios intermedios se orienta en el tamaño de la estructura de trabéculas del hueso y se encuentra de igual manera entre 0,05 y 3 mm, en particular entre 0,2 y 1,5 mm.

Las placas pueden producirse por ejemplo mediante moldeo por inyección a partir de metal (moldeo por inyección de metal), de material plástico o de otros materiales biocompatibles o biorreabsorbibles, o de una combinación de estos materiales. Otros procedimientos de fabricación particularmente adecuados para la producción de las placas son el recorte con la ayuda de rayos ricos en energía (rayo de electrones, LASER, chorro de agua) o la extracción mediante grabado a través de un procedimiento de grabado fotoquímico a partir de cintas de metal, chapas o placas (fotograbado). Los procedimientos de producción mencionados ofrecen una pluralidad de posibilidades de configuración de las placas y permiten la integración económica de funciones en el implante, las cuales no pueden realizarse mediante las formas de realización conocidas de una o dos partes, esencialmente monolíticas. De esta manera es posible por ejemplo de forma sencilla integrar en las placas estructuras, perfiles, guías, aberturas o dentados 212 con diferente profundidad, producir dentados con rebaje o disponer dientes correspondientemente desplazados con respecto a la siguiente placa. De esta manera la superficie de apoyo del hueso pueden permitir por ejemplo mediante una pluralidad de pequeñas ramificaciones 2121 una "micropenetración" de la placa de cubierta 101, pudiendo presentar las ramificaciones un rebaje y posibilitar debido a ello ya tras una corta fase de sanación un anclaje estable primariamente en el hueso aumentando claramente la rigidez de anclaje en particular en caso de carga por tracción. Mediante la estructura de placas y los procedimientos de fabricación posibles con ella pueden producirse poros, capilares o aberturas semipermeables, los cuales dan lugar a la generación de una presión osmótica en el interior del implante, y pudiendo aprovecharse ésta por su parte para la promoción metabólica y la diferenciación celular. Para configurar la superficie de las placas de manera osteoconductiva y/u osteoinductiva, las placas pueden estar revestidas de un material adecuado o estar producidas con una rugosidad definida. Además de ello, el material de todas o de placas individuales puede elegirse de tal manera que éstas sean reabsorbibles con el paso del tiempo. Para la reabsorción definida durante un largo periodo de tiempo se ofrece producir las placas con diferente grosor o a partir de materiales diferentes con diferente velocidad de absorción.

En una variante de realización 3 que no forma parte de la invención según la figura 3, las placas pueden estar configuradas de tal manera que puedan ser introducidas unas dentro de otras Fig. 3. Esto puede lograrse debido a que las placas 31 y/o 32 presentan aberturas de conexión 311 en forma de ranura, las cuales son compatibles entre sí y permiten una conexión en unión positiva. La separación de las ranuras 311 en la placa de conexión 32 define en este caso la división y con ello la separación del espacio intermedio 22.

En una otra forma de realización que tampoco forma parte de la invención, según la figura 4, se muestra a modo de ejemplo la configuración dinámica de las placas 41. De esta manera el implante es capaz de adaptarse al contorno de las placas de cubierta 101 y de permitir de esta manera una distribución de fuerza uniforme sobre la placa de cubierta, sin provocar un hundimiento de la placa de cubierta como consecuencia de concentraciones de fuerza y de tensión locales. Las placas 410 pueden estar configuradas en este caso de tal manera que cada estructura de gancho o de diente 412 que conforma la superficie de contacto de hueso está alojada de manera elástica por ejemplo mediante un recorte de contorno 413 en forma de meandro.

Se posibilita además de ello en la Fig. 4 420 alojamiento elástico de la superficie de contacto de hueso a través de más de un elemento de gancho 422, en cuanto que un recorte de contorno 423 tiene una configuración mayor. Una conexión de las placas 430 alojada de manera elástica puede usarse además de ello para lograr una elasticidad o reducción de la rigidez del conjunto del implante. Esto puede lograrse en cuanto que las aberturas de conexión 431 obtienen un recorte de contorno 433 adyacente, el cual permite una elasticidad en la zona de la superficie de transmisión de carga de la abertura de conexión o de ajuste 431.

La Fig. 4 muestra además de ello diferentes formas de recorte 411, 421, 431 para el alojamiento de elementos de conexión 42, 23, 5051, 5052, 5053, etc., dispuestos en gran medida en ángulo recto con respecto a las placas 41. Los elementos de conexión pueden estar configurados como tornillo, pasador, tubo o eje con sección transversal redonda, ovalada, rectangular o poligonal. Los elementos de conexión en forma de placa 32, 42 se adecuan para el ajuste preciso de una separación del espacio intermedio 22 entre las placas. La separación de las placas ha de elegirse en este caso preferentemente de tal manera que sea compatible con el tamaño de la estructura de las trabéculas de hueso, es decir, de aproximadamente 0,02 a 3 mm y en particular de entre 0,2 y 1,5 mm. Una posibilidad alternativa para el ajuste de la separación de espacio intermedio 22 consiste en el escalonamiento de la sección transversal del elemento de conexión 42, 5051, 5052, 5053, etc., a lo largo de su eje y de la abertura de conexión 421, 431 de las placas 41. En el caso de una gran cantidad de placas es ventajoso no obstante en particular el uso de discos 5020, Fig. 10, anillos o elementos similares con un grosor que se corresponde con la separación de espacio intermedio 22 deseado. Para ello se disponen los discos separadores 5020 de manera correspondiente entre las placas 41 sobre los elementos de conexión 23, 5051, 5052, 5053, etc. Finalmente un estampado desplazado espacialmente entre las placas 41 de las mismas, es adecuado para ajustar una separación 22 definida entre las placas.

El implante puede estar configurado de tal manera que el montaje de placas 21, elemento de conexión 23 o 32 y eventualmente discos o anillos separadores 5020 separados se produzca de manera específica en lo que al paciente se refiere durante la operación. Esto puede lograrse debido a que se introduce un instrumento en el compartimento de disco intervertebral, el cual tiene una zona ajustable o deformable, con el cual puede agarrarse o deformarse temporalmente el contorno de placa de cubierta. El instrumento vuelve a retirarse del compartimento de disco intervertebral y el implante de columna vertebral puede montarse durante la operación a partir de placas 21 individuales de diferente altura y anchura en correspondencia con el contorno de las placas de cubierta.

En la figura 5 se presenta una variante de realización según la invención, de un implante 5a con altura ajustable. Al introducirse el implante de columna vertebral 5a en el espacio intervertebral, el conjunto de placas, consistente en placas superiores 501 e inferiores 502, presenta en primer lugar una altura mínima, estando cubiertas las estructuras de dentado 5019 y 5028 mediante perfiles aplanados 5018 y 5029 y facilitando de esta manera la inserción del implante. Solo tras el ajuste en altura, en el cual se desplazan entre sí los conjuntos de placas 501 y 502, sobresalen las estructuras de dentado 5019 y 5028 a través de los perfiles aplanados 5018, 5029 hacia las placas de cubierta 101 y sirven allí para el anclaje. Las placas 501 y 502 están configuradas de tal manera que tienen diversas aberturas de conexión. En este caso se diferencia entre las aberturas para el alojamiento 5011, 5013, 5021 y 5023 y las aberturas para la introducción del movimiento relativo 5012 y 5022 de las placas. La orientación de las aberturas 5011-5013 es en este caso para lograr un movimiento relativo entre los conjuntos de placas 501 y 502 diferente de la orientación de las aberturas 5021-5023, en una forma de realización preferente está girada a razón de 90°. Las placas 501 y 502 se alojan en este ejemplo de realización a través de dos ejes 5051 y 5053. El movimiento relativo de las placas se produce a través de un actuador, el cual en este ejemplo está realizado a través de un eje excéntrico 5052 y un instrumento unido con éste para la transmisión de un movimiento de giro. Mediante el giro del eje excéntrico 5052 se mueve el recorte 5012 y con ello el conjunto de placas 501 de manera análoga a la posición del radio de manivela del eje excéntrico 5052. Una placa 5050 dispuesta en perpendicular con respecto al eje o un marco que rodea el implante mantiene en este caso los elementos de conexión 5051, 5053, el eje excéntrico 5052 e indirectamente a través de los alojamientos 5051, 5053 el conjunto de placas 502 inferior, en una posición constante. En las demás realizaciones el marco 5050 no se representa con mayor detalle para permitir una vista de la estructura interior.

