



①9



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

①1 Número de publicación: **2 281 164**

⑤1 Int. Cl.:
A61F 2/30 (2006.01)

①2

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

⑧6 Número de solicitud europea: **99900043 .3**

⑧6 Fecha de presentación : **12.01.1999**

⑧7 Número de publicación de la solicitud: **1139924**

⑧7 Fecha de publicación de la solicitud: **10.10.2001**

⑤4 Título: **Estructura superficial para un implante intraóseo.**

④5 Fecha de publicación de la mención BOPI:
16.09.2007

④5 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
16.09.2007

⑦3 Titular/es: **Lipat Consulting AG.**
Steinengraben 22
4051 Basel, CH

⑦2 Inventor/es: **Joos, Ulrich**

⑦4 Agente: **Curell Suñol, Marcelino**

ES 2 281 164 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

Estructura superficial para un implante intraóseo.

5 **Campo de aplicación de la invención**

La presente invención se refiere a un implante que se ha de introducir funcionalmente en huesos, preferentemente en huesos humanos, y abarca, por ejemplo, los campos de la osteosíntesis, la protética -en la zona de la mano- la cirugía de pie, cadera y extremidades, y la implantología maxilofacial y dental. La invención se ocupa especialmente del diseño del implante y de su superficie para lograr una estabilidad primaria inmediata y una oseointegración rápida.

Estado de la técnica

A la estabilidad de un implante se le imponen dos requisitos:

- a) una resistencia postoperatoria lo más inmediata posible, es decir, la estabilidad primaria inmediata que se basa sólo en leyes mecánicas; y
- b) una estabilidad secundaria lo más rápida posible por medio de la oseointegración, que sigue leyes biológicas.

Se ha apreciado que, prescindiendo de la calidad de la implantación y de las condiciones locales en el entorno del alojamiento del implante, es de importancia decisiva el diseño del implante para su estabilidad primaria y una rosca de tornillo exterior proporciona los mejores resultados para una estabilidad inmediata. Por el contrario, la oseointegración depende decisivamente de la elección del material - aquí se utilizan de forma creciente titanio, así como aleaciones basadas en titanio y sustancias similares a la porcelana - y de la constitución de la superficie del implante.

En el documento GB-A-2 045 083 se recomienda una rugosidad superficial del orden de magnitud de $0,01\ \mu\text{m}$ a $0,3\ \mu\text{m}$. El documento EP-B-0 388 576 parte de una superficie de implante ideal con una macrorrugosidad de más de $10\ \mu\text{m}$, preferentemente más de $20\ \mu\text{m}$, a la que se superpone una microrrugosidad del orden de magnitud de $2\ \mu\text{m}$ y más fina. Para generar la macrorrugosidad se propone el tratamiento de la superficie del implante con un medio de chorro y, para generar la microrrugosidad, el ataque químico en ácido. Por el documento WO-A-97 28760 es conocido un valor de rugosidad R_a para tornillos de osteosíntesis de aproximadamente $\geq 10\ \mu\text{m}$ (altura máxima de pico a valle). Según SCHROEDER, A.; SUTTER, F.; BUSER D.; KREKELER, G.; (Orale Implantologie. Georg Thieme, Editorial Stuttgart, 2ª Edición 1994, páginas 48 y ss), se aplica un revestimiento de plasma con un espesor de capa de aproximadamente $20\text{-}40\ \mu\text{m}$ y una profundidad de rugosidad de aproximadamente $15\ \mu\text{m}$ sobre la superficie del implante para agrandar la superficie y fomentar la oseointegración. Todos los especialistas sostienen el criterio asentado de que las macrorrugosidades y las microrrugosidades, especialmente en combinación, favorecen el anclaje de los implantes intraóseos en los huesos.

