



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



⑪ Número de publicación: **1 067 211**

⑫ Número de solicitud: U 200701966

⑤① Int. Cl.:
A61B 17/58 (2006.01)

A61B 17/68 (2006.01)

⑫

SOLICITUD DE MODELO DE UTILIDAD

U

⑫② Fecha de presentación: **25.09.2007**

⑫③ Fecha de publicación de la solicitud: **01.05.2008**

⑦① Solicitante/s: **VEME MÉDICO QUIRÚRGICA S.L.**
Pío Coronado, 164
35012 Las Palmas de G. Canaria, Las Palmas, ES

⑦② Inventor/es: **Garcés Martín, Gerardo;**
Carta González, José Antonio y
Yáñez Santana, Alejandro

⑦④ Agente: **No consta**

⑤④ Título: **Modelo de elemento de sujeción de tornillos de osteosíntesis para huesos osteoporóticos.**

ES 1 067 211 U

DESCRIPCIÓN

Modelo de elemento de sujeción de tornillos de osteosíntesis para huesos osteoporóticos.

Objeto de la invención

La presente invención según se expresa en el enunciado de esta memoria descriptiva se refiere a un modelo de elemento de sujeción en huesos osteoporóticos de tornillos normalmente empleados en osteosíntesis de huesos no patológicos, el cual ha sido concebido y realizado en orden a obtener determinadas ventajas respecto a otros medios existentes de análogos finalidades.

El modelo consiste en una pieza de material biocompatible que actuaría a modo de tuerca de fijación tras ser atravesada por un tornillo de osteosíntesis que previamente ha pasado las corticales óseas, aportando de este modo una mayor resistencia a la tracción de la unión hueso-tornillo.

Antecedentes de la invención

Millones de personas padecen de osteoporosis, una enfermedad típica de la edad avanzada, en la que el hueso pierde densidad. La consecuencia fundamental es que aumenta la fragilidad ósea y, por tanto, las posibilidades de fracturarse ante traumatismos incluso banales. Una vez producida la fractura, la mayoría de las veces se requiere el uso de placas y tornillos para fijar los fragmentos óseos en una alineación correcta, al tiempo que se permite la movilización de las articulaciones adyacentes. Desafortunadamente, la pérdida de masa ósea condiciona que la fijación de los tornillos sea deficitaria, por lo que es frecuente que éstos cedan ante las sollicitaciones mecánicas del hueso donde están implantados y se desprendan del mismo. La consecuencia inmediata será la pérdida de estabilidad en el foco de la fractura con todas las complicaciones que ello conlleva.

Del mismo modo, en fracturas de huesos en individuos jóvenes frecuentemente los tornillos atraviesan líneas o fisuras del hueso donde la fijación es imposible al no conseguir éstos la presa suficiente. Como en el caso anterior la consecuencia es que los tornillos están expuestos a soltarse fácilmente ante las sollicitaciones mecánicas a las que se ve sometido el hueso.

Para solventar este problema se han ideado diversos sistemas que intentan asegurar la fijación del tornillo al hueso. Entre estos se encuentra el uso de barras roscadas que atravesarían el hueso y a las que se añadiría una tuerca por cada lado; la utilización de cementos que se añadirían al orificio de perforación previa a la colocación del tornillo de modo que al fraguar aumentasen la fijación de éste; la colocación de alambres y cintas metálicas que rodean al hueso y permiten fijar sus fragmentos o placas al mismo complementando así la acción de los tornillos o usándose directamente sin ellos; el empleo de materiales expansores añadidos a los tornillos y el uso de tornillos especiales de diversos tipos. No existe, sin embargo, un sistema que permita emplear los tornillos normalmente usados en osteosíntesis añadiéndoles un componente que asegure su fijación al hueso.

Desde hace años se utilizan en medicina humana diversos tipos de plásticos biocompatibles con alta resistencia a la tracción. Estos plásticos pueden ser perforados y roscados sin dificultad, asegurando una resistencia a la tracción incluso superior a la de un hueso normal. Colocados contra una superficie ósea no crean problemas de rechazo y pueden ser un com-

plemento para aumentar la fijación de un tornillo al hueso.

Descripción de la invención

El modelo de la invención consiste en elementos de forma laminar de material plástico biocompatible que se colocan en las zonas del hueso opuestas a la de la incisión mediante la manipulación desde el lado del corte. Dicha colocación puede realizarse manualmente o mediante la ayuda de herramientas o instrumentos adecuados. El propósito es que dicho material biocompatible sirva de sujeción del extremo del vástago fileteado del tornillo y evite su aflojamiento.

Dicho modelo puede llevar practicado en su centro una perforación de diámetro inferior al diámetro menor de la rosca de los tornillos de osteosíntesis con el objeto que éstos puedan autorroscarse en dicha perforación o ser introducidos previo labrado de rosca con el instrumental adecuado.