Es desventajoso en la variante 5a representada en la Fig. 5 la tendencia al vuelco del conjunto de placas 501 superior por encima del eje excéntrico 5052. La forma de realización 5a puede por lo tanto mejorarse según la figura 6, en cuanto que se usan dos ejes excéntricos 5052, como es el caso en la variante 5b. Esto evita la tendencia al vuelco de los conjuntos de placas y posibilita el ajuste en altura separado. Mediante la configuración de los recortes 5012 que influye en el movimiento relativo o la posición y la longitud de la sección de la excentricidad en el eje excéntrico 5052 es posible ajustar solo partes del correspondiente conjunto de placas. De esta manera es posible por ejemplo variar en la altura de ajuste ambas zonas 52, solo la zona posterior o solo la anterior en caso del giro de los ejes excéntricos 5052, 5053.

Según la Fig. 6, están previstos para ello cuatro conjuntos de placas 501, 502, 503 y 504 diferentes, los cuales se diferencian en sus aberturas de conexión, por ejemplo, 5011, 5012, 5013 y 5014. La diferencia puede lograrse por ejemplo mediante una orientación alternativa de las aberturas de conexión o de sus dimensiones. Los ejes excéntricos se representan además de ello con correspondientemente dos secciones, las cuales presentan un radio de manivela diferente.

La configuración del ajuste en altura puede estar configurada además de ello de tal manera que las placas 501 y 502 sean idénticas en lo que se refiere a los recortes y el eje excéntrico 5052 tenga una pluralidad de excéntricas individuales con igual o diferente radio de manivela, como se representa en la forma de realización 5c según la figura 7. De esta manera es posible lograr a lo largo del eje de excéntrica 5052 diferentes movimientos relativos. Para la reducción de la tendencia al vuelco que se ha mencionado anteriormente con solo un eje de excéntrica pueden usarse además de ello principalmente elementos de conexión rectangulares 5051 y 5053.

En la Fig. 8 se representa una forma de realización 6d optimizada para el acceso posterolateral. El implante 6d que aquí se muestra puede tener un recorte o varios 64 para el alojamiento de material óseo. Para una mejor expansión del compartimiento de disco intervertebral, el ángulo de alineación anterior del implante puede adaptarse a las ranuras de guía 6012, 6022 anteriores de las placas 601, 602 desde medial hacia lateral. En este caso se modifica el ángulo de la ranura anterior 6021, 6022 en cada placa, por ejemplo desde lateral 6011 hacia medial 6019, de manera que el aumento en la altura presenta un perfil de extensión inclinada y está adaptado de esta manera de forma óptima a la geometría de las placas de cubierta.

Para el implante del implante 2 según la invención se muestran en las figuras 9 y 10 dos instrumentos de implante 7a y 7b a modo de ejemplo. Por un lado el instrumento 7a puede estar configurado de tal manera que consista en un vástago 71 con un extremo distal 72. Las placas de implante son rodeadas en unión positiva por el extremo distal 72, de manera que las placas con los elementos de gancho quedan protegidas mediante el instrumento frente a un doblado no intencionado durante la introducción, sin aumentar la altura del implante mediante el grosor de pared del instrumento. En la realización 7b se muestra un instrumento para un implante a introducir con otra orientación, el cual cumple con las mismas funciones preventivas de la realización 7a, aumentado no obstante la altura total ligeramente durante el implante. Mediante el vástago 71 puede unirse el implante con el instrumento por ejemplo mediante una barra roscada continua, de manera que el implante se sujeta de manera segura y eventualmente puede también ser extraído.

En relación con la figura 11 se describe la realización de un mecanismo de recolocación en forma de un implante de columna vertebral 8a. El implante de columna vertebral 8a consiste en al menos un conjunto de placas 801, 802, 803 y 804, en una sujeción 806, en diferentes elementos de conexión 8051, 8052, 8053 y 8054 y en al menos un eje excéntrico 8055. Los elementos de conexión 8051, 8052, 8053 y 8054 están unidos en los lugares de alojamiento 8065 con la sujeción 806. La sujeción 806 puede tener además de ello elementos 8062 adecuados para el anclaje

5 en la placa de cubierta. Los componentes están dispuestos de tal manera que en caso de rotación del eje excéntrico 8055 se produce un movimiento de elevación y de traslación combinado en el conjunto de placas, tal como se representa en la Fig. 13. De esta manera es posible por ejemplo que la rotación 891-895 del eje excéntrico 8055 produzca movimientos peristálticos entre las placas 801 y 802, que en suma dan lugar a un movimiento lineal o traslación 890 en la superficie de dentado del implante 8a. Esta transposición mecánica puede usarse para que sea relocalada una vértebra en posición incorrecta y con ello corregida en lo que se refiere a su posición AP. En la Fig. 13 se ilustra un proceso de relocalación de este tipo. Para ello se introduce 81 el implante 8a en el espacio intervertebral. El extremo con la sujeción se fija 82 en este caso a un canto de vértebra 102 anterior; aquí se muestra a modo de ejemplo con un tornillo de hueso 9. A continuación se traslada 83 con un instrumento 7 un movimiento de rotación al eje excéntrico 8055. Debido a la rotación del eje excéntrico 8055 el implante de columna vertebral lleva a cabo un movimiento de traslación 890 hacia la placa de cubierta de la vértebra inferior en dirección AP, debido a lo cual la vértebra puede posicionarse o corregirse en su posición 84.

15 Una realización modificada de un implante de columna vertebral 8b con mecanismo de relocalación se representa en la Fig. 14. El implante de columna vertebral 8b consiste en al menos un conjunto de placas 801, 802, 803 y 804, en una sujeción 806, en diferentes elementos de conexión 8051, 8052 y en al menos un husillo 8055. Los elementos de conexión 8051, 8052 están unidos en los puntos de alojamiento 8057 y 8058 con el husillo 8055. El husillo 8055 está unido con el marco 806 con una tuerca de husillo 8056. Las placas presentan además de ello estructuras en dirección hacia el hueso, las cuales favorecen 8019 y 8029 un anclaje de las placas de cubierta 101 en la dirección de relocalación. El husillo se desplaza con la ayuda de una tuerca de husillo 8056, debido a ello se transporta 85 una parte de conjunto de placas 801 y 803. Debido al desarrollo de las perforaciones y de las ranuras 8011 y 8021 para los ejes de alojamiento 8051 y 8052, el implante puede en primer lugar expandirse en la altura 87. Tras otro desplazamiento del husillo se produce una traslación 88, la cual se ocupa de una traslación y con ello de una relocalación 89, tal como se representa en la figura 15.

