



19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 342 930**

51 Int. Cl.:

A61C 8/00 (2006.01)

A61C 1/14 (2006.01)

A61B 17/16 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **03702268 .8**

96 Fecha de presentación : **27.02.2003**

97 Número de publicación de la solicitud: **1478301**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **24.11.2004**

54

Título: **Instrumento de preparación ósea utilizable especialmente en medicina dental y dispositivo para su puesta en práctica.**

30

Prioridad: **27.02.2002 CH 34002/02**

73

Titular/es: **Arsline S.A.**
Via al Colle, 8
6833 Vacallo, CH

45

Fecha de publicación de la mención BOPI:
19.07.2010

72

Inventor/es: **Turri, Achille**

45

Fecha de la publicación del folleto de la patente:
19.07.2010

74

Agente: **Isern Jara, Jorge**

ES 2 342 930 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

Instrumento de preparación ósea utilizable especialmente en medicina dental y dispositivo para su puesta en práctica.

La presente invención se refiere a un instrumento de preparación ósea, en particular un dilatador utilizable especialmente en medicina dental según el preámbulo de la reivindicación 1, y sobre un dispositivo provisto de una herramienta de este tipo según la reivindicación 20, para permitir una puesta en práctica.

El trabajo de preparación previa a la colocación de un implante de inserción axial en un paciente conduce el práctico-facultativo especializado a realizar en el maxilar de éste un emplazamiento (asiento) óseo (llamado también asiento del implante), apto a recibir el implante. Para esto, efectúa en el maxilar una abertura de diámetros variados situándose generalmente en un intervalo del orden de 3 a 6 mm, esta abertura constituye de alguna manera un alvéolo artificial.

Existen actualmente dos métodos de preparación de asiento óseo con vista a la colocación de implantes: la mayoría de las veces por perforación en el hueso del maxilar (es decir por perforación convencional ocasionando una extracción de partículas óseas) y rara vez por compresión ósea con punzón (se habla corrientemente de técnica de dilatación (de la abertura), resultando la compresión de la materia ósea a la periferia de la abertura de esta dilatación producida por el punzón). De un punto de vista práctico, la preparación del asiento del implante puede enfrentarse desde el principio a un problema de orden fisiológico. En efecto, en la zona donde la colocación del implante está prevista, la materia ósea puede ser insuficiente, sea en volumen, teniendo en cuenta las dimensiones transversales y/o axiales, sea en densidad cuando está constituida de una materia ósea esponjosa floja (trabeculación con amplias cavidades). Especialmente en la segunda situación evocada, la técnica de la perforación es a menudo inadaptada dado que la extracción de partículas óseas puede ocasionar una insuficiencia de estructura ósea y, en consecuencia, una retención mecánica deficiente, y así comprometer la estabilidad primaria del implante. Ahora bien, está establecida, con una buena resistencia mecánica del implante, una condición estrictamente necesaria para la osteo-integración fisiológica de dicho implante.

Por esto, actualmente, ciertos prácticos facultativos aplican, cuando están enfrentados a esta situación, un procedimiento de preparación ósea consistiendo a dilatar el sitio por compresión del tejido óseo cercano que se vuelve así más compacto, mecánicamente más resistente y apto a una mejor osteo-integración, esto mediante punzones cilíndricos o ligeramente cónicos. Para esto, después de haber eventualmente realizado una abertura de inicio de poco diámetro (del orden de 2 mm) por perforación mediante una fresa o una broca usual (perforación piloto), el práctico-facultativo coloca un primer punzón de diámetro ligeramente superior al diámetro de la fresa y golpea sobre dicho punzón mediante un martillo, con una fuerza bastante importante, hasta llegar a la profundidad deseada, luego efectúa la misma operación con un segundo punzón de diámetro ligeramente superior al diámetro del punzón precedente, y así sucesivamente, utilizando un juego de punzones de diámetros crecientes para conseguir la abertura de diámetro (y de profundidad) deseados.

Evidentemente, las técnicas de perforación y de compresión ósea no son necesariamente exclusivas una de otra, pero pueden al contrario resultar complementarias en el curso de la preparación de un mismo sitio óseo. En efecto, puede resultar preferible o incluso obligatorio, teniendo en cuenta la dureza del hueso y/o de una posible variación de esta dureza en el curso de una operación, en vez de preparar un asiento de implante totalmente con punzones, en particular realizar en un primer tiempo varias perforaciones progresivas (por ejemplo hasta 3.30 mm) seguidos, en un segundo tiempo, de al menos una operación de dilatación con punzón(es) hasta el diámetro final (por ejemplo de 3.50 mm).

La técnica de compresión ósea mediante punzones utilizados actualmente presenta una serie de varios inconvenientes:

La utilización de tales instrumentos es fuertemente traumatizante para el paciente. En efecto, siendo la anestesia local, el paciente, si no siente realmente dolor, percibe sin embargo la resonancia de los choques en su cabeza.

Al no poder sentir de manera suficientemente fina la resistencia y la consistencia del hueso, es muy difícil para el práctico-facultativo apreciar estos parámetros, por consiguiente de modular el estado de dilatación con el objetivo de optimizar la retención del implante y su estabilidad primaria. No puede tampoco oponerse a la tendencia de desviación del punzón de su eje de trabajo correcto, inconveniente que se manifiesta en presencia de una cortical ósea de espesor asimétrica en el sentido transversal, como es frecuentemente el caso, por ejemplo, en la zona de las incisivas y caninas superiores, donde la cortical palatina es clásicamente más espesa.