Gracias a las características mecánicas de los materiales plásticos biocompatibles, que permiten un relativamente fácil autorroscado de los tornillos de osteosíntesis, no se precisa que éstos últimos, cuando se introduzcan desde la zona de incisión y se dirijan hacia la zona opuesta del hueso donde espera el elemento de sujeción de la presente invención, tengan su eje perfectamente alineado con el eje de la perforación del elemento de sujeción, sino que pueden insertarse con un cierto ángulo de incidencia respecto al eje de la perforación, y por tanto respecto a la normal al hueso, manteniendo un suficiente bloqueo frente al aflojamiento de la unión.

El modelo de la invención, que tiene forma laminar, puede colocarse en huesos planos o huesos con cierta convexidad, por tanto, la superficie que estará en contacto con la cortical ósea podrá ser plana o tener forma cóncava con el propósito de adaptarse lo mejor posible a la superficie cortical del hueso. La superficie que estará cubierta por los tejidos tendrá la forma y acabado adecuados para una mejor adaptación de los mismos y evitar que les origine daños.

Al aplicar pares de apriete a los tornillos de osteosíntesis en la colocación de los mismos o cuando el hueso se vea sometido a sollicitaciones mecánicas, se producirán tensiones de tracción en el vástago del tornillo que generará presiones entre la cortical ósea y la superficie del elemento de sujeción que está en contacto íntimo con la misma. Con objeto de que el modelo de elemento de sujeción de esta invención no penetre en las corticales óseas como consecuencia de estas presiones éste tendrá unas dimensiones de superficie de contacto adecuadas a cada circunstancia.

Los espesores de los elementos de sujeción serán función de los pasos de rosca de los tornillos de osteosíntesis que se empleen y de las resistencias mecánicas que se precisen.

Para complementar la descripción que seguidamente se va a realizar y con objeto de ayudar a una mejor comprensión de las características del modelo de sujeción se acompaña la presente memoria descriptiva de unos dibujos en base a cuyos figuras se comprenderán más fácilmente las innovaciones y ventajas del modelo objeto de la invención.

Breve descripción de los dibujos

Figura 1.- Muestra una vista en perspectiva de un elemento de sujeción de tornillos de osteosíntesis para huesos osteoporóticos (1) (realización preferida), según el modelo de la invención y un tornillo típico de osteosíntesis (2).

Figura 2.- Muestra una vista en perspectiva de un elemento de sujeción de tornillos de osteosíntesis (1), un hueso de tipo cilíndrico largo (3) y un tornillo típico de osteosíntesis (2), con el objeto de detallar una de las diversas tipologías de fijación que pueden realizarse con el modelo de sujeción (realización preferida) de la presente invención.

Descripción de una forma de realización preferida

La forma de realización preferida consiste en un elemento de sujeción de forma laminar de material plástico biocompatible con superficie interior cóncava según un eje y exterior convexa según el mismo eje, el cual es apropiado para colocarse en huesos de tipo

cilíndrico tales como fémures, tibias, húmeros, etc., y que lleva practicado una perforación cilíndrica de eje perpendicular a la superficie que estará en contacto con la cortical ósea y con diámetro inferior al diámetro menor o diámetro de raíz de la rosca del tornillo de osteosíntesis que ha de emplearse en la fijación. En la forma de realización preferida la proyección del elemento de sujeción tiene forma cuadrada. El radio de curvatura de la superficie de contacto con el hueso es similar a la de la superficie del hueso donde se coloque y el espesor de la lámina se encuentra entre 2 mm y 5 mm.

5

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

REIVINDICACIONES

1. Modelo de elemento de sujeción de tornillos de osteosíntesis para huesos osteoporóticos **caracterizado** por tener forma laminar y estar fabricado en material biocompatible, preferiblemente plástico, para actuar a modo de tuerca de fijación tras ser atravesado por un tornillo. Dicho elemento puede ser sólido o estar perforado de modo que el tornillo cree una rosca en su estructura cuando atraviesa la misma.

2. Modelo de elemento de sujeción de tornillos de

osteosíntesis para huesos osteoporóticos, según reivindicación anterior, **caracterizado** porque las superficies pueden ser curvas o planas, dependiendo de las características de la cortical ósea donde se coloque el elemento, y porque las dimensiones superficiales, espesores y diámetros de taladro previo por donde se inserta el vástago del tornillo son función del tamaño y grosor del tornillo utilizado, del estado de degradación ósea y del tipo de sollicitaciones a que estará sometido el hueso.