Por el documento US-A-4.865.603 son conocidos implantes protéticos que presentan una superficie con una estructura. La estructura comprende unas cavidades primeras y segundas, estando las dimensiones de las segundas cavidades en el intervalo de 25% a 75% de las dimensiones de las primeras cavidades. Las dimensiones de las primeras cavidades, en particular la anchura, están comprendidas entre $200\ \mu\text{m}$ y $1.000\ \mu\text{m}$, preferentemente, entre $300\ \mu\text{m}$ y $700\ \mu\text{m}$, y, en consecuencia, las dimensiones de las segundas cavidades están comprendidas entre $50\ \mu\text{m}$ y $750\ \mu\text{m}$, preferentemente entre $75\ \mu\text{m}$ y $525\ \mu\text{m}$. La profundidad tanto de las primeras cavidades como también de las segundas cavidades está básicamente en el dominio de la dimensión, en particular de la anchura, de las respectivas cavidades. Las segundas cavidades pueden estar configuradas en forma de acanaladuras o de rombos.

Las medidas anteriores han aportado ciertamente progresos para los anclajes primarios y secundarios de implantes intraóseos en el alojamiento de implante óseos, pero son deseables mejoras adicionales a fin de que se eleve la cuota de éxitos de los implantes, se acorte todo el procedimiento quirúrgico y, por tanto, se exija menos del paciente atendido y pueda obtenerse más rápidamente una forma de vida al menos casi habitual.

55 **Objetivo de la invención**

A la vista del objetivo anteriormente establecido, la invención se basa en el problema de crear una estructura superficial para implantes intraóseos que provoque una alta estabilidad primaria en la fase inmediatamente postoperatoria y favorezca una oseointegración biológica rápida lo más intensa posible del implante instalado.

60 **Sumario de la invención**

Las características esenciales de la invención pueden resumirse como sigue: El implante intraóseo destinado a instalarse en un hueso está provisto de una rugosidad específica en la superficie, presentando la superficie del implante una pluralidad de cavidades con una profundidad medida verticalmente de $20\ \mu\text{m}$ a $60\ \mu\text{m}$, entre las cuales están situadas unas superficies de meseta. En la base de las cavidades están situadas unas superficies de fondo y, desde éstas, se extienden unas superficies laterales hasta las superficies de meseta. Las superficies de fondo y las superficies de meseta presentan una extensión horizontal de, respectivamente, $10\ \mu\text{m}$ a $20\ \mu\text{m}$. Las cavidades y las superficies de

meseta son lisas, es decir, no presentan ninguna rugosidad superficial que esté por debajo de la dimensión celular de las células osteogénicas, es decir, por debajo de $10\ \mu\text{m}$.

Las superficies laterales de las cavidades adoptan preferentemente un ángulo de inclinación medido con respecto a la horizontal, de un máximo de aproximadamente 30° . El implante presenta preferentemente una parte de cuello superior y, por debajo de esta parte de cuello superior, una rosca autorroscante. La parte de cuello del implante puede estar provista de un revestimiento similar a la porcelana. La energía superficial, el denominado potencial zeta, y la tensión superficial del implante se mantienen preferentemente lo más pequeños posible. Como material para el implante se utilizan preferentemente titanio, aleaciones a base de titanio o sustancias similares a la porcelana. Las cavidades están configuradas preferentemente como ranuras trapezoidales que discurren sistemáticamente paralelas unas a otras y que son generadas por vía mecánica.

Gracias a la invención, en la actualidad está disponible un implante que, con una sólida estabilidad primaria inmediatamente postoperatoria debido a una oseointegración favorecida -por la vía del crecimiento biológico del hueso y su soldadura con la superficie del implante-, se caracteriza porque presenta una capacidad de carga acelerada y elevada con respecto al anclaje temporalmente secundario.

Breve descripción del dibujo adjunto

La figura 1 muestra una representación en sección esquemática a través de la estructura superficial de un implante hénosla según la invención.