La intensidad de los choques provocados por los golpes del martillo sobre el punzón, aparte del hecho de que es difícil dosificarla correctamente, es necesariamente variable. Además, el práctico-facultativo no pudiendo modular con suficiente precisión la compresión de la materia ósea hacia la periferia de la abertura en función de los parámetros anatómicos del momento, no domina pues el calibrado del agujero. Ahora bien un perfecto calibrado es una condición *sine qua non* para una estabilidad primaria óptima, necesaria para la mejor osteo-integración posible en un paciente dado.

ES 2 342 930 T3

Añadiéndose a estos inconvenientes, la eventual no-homogeneidad de la densidad o dureza ósea (evocada más arriba) a lo largo de la pared de la abertura puede conducir el práctico-facultativo a tener que utilizar, momentáneamente, una broca usual cortante.

5 Por otra parte, clásicamente, la sección recta de los agujeros efectuados en situación de densidad ósea insuficiente con los punzones conocidos son necesariamente circulares, siendo estos instrumentos cilíndricos, o a veces cónicos. Pero por otra parte los asientos de las raíces de los dientes naturales (especialmente las secciones a la base de la corona (o al collarín) presentan unas formas variadas, es decir unos contornos irregulares y desmarcándose más o menos sensiblemente de la forma circular, como lo muestran esquemáticamente, a título de ejemplos, las figuras 1A (incisiva central superior), 1B (incisiva central inferior), 1C (canina superior), 1D (canina inferior), 1E (primera premolar superior), 1F (segunda premolar inferior), 1G (primera molar superior), 1H (primera molar inferior). Se observa que un asiento óseo circular puede, para la colocación de ciertos implantes, resultar del todo satisfactorio, incluso indicado (ver por ejemplo figura 1F). En cambio, en otros casos (ver por ejemplo las figuras 1A,1C,1E,1H), una abertura de sección circular es una solución lejos de ser ideal, cuando el hecho de acercarse al menos aproximativamente de la forma natural procuraría la doble ventaja de un mejor anclado y de una estética ideal de la supraestructura protética.

Además, la forma o el perfil de una raíz, en plano axial, no es necesariamente muy cilíndrica o cónica.

20 El uso y la manipulación de los punzones cilíndricos resultan pues groseros y poco apreciados, y se entiende que en estas condiciones un resultado óptimo no está asegurado, mientras que los inconvenientes encontrados disminuyen considerablemente los límites de la implantología cuando se encuentra frente a una situación de densidad ósea insuficiente. Esta manipulación no es conocida por todos los práctico-facultativos, y los que la conocen recorren poco a ella, prefiriéndole a menudo la técnica clásica de la perforación, incluso cuando están confrontados a la situación crítica precitada lo que puede llevar a resultados decepcionantes. Ahora bien el problema es tanto más crítico cuanto que la técnica de la perforación resulta insuficiente, incluso contraindicada en numerosas situaciones, puesto que especialmente las densidades óseas del maxilar superior desdentado son según las estadísticas, bajas a muy bajas en aproximadamente 80% de los casos (categorías de densidad del hueso D3 y D4 según Misch).

30 DE-A1-197,32,983 divulga un instrumento para efectuar un ensanchamiento, o con más precisión un distanciamiento de los segmentos de una cresta ósea (se habla igualmente de dislocación ósea de madera verde o Bone-splitting) cortada a lo largo de su eje longitudinal, para aumentar el diámetro transversal, con vista a la colocación de un implante. El problema planteado es evitar una fractura ósea, la parte inferior de los dos cortes no deben en ningún caso separarse. Para resolver este problema, el instrumento propuesto en esta divulgación, que pone en aplicación el principio de trabajo de una palanca de expansión, presenta una sección cruciforme con una "quilla central" (10,11) de extremos radiales redondeados y, en dirección axial, sobre una distancia, una zona terminal ligeramente cónica con una extremidad apical axial redondeada o escalonada. Para maniobrarlo el instrumento está inserto en un mango presentando un codo. La operación de "Bone-Splitting", el distanciamiento de los segmentos de la cresta ósea, se realiza gradualmente mediante un juego de herramientas de anchuras crecientes (siendo la anchura de la quilla inferior a la anchura del instrumento), cada vez por movimientos rotativos de un ángulo determinado y limitado, del orden de 45°. El instrumento divulgado aporta una solución, entre muchas otras, a la insuficiencia en volumen de la materia ósea evocada más arriba, aunque aparece al análisis que un riesgo de extracción involuntaria de materia ósea no esté totalmente apartado. En cambio, no constituye de ninguna manera una respuesta al problema de la insuficiencia en consistencia de la materia ósea y no es apto a engendrar una compresión de la estructura de mallas del hueso. No es esto el objetivo buscado, y no se trata de esta cuestión en DE-197,32,983.

45 El documento DE 43 16 955 describe una herramienta que tiende a hender unas partes de la cresta ósea, lo que, de hecho, no responde al campo de la invención tal como definido en el preámbulo de la reivindicación 1. El documento US5,437,675 describe una herramienta de compresión ósea, estando obtenido el compactado del hueso por un movimiento de traslación en el sentido del eje de dicha herramienta.

50 El objetivo de la presente invención es doble, la primera rama consistiendo en realizar un instrumento de preparación ósea especialmente utilizable en implantología dental permitiendo efectuar un verdadero trabajo de compresión de la estructura alveolar ósea, cualquiera que sean las diferencias en cuanto a las durezas, densidades y estructuras óseas pudiendo aparecer durante esta preparación, y que no sea afectado por los inconvenientes descritos más arriba.