25 La fusión de dos vértebras es una de las intervenciones de la cirugía de la columna vertebral que se lleva a cabo más a menudo. La invención que se ha propuesto se refiere a un implante de columna vertebral, el cual está estructurado a partir de una pluralidad de placas dispuestas en paralelo. Mediante la introducción de contornos en las placas de manera precisa pueden producirse funciones ventajosas biomecánicamente y posibilidades de ajuste, las cuales de otra manera no son realizables o no son económicas. De esta manera el implante según la invención puede adaptarse mediante una elasticidad de los elementos de anclaje a las placas de cubierta de hueso, para ocuparse de esta manera de una distribución de fuerza uniforme y hacer frente de esta manera al riesgo de la compactación o del hundimiento de la placa de cubierta. Mediante la estructura de placas pueden usarse procedimientos de fabricación, los cuales permiten la producción de contornos similares a ganchos, rebajados, y de esta manera permiten un anclaje extraordinario en el hueso, sin dañar el mismo. Además de ello, las placas pueden unirse entre sí mediante un actuador de tal manera que éstas pueden ajustarse en la altura y/o en ángulo y permiten así un enderezamiento y ajuste fisiológico del compartimento de disco intervertebral. El enderezamiento puede ser diferente por la longitud del implante, de manera que se posibilita también un ajuste de ángulo del segmento. Si las placas se unen entre sí a través de un eje excéntrico, entonces puede usarse el movimiento de elevación y de traslación combinado ejercido sobre el conjunto de placas además de ello para la relocalación traslacional de dos vértebras.

40

REIVINDICACIONES

- 5 1. Implante médico (2; 5a; 5b; 5c; 6d; 8a; 8b) para la colocación entre huesos, en particular entre cuerpos de vértebra, comprendiendo el implante una pluralidad de placas delgadas (501, 502) dispuestas en su mayor medida en paralelo, las cuales están unidas entre sí a través de elementos de conexión (23, 5051, 5052, 5053), y habiendo asignado a las placas un actuador (5052), con el cual puede ajustarse una posición de las placas, caracterizado por que el actuador (5000) comprende al menos un eje excéntrico (5051, 5052, 5053) y estando definido el eje excéntrico por una o por varias espigas excéntricas con radios de manivela iguales o diferentes, para posibilitar un ajuste en altura para el implante.
- 10 2. Implante médico según la reivindicación 1, caracterizado por que una separación (22) entre las placas (21) está definida por anillos (5020) o discos, los cuales se encuentran sobre los elementos de conexión (23, 5051, 5052, 5053).
3. Implante médico según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que la separación de las placas (21) está definida por estampaciones o moldeados desplazados.
- 15 4. Implante médico según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que el elemento de conexión (32) está configurado en forma de una tira o placa, teniendo el elemento de conexión (32) ranuras (311) y definiendo la separación de las ranuras (311) la separación (22) de las placas (31).
5. Implante médico según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que las placas (21, 31) tienen escotaduras (413), nervaduras (423) o muescas (433), las cuales son adecuadas para reducir la rigidez del implante.
- 20 6. Implante médico según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que las placas (21, 31) comprenden en lados frontales orientados hacia una superficie de cubierta (101), un dentado (212, 412, 422, 432), cuyo contorno está configurado de tal manera, que resulta un rebaje.
- 25 7. Implante médico según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que las placas (21, 31) comprenden un dentado (212, 412, 422, 432) en lados frontales orientados hacia una superficie de cubierta (101), cuyos dientes están alojados de forma individual o por segmentos a través de escotaduras (413, 423, 433) adecuadas en las placas (21, 31) de manera elástica o flexible.
8. Implante médico según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que las escotaduras (213) son semipermeables o comprenden una pluralidad de perforaciones o poros, que debido a su diámetro son adecuados para la diferenciación celular o para la generación de una presión osmótica.
- 30 9. Implante médico según una de las reivindicaciones 1 a 8, caracterizado por que el actuador (5000) comprende un husillo roscado (5054, 5055, 6053), una barra dentada o un mecanismo de retención o de aprisionamiento.
10. Implante médico según una de las reivindicaciones 1 a 8, caracterizado por que el actuador (5000) comprende un accionamiento de ajuste eléctrico, electromagnético o piezoeléctrico.
- 35 11. Implante médico según una de las reivindicaciones 1 a 10, caracterizado por que el actuador (5000) comprende elementos de conexión en forma de pernos, pasadores, ejes, tornillos, bloques deslizantes o cuñas, que pueden desplazarse dentro de escotaduras (5011, 5012, 5013) o ranuras de guía (6011, 6012, 6021, 6022) en las placas (501, 502).
- 40 12. Implante médico según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que las placas (21, 32, 501, 502) están unidas a través de elementos de conexión o de una unión de materiales o positiva con al menos un alojamiento (5050), y estado provisto el alojamiento (5050) de al menos una escotadura (571), la cual es adecuada para el alojamiento de un anclaje de hueso.
- 45 13. Implante médico según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que el contorno de las escotaduras de placa (5011-5014) y la disposición de las levas excéntricas de un eje excéntrico (8055) coinciden de tal manera entre sí, que un movimiento de giro del eje excéntrico (8055) da como resultado un movimiento de elevación y de traslación (890) de las placas (801-804), y en concreto de tal manera que en aquellas con el mismo movimiento de dirección de giro, el movimiento de traslación (890) de las correspondientes placas que se extienden está dirigido siempre en la misma dirección.
- 50 14. Implante médico consistente en al menos dos, respectivamente en una pluralidad de compuestos de placas (803, 804) formados por placas delgadas, dispuestas en su mayor medida en paralelo, con escotaduras (8011, 8021), un mecanismo de actuador (8055, 8056) y elementos de conexión (8051, 8052), caracterizado por que hay configurados contornos de las escotaduras (8011, 8021) de tal manera que en caso de un desplazamiento de los elementos de conexión (8051, 8052) configurados como ejes, conectados con el mecanismo de actuador (8055, 8056), se expande un compuesto de placas (803) con respecto a un segundo compuesto de placas (804) para un ajuste en altura del implante.

15. Implante médico según la reivindicación 14, caracterizado por que el contorno de las escotaduras (8011, 8021) está configurado de tal manera que en caso de un desplazamiento de los elementos de conexión (8051, 8052) configurados como ejes, conectados con el mecanismo de actuador, se da lugar en el compuesto de placas (803) con respecto al segundo compuesto de capas (804) tras la expansión al continuar desplazándose los ejes, un movimiento de traslación que actúa en dirección AP, entre los compuestos de placas (803, 804).
- 5