Descripción detallada de la invención

Para la evolución e integración temporal de la oseointegración es de influencia decisiva la constitución de la superficie de los materiales del implante utilizados, pues el implante encuentra su contacto con el alojamiento del mismo a través de la superficie del implante, la cual, por tanto, es decisiva también para el desarrollo de este contacto y su conservación. A la vista de la importancia de la superficie de implante para la integración ósea, se han propuesto diferentes estructuras superficiales para conseguir un máximo de contacto anclado entre el hueso que rodea el implante instalado y la superficie del implante. Extensas y múltiples investigaciones realizadas sobre el plano del tejido han llevado al conocimiento de que superficies del implante provistas de una rugosidad presentan un contacto con el hueso mucho mayor que el que se presenta en el caso de superficies lisas.

Por el contrario, hasta el momento apenas se ha estudiado la reacción de células osteogénicas a las diferentes microestructuras superficiales. En particular, las investigaciones anteriores sobre los nexos moleculares causales entre el comportamiento biológico de las células en relación con las diferentes estructuras superficiales son sólo muy modestas. Dado que, particularmente, los factores moleculares forman la base de la actividad celular y de la reacción del tejido, la invención se basa en investigaciones realizadas en esta dirección. En un alojamiento de implante óseo de nueva creación circulan proteínas e iones que deciden sobre las reacciones celulares de los primeros minutos y horas. La reacción celular posterior se ve influenciada además por la acción de la toxicidad del material implantado. La reacción permanente de las células del alojamiento a la existencia de un material implantado es una repuesta a la combinación del potencial de reacción molecular del material y su acción tóxica.

En series de ensayos se ha determinado una marcada diferencia en la reacción celular a superficies de material pulidas-lisas en comparación con superficies de material demasiado rugoso (chorreadas con corindón y recubiertas de plasma). En una superficie lisa se ajusta un crecimiento celular más alto con células planas proliferadas que en una superficie de implante rugosa. En una superficie lisa se adsorbe más fibronectina, que se distribuye sobre una superficie ancha. En las superficies rugosas varía la adsorción de fibronectina de escasa a indetectable. Las células en muestras lisas presentan filopodios y lamelopodios en múltiples direcciones, mientras que un gran número de las células sobre una superficie rugosa es de morfología en forma de husillo. La influencia de la estructura de superficie de titanio sobre el comportamiento de los fibroblastos en la proliferación, crecimiento y formación de "adhesiones focales" ha sido ya objeto de investigaciones anteriores (véase Könönen M., *et al*: "Effect of surface processing on the attachment, orientation and proliferation of human gingival fibroblasts on titanium" -, J Biomed Mater Res (26) 1325-1341, 1992). Según esto, los fibroblastos se adhieren y crecen también en mayor medida sobre las superficies lisas que sobre las rugosas. Las "adhesiones focales" se han observado solamente en unión con superficies lisas. Asimismo, en condrocitos se han determinado condiciones de aplanamiento y de crecimiento en las superficies lisas que son superiores en comparación con las superficies rugosas.

La fenomenología celular es por naturaleza específica del material, pero además ésta viene determinada por la microestructura superficial. El acero y el titanio son idóneos para una ligazón de fibronectina comparable. Coincidiendo con esto, los resultados de las investigaciones han demostrado que en el cultivo celular la distribución de fibronectina y el crecimiento celular son comparables en las superficies de acero y de titanio lisas. En superficies de titanio rugosas la ligazón de fibronectina correspondiente y el crecimiento celular se han establecido como de menor cuantía y más escasos. En correlación con la distribución de fibronectina sobre las superficies de titanio configuradas de manera diferente la proliferación celular era más acusada y el desarrollo monocapa estaba más avanzado en superficies lisas que en rugosas.