55 Esta primera rama del objetivo está alcanzada gracias a un instrumento de compresión ósea, o dilatador, respondiendo a los medios definidos en la reivindicación independiente 1, refiriéndose las reivindicaciones dependientes a características de realizaciones preferidas.

60 Observamos en este contexto que el instrumento reivindicado, más allá de los inconvenientes expuestos que permite apartar, procura también otras ventajas de importancia que se harán evidentes más abajo a la lectura de la descripción detalla. Hay que mencionar especialmente la ventaja de natura funcional, a saber un mejor comportamiento del implante o, en otros términos, un mejor anclado mecánico y optimización en cualquier circunstancias cambiantes donde la densidad ósea local está reducida, imposible de alcanzar con las herramientas conocidas, estando la calidad del anclado esencialmente en función de la superficie de contacto hueso-implante.

Esta superficie de contacto es ella misma función de dos parámetros.

ES 2 342 930 T3

Un primer parámetro se refiere a la calidad del hueso, es decir la densidad de éste. Gracias al instrumento, se consigue mejorar la densidad ósea por compresión. Por el aplastamiento de las lagunas óseas, tanto la densidad ósea como la superficie de contacto con el implante están aumentadas. En este caso, esta compresión, además del hecho que está practicada con un máximo de confort para el paciente, puesto que con mucha suavidad, está adaptada al individuo, estando todos los datos específicos de la estructura ósea del sitio para el implante del paciente explotados lo mejor posible.

El segundo parámetro es función de la amplitud de superficie de contacto entre el implante y la pared ósea de la abertura, pudiendo ésta ser influenciada no solamente por la geometría de la superficie del implante y por su estado microscópico más o menos rugoso, lo que es común, pero también y además gracias al nuevo instrumento según la invención, por la forma macroscópica de la abertura realizada. En efecto, según la forma o la variante de ejecución del instrumento, es posible ejecutar un asiento de implante otro que circular -lo que puede ser ventajoso-, teniendo en cuenta en particular la localización del implante y de las características anatómicas o fisiológicas del sitio óseo -por ejemplo en forma de ovoide (o según una curva de Cassini) para una localización premolar, cuya superficie de pared es más amplia que la de una pared cilíndrica (de diámetro de base idéntico). La superficie de contacto será pues aumentada, o como menos será menos reducida en los casos en que, para cualquier razón, la profundidad del implante deba ser relativamente poca o limitada.

Reproduciendo o acercándose mejor a las formas y proporciones de los alveolos naturales, formas de ejecución específicas de la herramienta de preparación ósea permiten realizar colocaciones de implantes de dimensiones ideales. Así estos últimos están adaptados a soportar supraestructuras protéticas fijas con cualidades sensiblemente superiores en comparación con las prótesis fijas actuales (recordando que actualmente la forma de las raíces artificiales queda sensiblemente lejos de las diferentes raíces naturales), esto tanto en los planos mecánicos (un implante de forma ovoide, por ejemplo, resiste mejor a las fuerzas de torsión que un implante de forma circular), fisiológicos y estéticos (supresión de huecos o vacíos, colocación de elementos protéticos (coronas sobre implantes) que son verdaderas réplicas de los dientes naturales).

Finalmente, permitiendo elaborar alveolos con formas específicamente adaptadas, es decir próximas a los alveolos naturales, el instrumento de preparación ósea, que tiene además un carácter polivalente, abre la vía a la creación de una nueva generación de implantes de formas igualmente anatómicas.

La segunda rama del objetivo está evidentemente íntimamente ligado a la primera rama precitada, tratándose de una puesta en práctica del dilatador o en general del la herramienta de penetración ósea mediante un dispositivo provisto de este instrumento.

Tal dispositivo no es conocido hasta la fecha. US 6,171,312 divulga formas de realización de dispositivos de puesta en práctica de un osteótomo. Estos dispositivos conocidos están destinados a imprimir a dicho osteótomo esencialmente un movimiento axial de vaivén, de recorrido definido. Según una variante, un mecanismo permite un accionamiento en rotación de amplitud limitada ("mínima rotación"), en todo caso en combinación con el movimiento de translación.

La invención se refiere pues igualmente a un dispositivo nuevo y original según los medios definidos en la reivindicación 20, permitiendo asegurar una puesta en práctica óptima del instrumento de preparación ósea comentada arriba. Las reivindicaciones dependientes 21 y siguientes se refieren a realizaciones particulares de este dispositivo, cuyo funcionamiento puede ser sea manual, sea automático.

Diferentes formas de realizaciones del dilatador y del dispositivo para maniobrar este último se describirán a continuación, a título de ejemplos no limitativos, haciendo referencia a los dibujos anexos, donde

Las figuras 1A a 1H (ya comentadas) muestran unas formas de secciones de raíces de dientes a la base de la corona (cerca el collarín),

Las figuras 2A y 2B son vistas de frente (planos axiales ortogonales) de una forma de realización del dilatador, según dos variantes.

La figura 3 es una sección según la línea III-III de la figura 2,

Las figuras 4 a 7 representan unas variantes de una primera forma de ejecución de la sección recta de la parte activa del dilatador,

La figura 8 representa una variante de una segunda forma de ejecución de la sección recta de la parte activa del dilatador,

Las figuras 9A y 9B son esquemas comparativos (punzón tradicional/dilatador según la invención),

La figura 10 muestra en perspectiva una forma de ejecución de un dispositivo de accionamiento automático de un dilatador,

ES 2 342 930 T3

La figura 11 es una sección de esta ejecución de dispositivo automático según un plano (P) de la figura 10.

La figura 12 muestra en perspectiva el montaje de los diferentes órganos del dispositivo de accionamiento, sin la caja.