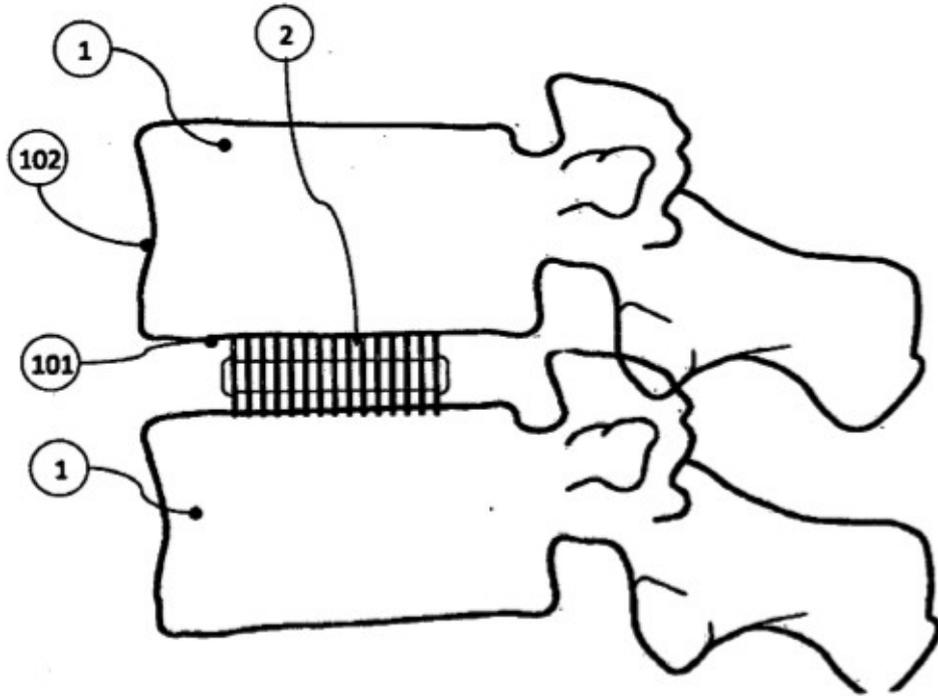


Fig. 1

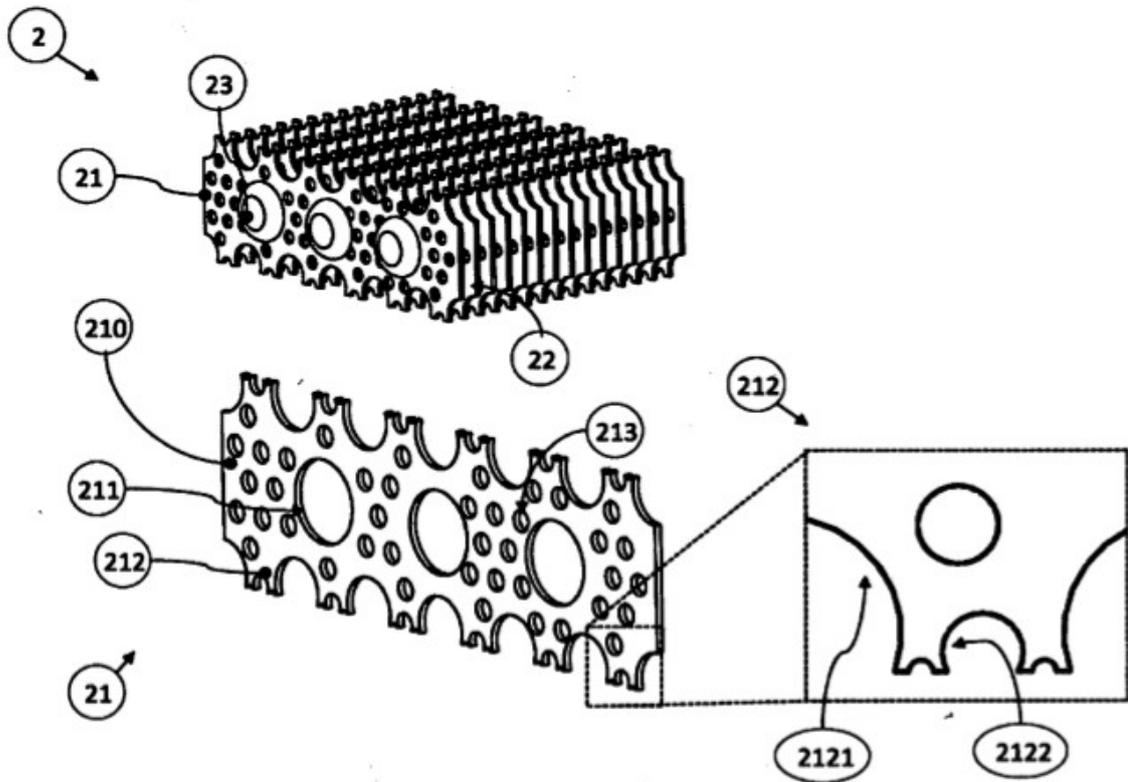


Fig. 2

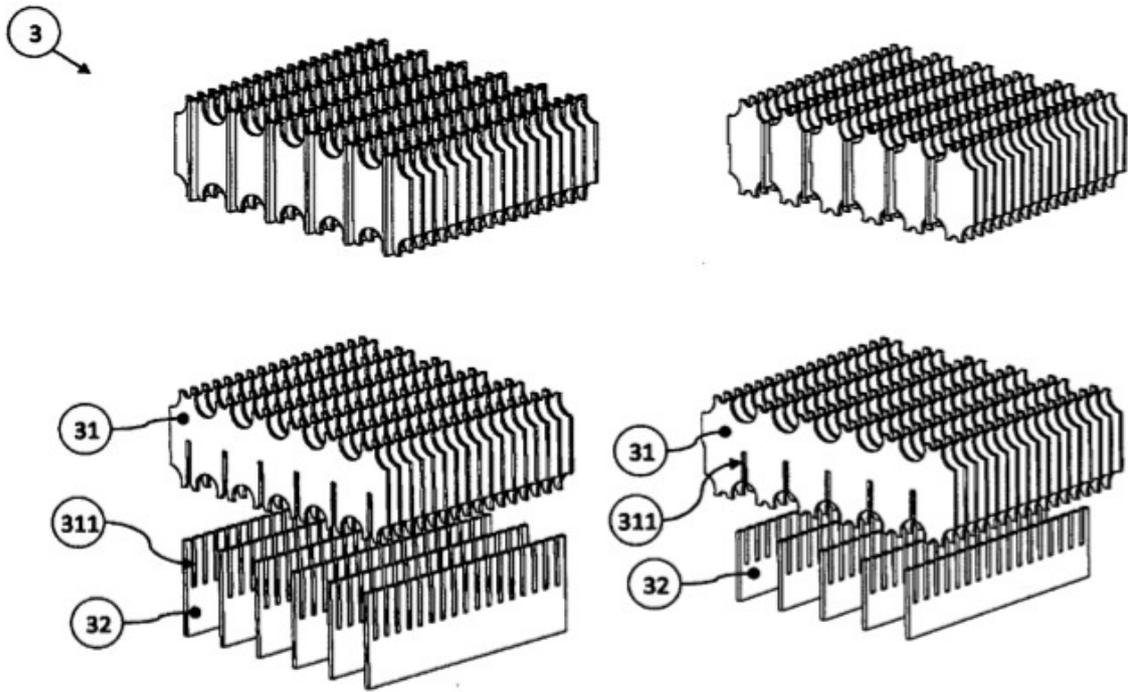


Fig. 3