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

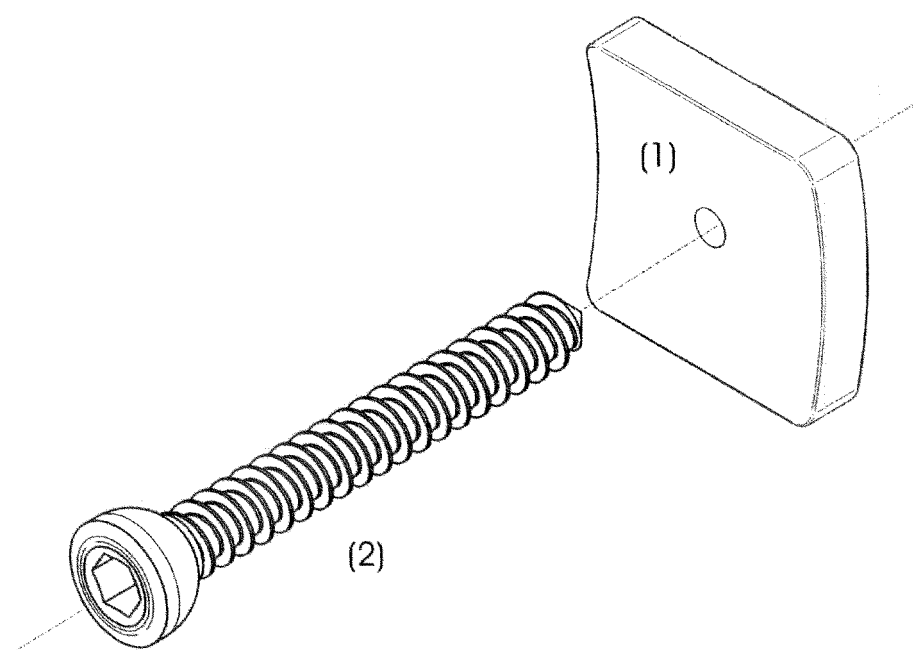


FIGURA 1

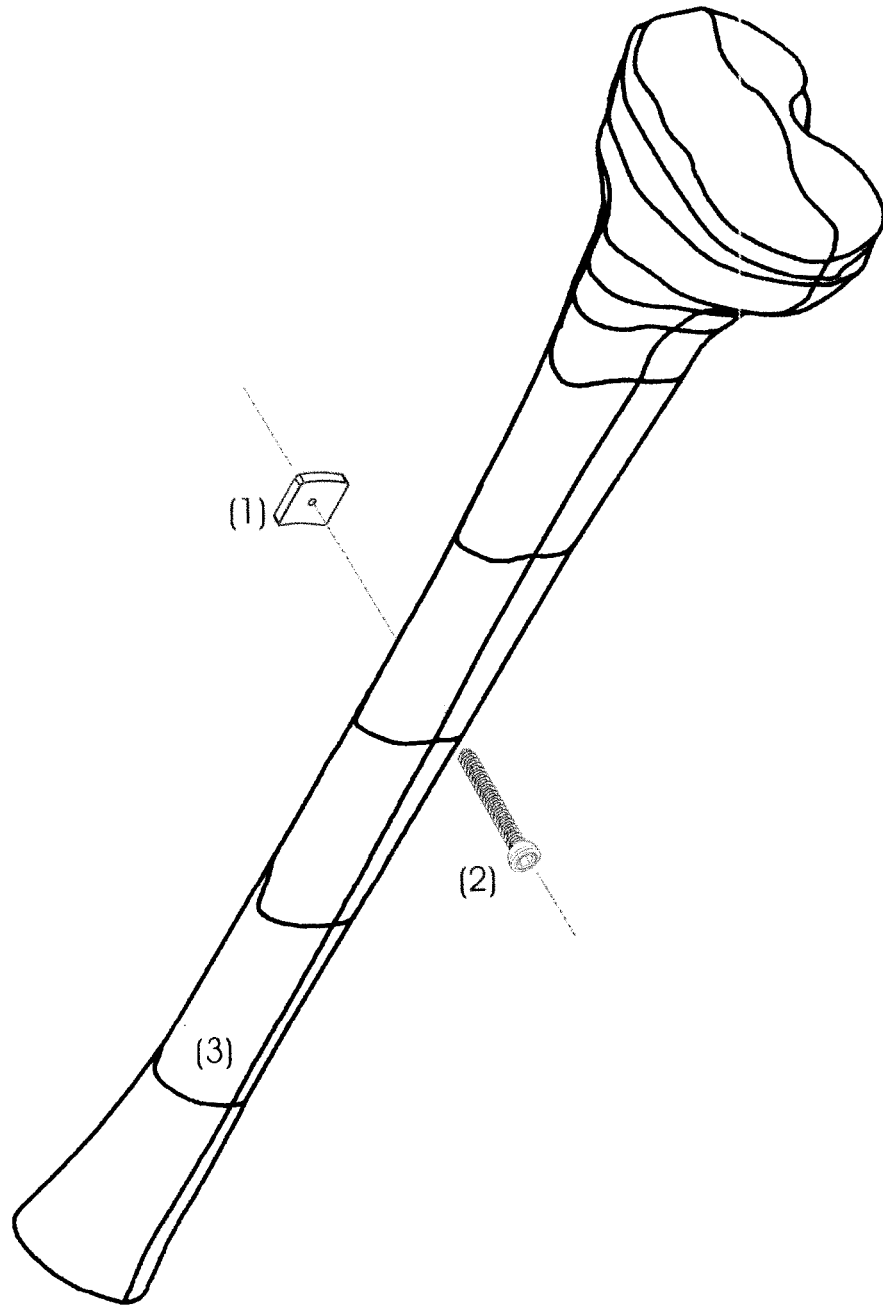


FIGURA 2