Las figuras 13 y 14 muestran cada una, en perspectiva, la cooperación de dos órganos entre ellos, reductor y percutor, este último en posición alta y baja respectivamente,

La figura 15 es una vista en perspectiva de una forma de realización de un dispositivo manual,

Las figuras 16 a 19 son esquemas explicativos del funcionamiento de esta forma de realización de dispositivo manual,

La figura 20 es una vista en perspectiva (parcial) de otra forma de realización de un dispositivo manual,

La figura 21 es una vista en sección del dispositivo mostrado a la figura, según un plano de simetría, y

La figura 22 es otra vista en perspectiva (parcial) de esta otra forma de realización de un dispositivo manual,

señalando que las escalas de representación de las diferentes figuras no son uniformes.

Una realización simple de un dilatador 1 está representada con vista de frente a la figura 2A y en sección según la línea III-III de esta última a la figura 3. Este dilatador, de eje 1A, presenta una varilla 2 con una cola de varilla 3 comprendiendo un espaldón 3A, una garganta 3B, un talón 3C y un sombrero 3D, esta varilla se prolonga por una parte activa 4 para la formación de la abertura, es decir del asiento óseo o sitio implantar. La parte 4 comprende unas caras 13 separadas por aristas 14, rectas. Según una variante mostrada a la figura 2B, el dilatador 1' podría presentar unas aristas 14' helicoidales. La parte activa 4 se compone ventajosamente de una subparte trasera 5 y de una subparte delantera 6 cuya extremidad presenta una parte apical o cabeza de ataque 7 (7' según la variante de la figura 2B). Extendiéndose la subparte 6 entre un plano 15 y la base 16 de la cabeza 7 acusa ventajosamente una muy ligera conicidad \square , por ejemplo del orden de 1° (ver ampliación de la parte rodeada de un círculo). Esta conicidad procura una doble ventaja. En efecto, durante la elaboración de un asiento óseo, las inserciones sucesivas de un juego de dilatadores 1 de secciones radiales de dimensiones crecientes se efectúan con suavidad, puesto que la sección de la parte activa de un dilatador de base 16 está dimensionada de tal manera que corresponde al máximo a la dimensión de la sección de la parte activa del dilatador 1 precedentemente utilizado al nivel del plano 15. Asegura un mantenimiento más fijo del implante, por consiguiente, de mejor calidad. En práctica, la longitud de la subparte troncocónica 6 es ventajosamente del orden de 10 milímetros, lo que corresponde a la profundidad media de los asientos óseos practicados para la colocación de un implante (precisando que el término troncocónico no significa aquí que la sección de la subparte 6, y generalmente, de la parte 4, sea circular (ver *infra*)). La parte activa 4 está con preferencia provista de señales de profundidad 8 mientras que la varilla puede comprender en su parte delantera (mirando en la dirección varilla-parte activa), un fileteado 9 previsto para cooperar con un dispositivo de seguridad (descrito en WO 00/74585, del mismo inventor) haciendo imposible la introducción del dilatador en la abertura más allá de una profundidad límite P previamente determinada por el practico-facultativo.

Sin embargo, como se ha dicho anteriormente, incluso un perfil cónico del dilatador, en el plano axial, puede resultar no ser idóneo, por diferir demasiado del perfil natural e individual. Por lo tanto, es posible prever unos dilatadores cuyo perfil de la parte 4 o por lo menos de la subparte 6 revista cualquier otra forma adecuada. Así, se puede considerar, entre otros ejemplos, un perfil curvo (por ejemplo, en forma de llama inversa), o mixto, en decir, recto sobre una longitud y curvo sobre otra, o también escalonado, por sucesión de espaldones y de trozos cilíndricos o cónicos de dimensiones decrecientes en dirección a la cabeza 7.

A continuación, designaremos por dilatador, con o sin la referencia 1, cualquier dilatador según la invención, cualquiera que sean las formas (o contorno, entendiéndose estas palabras no en un sentido métrico sino de forma) de la sección recta y/o del perfil de su parte activa 4.

De manera general, como se entenderá fácilmente a la lectura del modo de accionamiento del dilatador, la sección recta de la parte activa 4 de éste puede presentar, a la inversa de los punzones conocidos, cualquier forma otra que circular. Convencionalmente, el carácter no circular está definido aquí por el hecho de que la diferencia relativa entre el diámetro del círculo pasando por el punto de la sección o el conjunto de puntos más alejado del eje de rotación y el diámetro del círculo pasando por el punto de la sección o el conjunto de puntos más cercano a dicho eje es igual o superior a 0,5%. La sección del dilatador, es decir, de su parte activa, está definida en función y resulta de la combinación, por una parte de la forma (o contorno) deseada de la sección recta del asiento óseo y, por otra parte, del movimiento o de la combinación de movimientos que se prevé imprimir al dilatador.

Según una primera forma de ejecución, la misma con múltiples variantes posibles, el dilatador permite la realización de aberturas o asientos del implante cuya sección es circular. Una forma ventajosa de sección de la parte activa del dilatador, entre infinidad de posibilidades, consiste en un polígono ventajosamente convexo y regular, o en una figura que tiene un aspecto general poligonal, este polígono puede o no presentar particularidades de forma específica, siendo los ángulos de ataque (ver más abajo) con preferencia obtusos.