Estos resultados llevan a la hipótesis de que la discrepancia en el comportamiento de las células en superficies de titanio lisas en comparación con superficies de titanio rugosas puede atribuirse al dibujo topomorfológico de la superficie por debajo de $10\ \mu\text{m}$, representando $10\ \mu\text{m}$ el valor del orden de magnitud de la dimensión celular. Si una célula se aproxima a una superficie lisa, cada punto es entonces potencialmente accesible para un “contacto focal”. Por el contrario, en una superficie rugosa sólo es posible un contacto celular en los areales sobresalientes. Si se carece de areales para la formación de “contactos focales”, no se producen entonces una adhesión y proliferación celulares.

En las series de ensayos se demostró que las superficies más rugosas (recubiertas de plasma, chorreadas con corindón y corroídas) van acompañadas de las cantidades muy pequeñas de fibronectina adsorbida; probablemente, se adsorbe fibronectina únicamente en los lugares limitadamente disponibles para las células. Por el contrario, estaban disponibles áreas mayores en las superficies lisas para la adsorción de las mayores cantidades de fibronectina detectadas. En segundo lugar, la migración celular era más extensa en superficies rugosas que en las superficies lisas. Esto puede deducirse, en particular, del modo de movimiento de las células. Las células migran grandes trayectos envían por delante largos filopodios explorativos y son bipolares, mientras que las células que avanzan lentamente tienen una apariencia multipolar.

Se ha observado que la formación de microfilamentos de fibronectina sólo ocurre de forma demostrable en superficies de acero y titanio pulidas; en las superficies rugosas estaba presente actina solamente en cantidad débil o no demostrable. Esto lleva a la interpretación de que cuando se forman “adhesiones focales” en las superficies rugosas, éstas poseen una estabilidad insuficiente para fomentar la formación de fibras de actina. Una comparación entre los conocimientos de esta patente y los estudios anteriores es de importancia fundamental. Las investigaciones anteriores han arrojado en este caso el resultado de que los fibroblastos se adhieren y crecen más preferentemente sobre las superficies de titanio lisas que sobre las rugosas; las “adhesiones focales” se han observado solamente en conexión con las superficies lisas (véase Könönen M., *et al.*, lugar anteriormente indicado). En las superficies lisas -frente a las rugosas- se ajustan también superiores relaciones de aplanamiento y crecimiento en los condrocitos.

Según las investigaciones que ha preparado el camino de la invención, se inaugura una explicación del comportamiento de los fibroblastos y condrocitos y de que las rugosidades en el rango de las dimensiones de las células repercuten desventajosamente sobre la adhesión celular. Por el contrario, una superficie de implante lo más lisa posible en el rango de las dimensiones de las células favorece la oseointegración.

La fenomenología celular, es decir, la adhesión, la proliferación y la formación de lugares de vinculación a sustratos, tienen una enorme importancia para la función celular y evidentemente también para la integración ósea del implante. La transmisión de información al interior de la célula se desarrolla por medio de vínculos de célula-sustrato. En este caso, los “contactos focales” sirven para el movimiento de avance y las “adhesiones focales” sirven para el aplanamiento. Los “contactos focales” son estructuras rectilíneas con la dimensión $0,25\text{-}0,5 \times 2\text{-}10\ \mu\text{m}$ que están disueltas después de 4 a 20 minutos. Las “adhesiones focales” son estructural y temporalmente más estables y espacialmente más extensas; éstas son una condición previa para la síntesis y segregación de una matriz extracelular (véase Woods A., *et al.*: “Stages in specialization of fibroblast adhesion and deposition of extracellular matrix” - Eur J Cell Biol (32) 108-116, 1983). Las células entran en la síntesis del ADN únicamente a través del aplanamiento; en cambio el redondeamiento celular anula la síntesis del ADN.

En el lado de la célula de las “adhesiones focales” se realiza la organización de la actina citoesquelética en haces (fibras de esfuerzo) a través de vinculina, talina y cx-actinina. Se produce así sobre todo la transmisión de señales (transducción de señales) desde la base al interior de la célula para la síntesis de la matriz extracelular. El complejo de sustrato-adhesión focal regula entonces también, por medio de polirribosomas y MRNA, la tasa de síntesis de proteínas y la secreción de proteínas específicas del tejido.