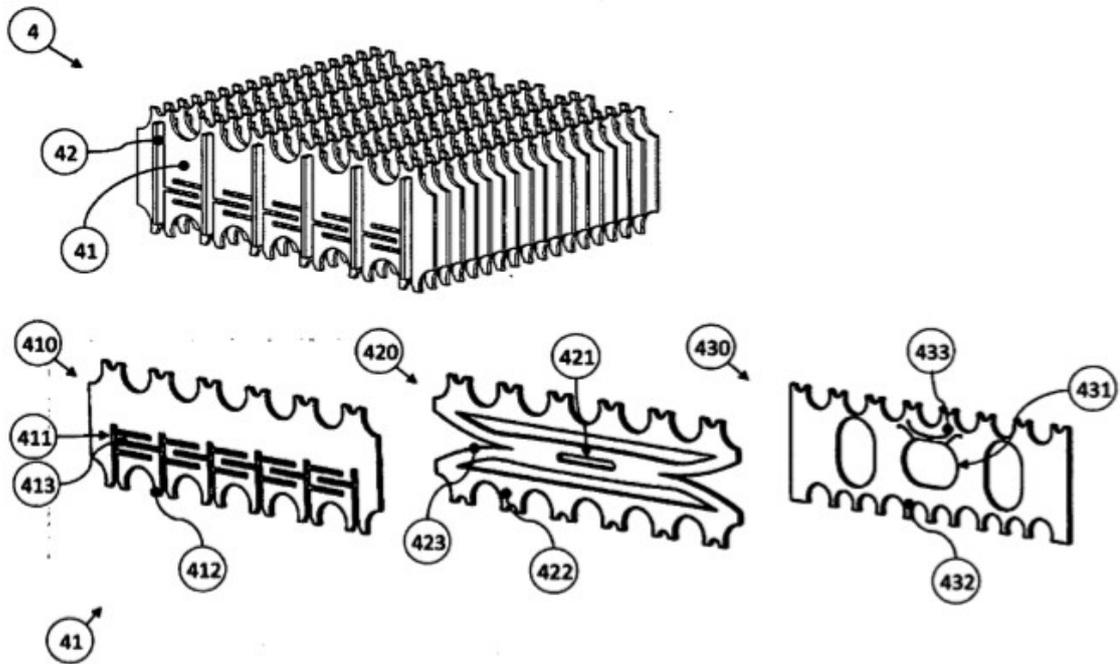


Fig. 4

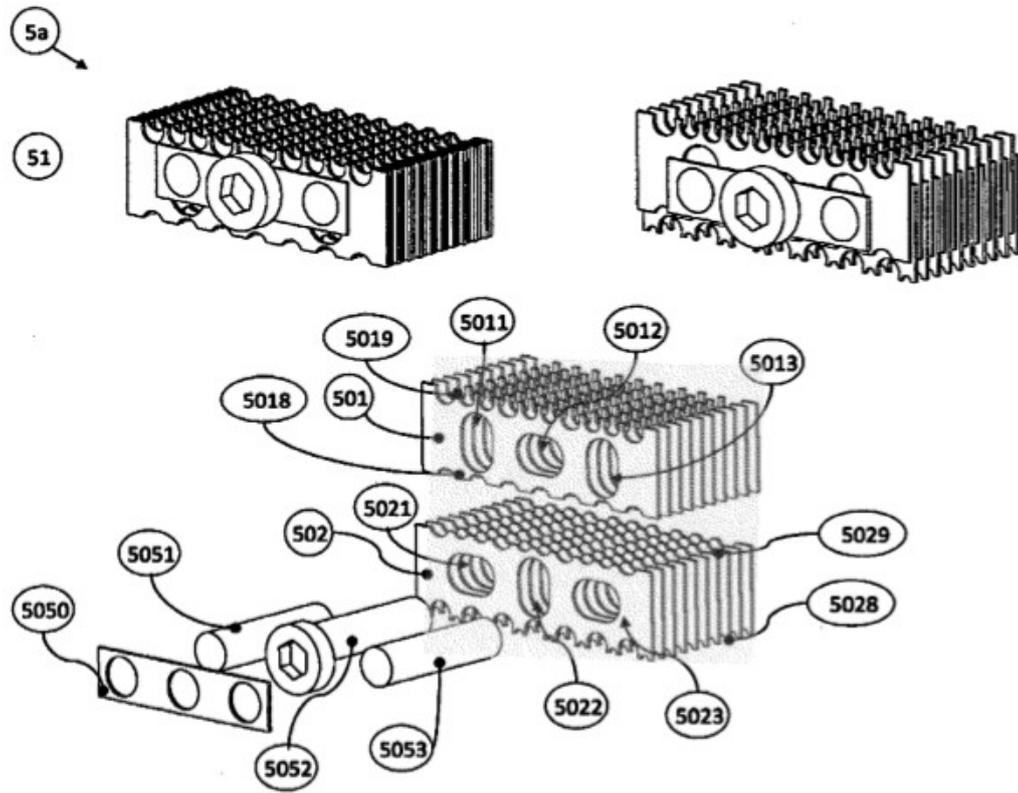


Fig. 5

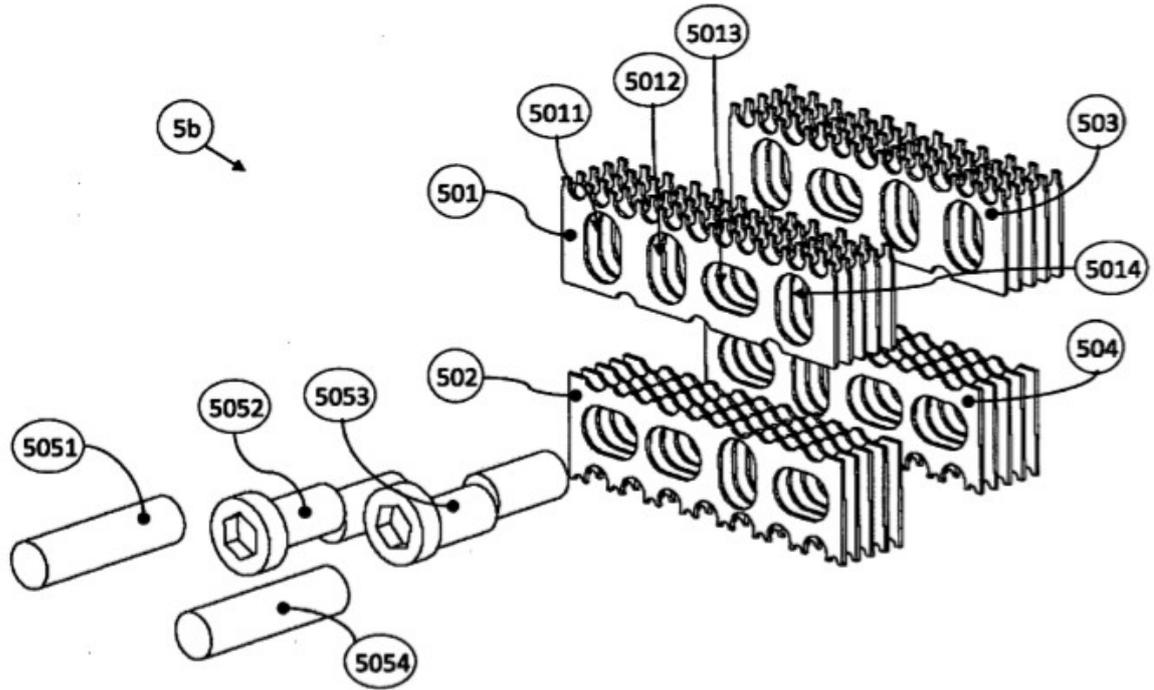


Fig. 6