ES 2 342 930 T3

Así, según una primera variante 10 representada en la figura 3, la sección recta (o radial) del dilatador es hexagonal (convencionalmente se designará una variante por la misma referencia que la de la sección que constituye una particularidad). El hexágono regular de contorno 12 está inscrito en un círculo 11 (dibujado en trazo mixto fino). Para simplificar, los seis lados y los seis vértices llevan las mismas referencias que las caras y las aristas correspondientes de la parte activa 4 (figura 1), sea 13 y 14 respectivamente (simplificación que será adoptada en la descripción ulterior de otras variantes). Según una ejecución no representada cada uno de los vértices 14 pueden ser embotados, por ejemplo por formación de un ligero redondeado por pulido, de manera a suprimir un efecto cortante (o al menos minimizar este riesgo) de las aristas correspondientes. Un ángulo α está también materializado en la figura 3 que se llamará ángulo de ataque (igual aquí 120°) imaginando una rotación en el sentido R1 (sentido horario). (Nota: en esta figura 3 así como en las que siguen, los elementos idénticos no están necesariamente todos referenciados).

Según una segunda variante mostrada en la figura 4, análoga a la variante 10, el contorno 22 de la sección recta 20 (no rallado) de la parte activa del dilatador resulta de un círculo 25 y de un hexágono regular (de lados 23 y de vértices 24) inscrito en un círculo 21 concéntrico al círculo 25 (teniendo en cuenta que ciertas particularidades de forma propias a esta variante 20 que se ponen de relieve a la lectura de dicha figura, ni las de las variantes siguientes que se describirán a continuación no están representadas en la figura 2). Así, los seis vértices de la sección 20 en vez de ser agudos como en la variante 10, están aquí redondeados, en este caso constituidos por arcos de círculos 27 de extremidades 28, 29, separando los lados 23. Teniendo en cuenta el pequeño diámetro del círculo 25 (el mayor diámetro exterior variando en práctica, por un juego de dilatadores dado, de 3 a 6 milímetros aproximadamente). Estos arcos de círculo son asimilables a talones, siendo su longitud ventajosamente del orden de 1 a 3 décimas de mm. En comparación con la variante 10, esta construcción disminuye el efecto cortante (mencionado anteriormente) de una arista viva del polígono y aumenta el ángulo de ataque β (el ángulo del vértice formado a cada extremidad 29 y cuyos dos lados son el lado 23 y la tangente a dicho punto 29 al círculo 25) ($\beta > \alpha$, rotación en el sentido de la flecha R1).

Una sección 30 (no rallada) representada en la figura 5 constituye una tercera variante, análoga a la variante 20 de la figura 4, con una posible particularidad de forma diferente, explicada a continuación. Un contorno inicial 32 resulta de un hexágono regular inscrito en un círculo 31, de lados 33 y de vértices 34, y de un círculo 35 concéntrico al círculo 31, de manera a obtener seis vértices redondeados (es decir, constituidos por arcos de círculo 37 de extremidades 38, 39 separando los lados 33). Partiendo de esta sección de inicio, los lados 33 están curvados hacia el eje del dilatador para formar unos lados cóncavos 33A, por ejemplo por mecanizado de las caras respectivas de la parte activa 4 según un radio de curvatura p definido. Un contorno 32A está así formado por seis lados cóncavos 33A separados por vértices redondeados 37A asimilables aquí también a talones de extremidades 38A, 39A. Este contorno se aparenta a una hipocicloide modificada de seis lados a seis vértices redondeados. El ángulo de ataque en el vértice 39A (rotación en el sentido de la flecha R1) está designado por γ (ángulo formado en cada vértice 39A, estando los lados constituidos por las tangentes en 39A al círculo 35 y al círculo de radio p). Se observa que en cada vértice, la longitud del arco de círculo 37A es sensiblemente inferior a la del arco de círculo 37, siendo esta reducción evidentemente en función del valor elegido por el radio de curvatura p .

Una cuarta variante (sección 40 no rayada) representada en la figura 6 es análoga a la variante 30 de la figura 5, con la diferencia que el contorno (referenciado aquí 42B) casi hipocicloidal está modificado, uno de los lados (referencia 43B) presentando una entalladura 50, de manera a formar con una de las extremidades 48A de un arco de círculo o talón 47A (extremidades 48A, 49A) un vértice puntiagudo 51 cuya sucesión sobre la parte activa 4 constituye una arista cortante de ángulo de ataque δ en el sentido de rotación simbolizado por la flecha R2, el ángulo de ataque γ en los puntos 49A (ver también figura 5) quedando sin cambio. Evidentemente, es posible prever varias aristas cortantes, varios lados 43B, incluso todos, pudiendo ser mecanizados de manera que varios vértices comprendan una punta 51. Esta variante presenta la ventaja para el práctico facultativo de evitar el cambio de herramienta durante una operación de compresión ósea, como se precisará más adelante en la parte dedicada a los dispositivos de puesta en práctica del dilatador.

Se concibe que un gran número de otras formas de secciones puedan realizarse. Especialmente el polígono de inicio podría ser un pentágono, un octógono, etc..., mientras que los lados pueden obedecer a dibujos particulares.

A título de ejemplo, la figura 7 representa una sección 55, de aspecto general hexagonal, cuyos lados 56 corresponden a un tipo de sinusoide y cuyos vértices 57, todos, (es decir todas las aristas correspondientes) presentan la ventaja de poder ejercer una doble función de compresión y de corte (ver *infra*).

Según otra forma de ejecución, igualmente a las múltiples variantes posible, el dilatador está concebido de manera a poder realizar un asiento de implante cuya sección reproduce o se acerca al menos aproximativamente a la sección de un alveolo natural desviando sensiblemente de la forma circular (ver figura 1).