En consecuencia, estos procesos -es decir, la microconfiguración de la superficie- tienen una considerable importancia para un óptimo enquistamiento e una integración en el tejido de los implantes óseos. Cuanto más permitan las propiedades químicas y la microconfiguración de la superficie de un material la formación de “adhesiones focales” y de “contactos focales”, tanto más intensamente se favorece su integración biológica (oseointegración). Básicamente, hay que aspirar a una superficie de implante óseo micromorfológicamente rugosa, dado que con ella, aumentan considerablemente la superficie y el contacto óseo entre el hueso y el implante. Una superficie agrandada proporciona ciertamente también una liberación incrementada de partículas de descomposición, pero el agrandamiento obtenido de la superficie aumenta el potencial de interacción y la estabilidad mecánica. No obstante, las rugosidades no deben quedar por debajo del rango de las dimensiones de la célula.

Existen razones físicocelulares y moleculares referentes a por qué las irregularidades en el rango de las dimensiones de la célula podrían actuar desventajosamente para la integración en el tejido. No se puede interponer una célula en cada recoveco para conservar en todas partes una estrecha relación con el sustrato, pero la estrecha correlación física entre la célula y el sustrato es incomprensible para la morfogénesis. Además, las microelevaciones o microcavidades en esta zona llevan a una reducción en la adherencia y adhesión celulares cuando éstas no satisfacen la geometría y la dimensión menor para formar “adhesiones focales” y “contactos focales”.

Se explica así también la oseointegración no óptima de materiales de implante revestidos de plasma en los que la capa de plasma presenta islas de estructura relativamente lisa, la cual no deberá disminuir la formación de “adhesiones focales” y “contactos focales”. No obstante, el conjunto de la superficie es en su mayor parte de naturaleza no plana y,

por tanto, muestra condiciones desfavorables, especialmente en el rango de las dimensiones celulares para la formación de “adhesiones focales” y “contactos focales”. La corrosión con ácido generalmente utilizada de la superficie del implante da como resultado una porosidad de la superficie allí donde la sustancia del material puede ser erosionada, al menos en el caso del titanio, preferentemente en límites del grano y en orientaciones cristalográficas definidas.

Asimismo, dado que la corrosión ataca también intracristalinamente, se originan también porosidades aquí en el rango de las dimensiones celulares, lo que se podría hacer desventajosamente perceptible en la formación de “adhesiones focales” y “contactos focales”. El solo chorreado con corindón no provoca tampoco una acusada microporosidad en la superficie del material. Si se agrega al chorreado con corindón la corrosión con ácido, se originan entonces microrrecodos con un diámetro de aproximadamente 10 nm a 100 nm. No obstante, estas magnitudes están fuera del rango de las dimensiones celulares y no afectan negativamente a la formación de “adhesiones focales” y “contactos focales”, a condición de que los microcráteres sean en sí lisos. Sin embargo, al igual que las superficies solamente corroídas con ácido, las superficies chorreadas primeramente sólo con corindón y, a continuación, corroídas con ácido se presentan también como rugosas en el dominio de las dimensiones celulares y, por tanto, son igualmente desfavorables para la adhesión celular.

Considerando en el aspecto de la mecánica celular, una célula que se mueva sobre un trayecto no puede realizar un acodamiento de más de 32°. Presumiblemente, las fibras de actina que, para el movimiento celular, se aplican al borde delantero de la célula en los “contactos focales” y arrastran la célula restante tras ellas, tiran de ésta directamente y casi no pueden hacerlo alrededor de la esquina (véase, Dunn, G.A.; Heath J.P.: “A new hypothesis of contact guidance in tissue cells” - Exp Cell Res (101) 1-14, 1976). La célula puede entonces rehusar el movimiento en esta dirección o, en condiciones dadas, puentear la pendiente con cuerpos celulares o ramales. En series de ensayos se ha constatado este comportamiento de puente en superficies pulidas y corroídas, recubiertas de plasma, así como en superficies chorreadas con corindón y corroídas. En cerámicas de fosfato de calcio no pulidas, pero con variaciones de relieve poco acusadas para dimensiones en el dominio subcelular, se produce también la proliferación celular.