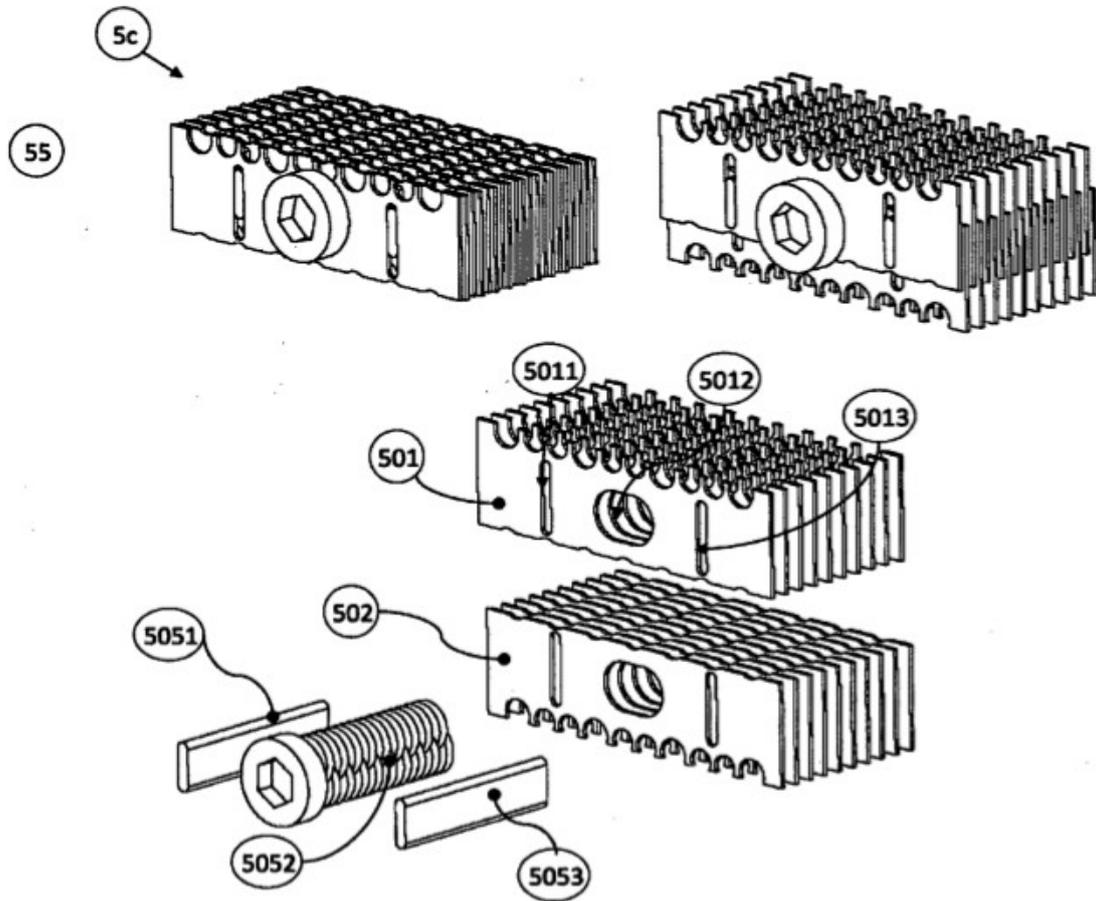


Fig. 7

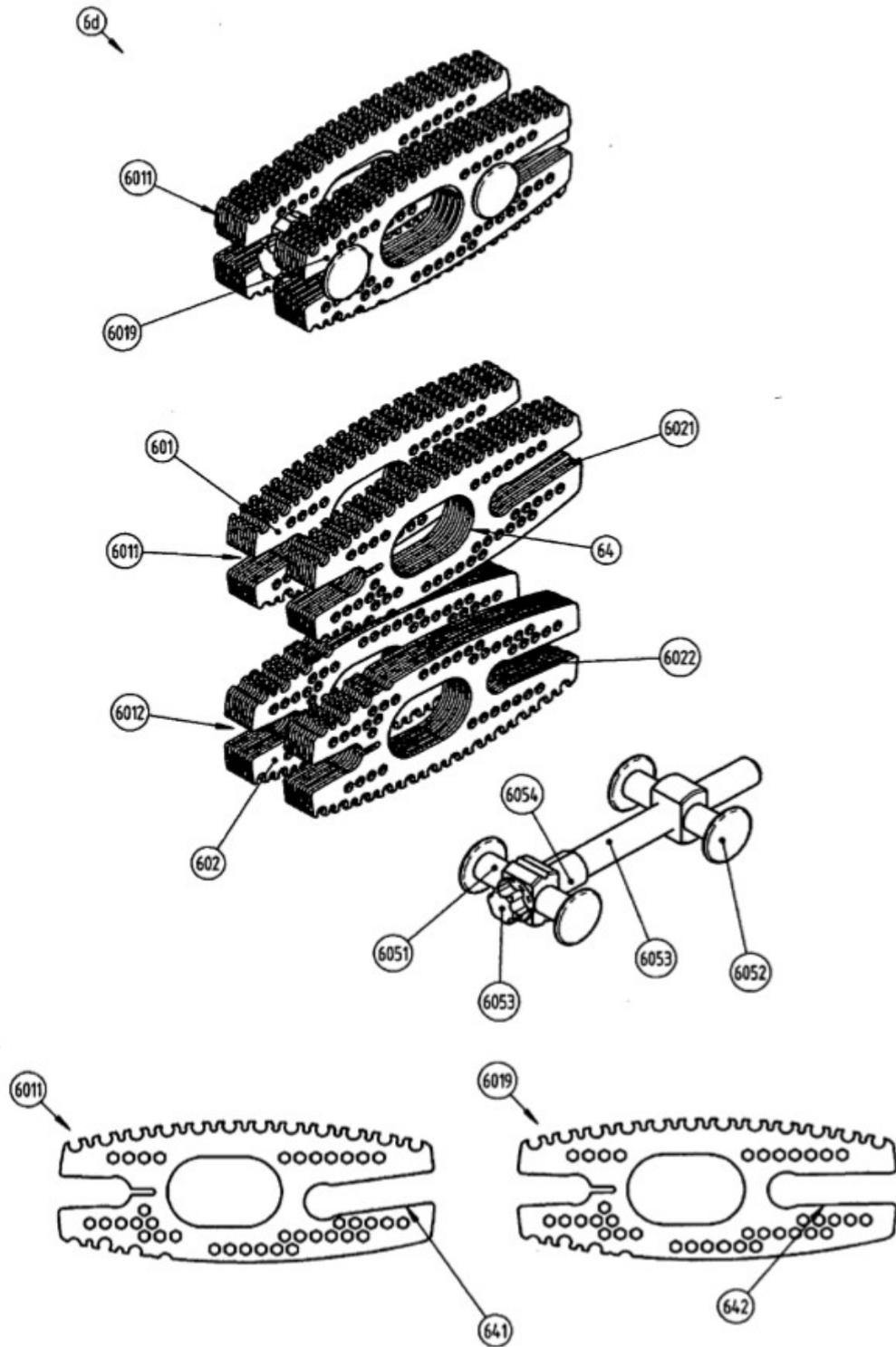


Fig. 8

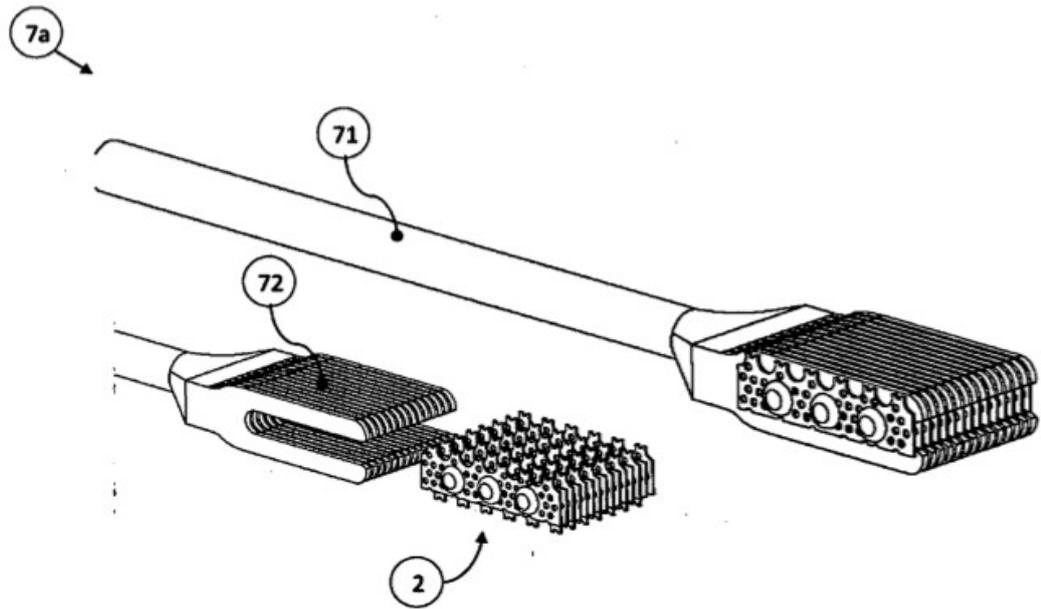


Fig. 9