La figura 8 muestra un dilatador 1 de sección 60 (no rayada), de eje de simetría 61, que comprende un alma circular 62 y al menos una protuberancia (la forma sería aproximadamente la de una leva), según el ejemplo dibujado dos protuberancias 63,64 simétricas con relación al eje 1A (forma aproximativa de un doble ovoide). Estas protuberancias de flancos curvos presentan unas extremidades 65,66 (que pueden ser redondeadas por esmerilado). Por un accionamiento adecuado del dilatador, como lo veremos más abajo, se obtiene un asiento del implante de contorno 67, correspondiendo groseramente aquí a una curva de Cassini y cerca del contorno de un alveolo natural según la figura 1H. Se concibe fácilmente a partir de este ejemplo que otras formas de secciones pueden realizarse para formar un asiento de implante cuyo contorno reproduce el contorno de un alveolo natural no circular o por lo menos se acercará

ES 2 342 930 T3

lo mejor posible (por ejemplo sección de forma ovoide simple). Estos dilatadores de secciones específicas (de los cuales se pueden prever aquí también unos juegos de dimensiones crecientes) pueden eventualmente ponerse en práctica después de una primera elaboración de una abertura circular mediante dilatadores según la primera forma de ejecución (figuras 3 a 7).

5

Se va a exponer ahora el modo de puesta en práctica de los dilatadores según la invención permitiendo la formación de un sitio de implante.

10 Como se ha dicho más arriba, después de una eventual elaboración, en un primer tiempo, de una abertura piloto de poco diámetro (2.0 mm por ejemplo), a una profundidad P deseada, por perforación usual, el asiento del implante está dilatado progresivamente gracias a un juego de dilatadores de dimensiones crecientes, hasta acabar con la elaboración del asiento ósea final previsto para la colocación del implante, siendo el incremento en general del orden de 0,10 a 0,25 mm, estando entendido que el práctico facultativo adaptará éste a las circunstancias momentáneas (por ejemplo, la elección de un incremento menor en presencia de hueso duro o cuando se acerca al diámetro final previsto para el

15

Cada dilatador 1 de un juego está sometido a dos tipos de movimientos, a saber un movimiento de translación, a lo largo del eje 1A, y un movimiento de rotación en el sentido horario y/o anti-horario.

20

Según un proceso, estos dos tipos de movimientos, translación y rotación, son, para engendrar la compresión de la pared ósea, ejercitados en dos fases sucesivas.

25

Una primera fase consiste en introducir axialmente un dilatador 1 en la abertura, por choques axiales repetidos transmitidos a la varilla 2 hasta alcanzar una profundidad definida (esta puede ser igual o inferior a la profundidad final P del asiento del implante, esta última puede alcanzarse poco a poco). Esta primera fase engendra una primera compresión de materia ósea, muy limitada. Se entiende por las figuras 9A y 9B que, con relación a los dilatadores circulares tradicionales, la introducción con un dilatador según la invención se efectúa con suavidad, puesto que la materia desplazada/comprimida está considerablemente reducida. En efecto, para extender el asiento del implante de un diámetro D1 a un diámetro D2 con el método tradicional de los punzones cilíndricos, la cantidad o el volumen de materia ósea que hay que comprimir mediante un punzón de diámetro D2 correspondiendo a la superficie rayada 70 multiplicada por la profundidad P o momentáneamente elegida de la abertura, esto por golpes axiales necesariamente de fuerte intensidad. En comparación (ver figura 9B), la cantidad o el volumen de materia ósea a comprimir durante la introducción axial de un dilatador según la variante 30 por ejemplo, corresponde a la suma de las áreas 71 multiplicada por la misma profundidad, suma que es muy inferior a la área 70.

30

La incomodidad que produce al paciente la preparación ósea del asiento del implante está así extremadamente reducida. Por otra parte, el práctico-facultativo controla perfecta y fácilmente el adelantamiento axial del dilatador.

35

Una segunda fase consiste en someter este mismo dilatador a una dilatación en un sentido R1 (indicado en las figuras 3-8 y 9B). Es en el transcurso de esta fase que tiene lugar la casi totalidad de la operación de compresión, el dilatador expulsa y simultáneamente comprime hacia la periferia del asiento la materia ósea cuyas mallas se volverán a apretar suavemente, esto sin quitar las partes óseas. A la figura 9B, la cantidad de materia ósea comprimida corresponde a la suma de la superficies 72 multiplicada por la profundidad P (o la profundidad momentánea) de la abertura. Esta fase de compresión, debido a que se desarrolla sin golpes sobre el dilatador, no engendra incomodidad particular para el paciente. La amplitud angular de la rotación o el número de vueltas del dilatador se decidirá caso por caso por el práctico-facultativo, siendo el ángulo mínimo en cualquier hipótesis dictado por la elección de la sección de la parte activa del dilatador (así, refiriéndonos por ejemplo a la variante 9B, el práctico-facultativo hará girar el dilatador de al menos un ángulo de 60°, de manera a obtener la forma circular del asiento del implante), y/o por la sección que se tiende a obtener para el asiento óseo.

40

Así, refiriéndonos a la figura 8 la compresión de la pared ósea de la abertura no solo procede de la rotación en el sentido horario R1, sino por el ejercicio de movimientos oscilantes de ángulo ω en el sentido R1 y R2. Teniendo en cuenta la sección 60 de la herramienta evocada anteriormente, se llega así al asiento del implante de contorno 67, próximo a la forma de un alveolo natural según la figura 1H.