El que una célula no pueda cubrir cualquier superficie no plana, podría estar correlacionado también con la geometría y la dimensión media del aparato de anclaje celular. Las células necesitan “contactos focales” para su movimiento de avance (locomoción) o “adhesiones focales” para su anclaje y proliferación. Un “contacto focal” necesario para el movimiento de avance es de 0,25 μm a 0,5 μm de anchura y de al menos 2 μm de longitud. Presumiblemente, las faltas de planicidad de la base de dimensión más pequeña no permiten la formación de estas importantes estructuras de anclaje. Por tanto, una célula no se estaciona en un lugar de dimensiones demasiado pequeñas, sino que lo abandona dirigiéndose a una superficie de dimensiones más grandes.

Bajo la premisa de que los osteoblastos están sometidos, en su actividad morfogenética a la influencia de leyes moleculares y celulares anteriormente discutidas, esto tendría forzosamente también repercusiones sobre la formación de huesos de interfaz y, por tanto, sobre la oseointegración. La química superficial y la micromorfología superficial podrían representar los parámetros esenciales del material. Las superficies del implante que puedan en sí fijar las moléculas decisivas para la curación y morfogénesis del hueso prometen un mayor éxito del implante, especialmente a largo plazo. Por tanto, una micromorfología superficial con cavidades de 20 μm a aproximadamente 60 μm satisface de manera correspondiente los requisitos tanto de la superficie específica como también de la actividad celular de la interfaz. Las zonas planas deberán presentar una extensión horizontal de 10 μm a aproximadamente 20 μm . Idealmente, las cavidades son lo más lisas posible y los acodamientos en la superficie del implante ascienden a un máximo de aproximadamente 30°. La energía superficial (potencial zeta) y la tensión superficial deberán mantenerse lo más reducidas posible. Sería ideal un revestimiento similar a la porcelana en el cuello del implante.

Ejemplo de forma realización preferida

Con ayuda de la figura adjunta 1 se realiza a continuación la descripción de un ejemplo de forma de realización preferida. La superficie del implante presenta una pluralidad de cavidades 1. En la base de las cavidades 1 están situadas unas superficies de fondo 2 y entre las cavidades 1 se extienden unas superficies de meseta 3. Desde las superficies de fondo 2 a las superficies de meseta 3 discurren unas superficies laterales 4 que suben hacia arriba. Las cavidades 1 poseen una profundidad c, medida verticalmente entre las superficies de meseta y de fondo 3, 2, de aproximadamente 20 μm a aproximadamente 60 μm . Las superficies de fondo 2 disponen de una extensión horizontal a que es de aproximadamente 10 μm a aproximadamente 20 μm en anchura. La extensión horizontal b de las superficies de meseta 3 es también de aproximadamente 10 μm a aproximadamente 20 μm en anchura. Las superficies de fondo y de meseta 2, 3 son infinitas en su longitud cuando las cavidades 1 discurren radialmente alrededor del implante. Idealmente, las cavidades 1 y las superficies de meseta 3 son lo más lisas posible debido a su pulido, es decir, no presentan ninguna rugosidad superficial por debajo de la dimensión celular.

Las superficies laterales 4 de las cavidades 1 adoptan un ángulo de inclinación α , medido con respecto a la horizontal, de un máximo de aproximadamente 30°. Preferentemente, las cavidades 1 están configuradas como ranuras trapezoidales que discurren sistemáticamente paralelas unas a otras y se generan mecánicamente por mecanizado de arranque de virutas o por estampación.