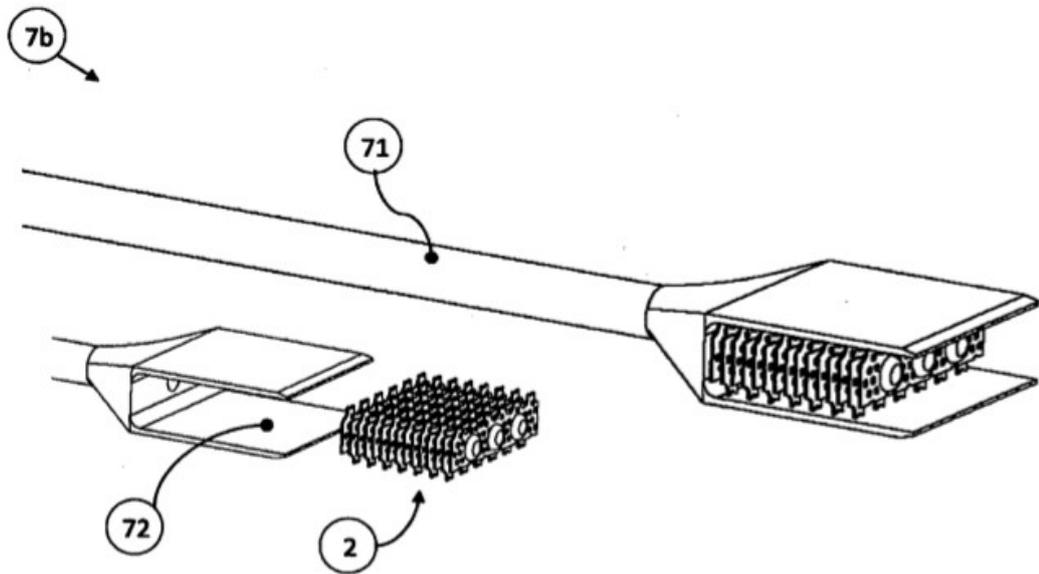


Fig. 10

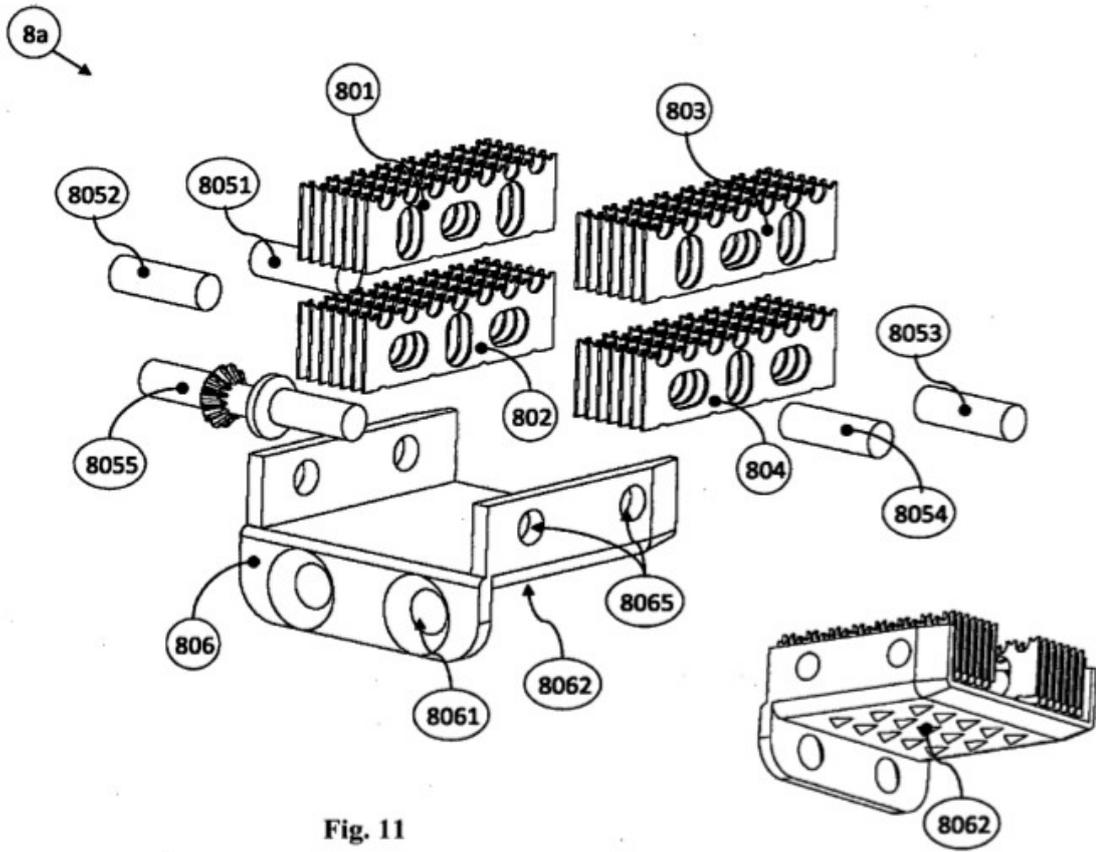


Fig. 11

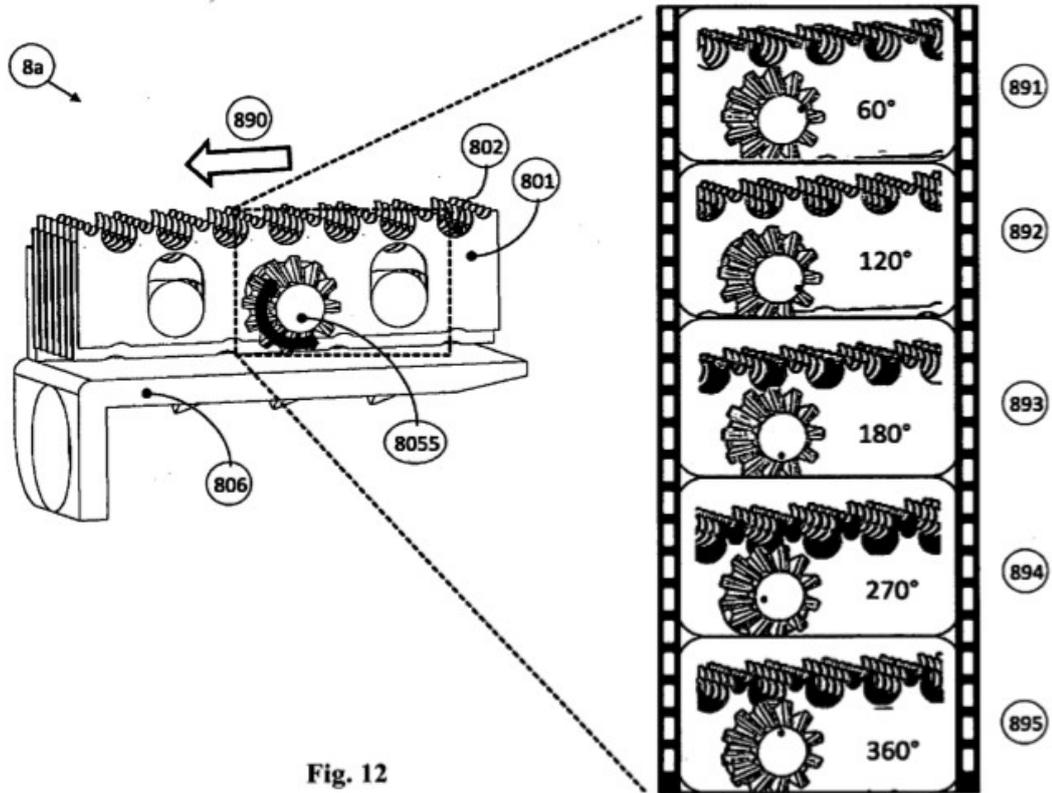


Fig. 12