45

Además de la compresión de la materia ósea que provoca, el movimiento de rotación permite modular finamente la compresión en función de la calidad (variable) del hueso y, por ello, dominar el calibrado del asiento. En particular, cuando el hueso es esponjoso el práctico-facultativo puede limitar la rotación al mínimo, mientras que si el hueso es duro, por lo tanto también más elástico, puede decidir de imprimir al dilatador una vuelta o incluso varias vueltas completas, optimizando así la calidad de la pared del asiento óseo facilitando a la vez la extracción del dilatador fuera de dicho asiento.

50

Cuando el dilatador comprende al menos una arista cortante (ver las figuras 6 y 7, aristas 51 y 57 respectivamente), el accionamiento en rotación en el sentido anti-horario R2 le hará ejercer una función de corte. Tal rotación puede ser de amplitud limitada o efectuarse sobre una o varias vueltas. Además, puede acompañarse o no de un movimiento de traslación. El empleo de un dilatador apto a acumular las funciones de compresión de la pared ósea y de corte, puede resultar útil en particular si una progresión del dilatador en dirección axial encuentra dificultades, debidas por ejemplo a la presencia de zonas óseas más densas que las atravesadas hasta ahora durante la inserción del dilatador hacia el

55

ES 2 342 930 T3

fondo del sitio óseo, o si una diferencia de densidad ósea tiende a hacer desviar el dilatador de su eje de trabajo correcto (a razón de la presencia, por ejemplo de una cortical ósea de espesor asimétrico en el sentido transversal, como esto se encuentra frecuentemente durante la elaboración de sitios para las incisivas y caninas superiores).

5 Según otro proceso, los dos tipos de movimientos translación y rotación, son para engendrar la compresión de la pared ósea ejercitados concomitadamente.

10 Evidentemente, en este caso, es preferible que las aristas del dilatador en vez de ser rectas como representadas en la figura 2, sean al menos ligeramente helicoidales. Esta manera de proceder facilita entonces la penetración de la herramienta en la abertura, puesto que está sometida a una fuerza de tracción que tiene tendencia a hacerla progresar hacia el interior del sitio óseo. De hecho, el trabajo de compresión que resulta de la primera fase del proceso (compresión que se puede calificar de auxiliar, ver *supra*), y los golpes axiales y ligados, de impulsión ciertamente despreciable, en comparación a la creada por las herramientas del arte anterior, está totalmente eliminado. En otros términos, todo pasa como si las dos fases de dicho primer proceso fueran reunidas en una sola, compresión "auxiliar" por una parte y compresión propiamente dicha engendrada por la sola rotación por otra parte, teniendo lugar al mismo tiempo. Así, la eventual incomodidad remanente que dichos golpes podrían dejar subsistir se encuentra totalmente anulada.

20 Finalmente en lo que se refiere a la parte apical o cabeza de ataque 7, 7' (ver figuras 2A y 2B), está puede conformarse de manera a ejercer, o, a la inversa, no ejercer una acción cortante, siendo posible todas las combinaciones (en número 4): acción cortante con la sola rotación R1; acción cortante con la sola rotación R2; acción cortante tanto con la rotación R1 como con la rotación R2; ninguna acción cortante, ni con la rotación R1 ni con la rotación R2.

25 Evidentemente, según un modo de realización de los ejemplos descritos, las acciones ejercitadas por la parte activa del dilatador con relación a los sentidos de rotación podrían ser invertidas, una rotación en el sentido R1 engendra entonces un corte, si la herramienta comprende al menos una arista cortante (o una compresión a falta de tal arista), y una rotación en el sentido R2 provoca una compresión. Esta inversión es aplicable de manera análoga a la parte apical.

30 En cuanto a la lección de la sección misma del dilatador es función de la ponderación de diferentes parámetros:

especialmente la intensidad de los choques axiales para la penetración axial del dilatador en la abertura (si se opta por la aplicación del primer proceso explicado), el riesgo de arranque de materia ósea, el ángulo de ataque, la cantidad de materia ósea a comprimir durante el avance axial del dilatador. Así, la penetración axial y luego la rotación del dilatador se harán más fácilmente, con un dilatador según la variante 10 que con un dilatador según la variante 20, siendo, la superficie y el volumen de materia ósea desplazada inferiores con las aristas 13 que con los talones 27. En cambio, el riesgo de extracción intempestiva de materia ósea especialmente durante la introducción axial del dilatador, puede ser ligeramente más importante con un dilatador de sección 10 que con un dilatador de sección 20. La forma casi hipocicloide de las secciones 30, 40 permite paliar el inconveniente mencionado con respecto a la sección 20, disminuyendo todavía más la cantidad de materia ósea a comprimir durante el movimiento axial, quedando el ángulo de ataque relativamente grande. Por esto, una sección de tipo de la representada en las figuras 5 y 6 constituye un compromiso muy satisfactorio: reducción considerable de la intensidad de los choques axiales y excelente dominio de la modulación de la compresión de la materia ósea durante la rotación del dilatador (sentido R1). Estas consideraciones valen igualmente, por lo menos en parte, cuando se considera aplicar el segundo proceso descrito.

45 Teniendo que someterse el dilatador, para realizar un asiento definido, a movimientos definidos, el especialista está confrontado al problema de los medios que permiten asegurar estos últimos. Es el objeto de la segunda parte de la invención, que se refiere a dispositivos nuevos de los cuales algunas formas de ejecución se describirán ahora, a título de ejemplos no limitativos, pudiendo estos dispositivos clasificarse en dos categorías, una primera refiriéndose a dispositivos automáticos, y otra a dispositivos manuales.