REIVINDICACIONES

5 1. Implante intraóseo con una superficie de implante que está provista de una rugosidad específica para fomentar la capacidad de carga del implante, presentando la superficie del implante una pluralidad de cavidades (1) con una profundidad medida verticalmente (c) de $20\text{ }\mu\text{m}$ a $60\text{ }\mu\text{m}$, entre las cuales están situadas unas superficies de meseta (3), estando situadas en la base de las cavidades (1) unas superficies de fondo (2) y extendiéndose unas superficies laterales (4) desde las superficies de fondo (2) hasta las superficies de meseta (3), **caracterizado** porque las superficies de fondo (2) y las superficies de meseta (3) presentan una extensión horizontal (a, b), respectivamente, de $10\text{ }\mu\text{m}$ a $20\text{ }\mu\text{m}$ y porque las cavidades (1) y las superficies de meseta (3) son lisas, es decir, no presentan ninguna rugosidad superficial que esté por debajo de la dimensión celular de las células osteogénicas, es decir, por debajo de $10\text{ }\mu\text{m}$.

10 2. Implante según la reivindicación 1, **caracterizado** porque las superficies laterales (4) de las cavidades (1) adoptan un ángulo de inclinación (α), medido con respecto a la horizontal, de un máximo de aproximadamente 30° .

15 3. Implante según la reivindicación 1 ó 2, **caracterizado** porque el implante presenta una parte de cuello superior y, por debajo de esta parte de cuello superior, una rosca autorroscante.

20 4. Implante según una de las reivindicaciones 1 a 3, **caracterizado** porque el implante es de titanio o de una aleación a base de titanio.

25 5. Implante según una de las reivindicaciones 1 a 4, **caracterizado** porque las cavidades (1) son ranuras trapezoidales sistemáticamente dispuestas que se extienden paralelas entre sí y con unas superficies de meseta situadas entre ellas.

30

35

40

45

50

55

60

65

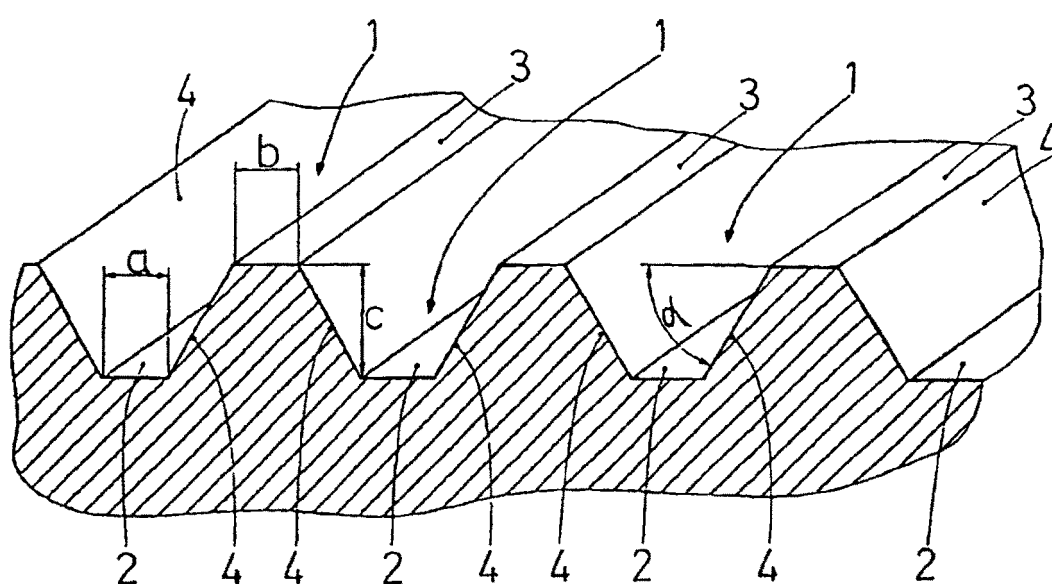


Figura 1