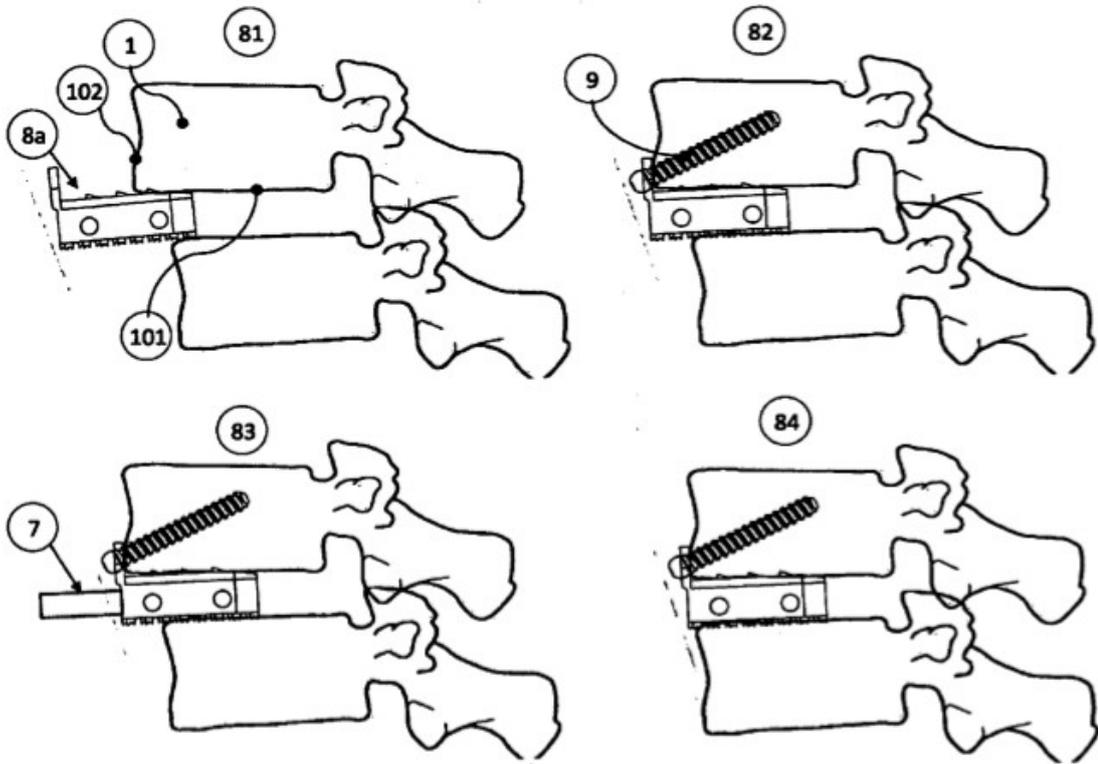


Fig. 13

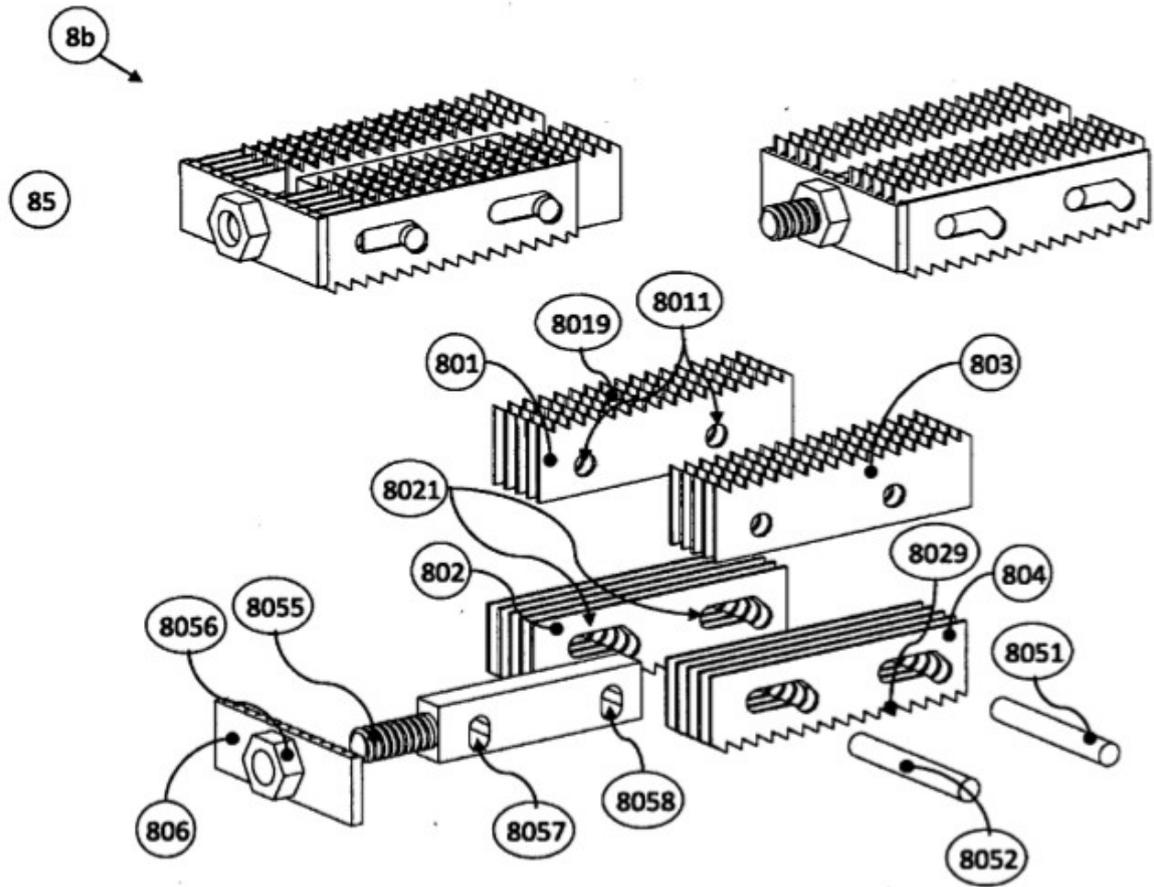


Fig. 14

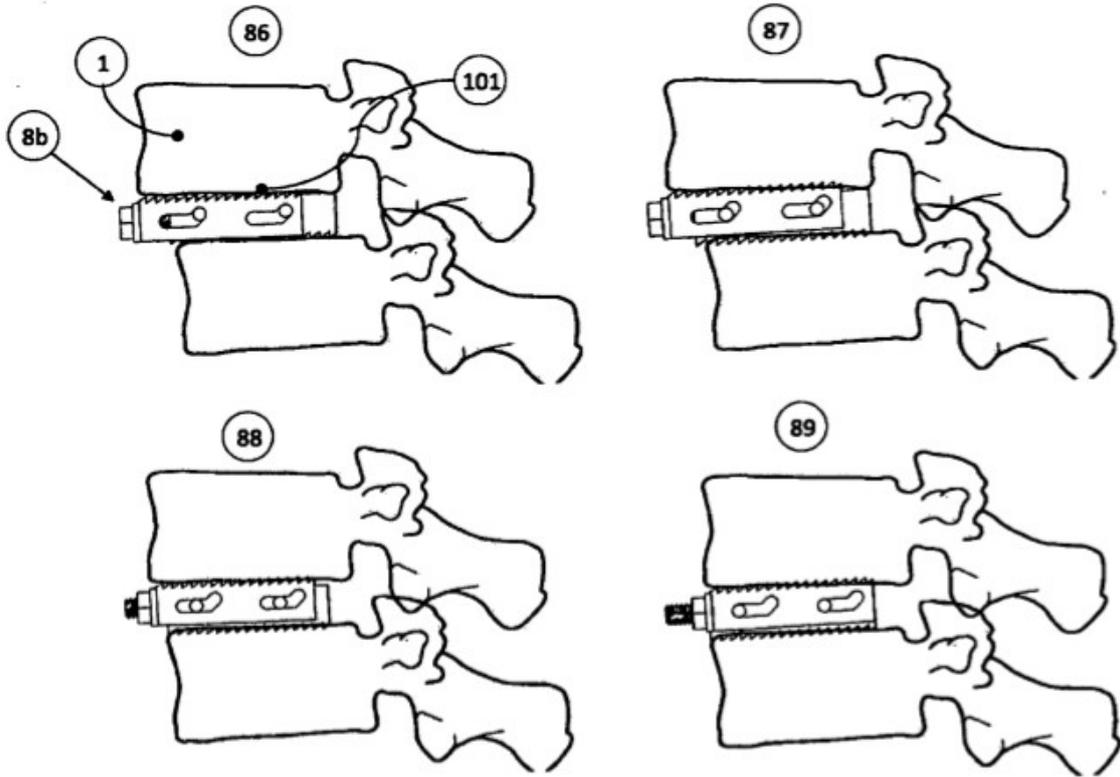


Fig. 15