50 Entrando en la primera categoría evocada, una realización ventajosa de un dispositivo automático 100 está representada en perspectiva en la figura 10 y en sección en la figura 11 según un plano de simetría P (figura 10) pasando por el eje 1A confundiendo con el eje de misma referencia del dilatador 1. Las figuras 12, 13 y 14 muestran a mayor escala los diferentes órganos constitutivos esenciales que se perciben en la figura 11.

55 El dispositivo 100 se presenta bajo la forma general conocida de una cabeza de contra-ángulo 101 situada en la prolongación de un mango 102 y en la cual está enclavado un dilatador, especialmente un dilatador 1 según la invención. Esta cabeza comprende una caja 103 que abriga, en dos alojamientos 104A (alojamiento inferior), 104B (alojamiento superior) separados por una pared 104 de abertura central (no referenciada), un mecanismo asegura especialmente las funciones de un mandril, es decir el bloqueo y el accionamiento del dilatador, estando un elemento por lo menos del mecanismo sometido a la acción de un árbol de transmisión 118 sobre la extremidad del cual está fijado un piñón 119.

65 El mecanismo permite accionar el dilatador 1 tanto en translación, es decir axialmente, como en rotación, en el sentido horario y en el sentido anti-horario. A tal fin, comprende esencialmente, según un ejemplo de medio de translación, un percutor 130 dispuesto encima de un órgano de accionamiento en rotación 120. Estos dos elementos 120, 130 cooperan uno con otro y forman un canal 120A, 130A destinado a recibir el dilatador 1.

ES 2 342 930 T3

El dilatador 1 introducido en el canal 120A, 130A se vuelve solidario al percutor 130 y puede liberarse de éste gracias a un sistema de bloqueo/desbloqueo clásico conocido comprendiendo una tecla de desenganche 105 prolongándose por una pata (no representada) y sometida a la acción de un muelle de desenganche 106, un cerrojo 107 provisto de una ala 107A, y un muelle 108 de retención de cerrojo alojado en una ranura 148 del percutor 130 (figura 12) y circunvalando este último junto con dicho cerrojo 107. Para bloquearlo, el dilatador está introducido en el canal 120A, 130A al mismo tiempo que una presión se ejerce sobre la tecla de desenganche 105 contra la fuerza del muelle 106, liberando así la pata precitada el cerrojo 107 hacia atrás de la prolongación del canal 130A con relación al eje 1A. Cuando el espaldón 3A de la cabeza 3 del dilatador viene a toparse contra un talón 142 del percutor 130, se suelta la presión sobre la tecla 105, el cerrojo 107 se introduce entonces en la ranura 3B del dilatador 1 bajo la acción del muelle de retención 108 para asegurar el bloqueo de dicho dilatador. El desbloqueo del dilatador 1 procede de la operación inversa, una presión sobre la tecla 105 tiene por efecto liberar el cerrojo 107 de la ranura 3B del dilatador 1 y por consiguiente liberar este último.

El órgano de accionamiento en rotación 120 presentando el taladro 120A, está formado por un reductor alojado en el espacio inferior 104A y cumpliendo al mismo tiempo una función de quicionera libre en rotación. El reductor 120 comprende una corona dentada cónica 127 en toma con un piñón 119, este reductor demultiplica la velocidad de rotación del árbol de transmisión 118 y multiplica así el par transmitido al percutor 130. La parte inferior del reductor 120 presenta un asiento de guiado 128 guiada por un cojinete 129. Encima de la corona 127 se extiende un asiento 126 asegurando un despejo suficiente al piñón 119 y abriéndose sobre una base 125. La cara superior de esta última presenta un espaldón 124 que se apoya sobre la pared 104 mediante, por ejemplo, una junta giratoria (no representada), y una rampa 121 helicoidal que se inicia después de un talón 123, según el ejemplo sobre 360° (incluso la parte plana 123), la parte terminal de la rampa forma una cara de apoyo 122.

El órgano de accionamiento en translación 130 (en este caso el percutor) que presenta el taladro 130A está formado de una pieza cilíndrica escalonada en el espacio superior 104B. La parte inferior de este órgano 130 comprende una rampa 131 cooperando con la rampa 121 del reductor y presentando una forma complementaria a esta última (pendiente helicoidal iniciándose después de un talón 133, ángulo de 360° incluido la parte plana 133, formando la parte terminal una cara de apoyo 132). Encima de esta rampa 131 se extienden, una parte central 134, un collarín 141 separado de la parte central 134 por una garganta 140, y una parte terminal 145 que se eleva de la cara superior 143 del collarín 141. La parte central 134 comprende dos aberturas de guiado o hendiduras 135 rectas diametralmente opuestas cuya altura es igual al menos al doble de la altura de la cara de apoyo 122 del reductor (o 133 de percutor) y cuyo flanco izquierdo 136 cada vez es redondeado. A nivel del collarín 141 adelanta en el canal 130A un talón 142 formando tope al espaldón 3A del dilatador. La parte terminal 145 presenta una abertura 146 en la cual puede introducirse el cerrojo del dilatador 107, así como una ranura 148 en la cual se coloca el muelle de retención 108.

Alrededor de la parte 145 está dispuesto un órgano elástico 109, en particular unos discos-muelles o muelles Belleville cuyos bordes inferior y superior (no referenciados) toman apoyo sobre la cara superior 143 del collarín 141 y sobre una caperuza (no referenciada) de la caja 103 respectivamente. El órgano elástico 109 que trabaja a la compresión (ejerciendo pues una fuerza contraria a una fuerza de compresión actuando sobre él) apoya constantemente el percutor contra el reductor 120.

Una extremidad 116 de un brazo de selección 115 puede introducirse indistintamente en una u otra de las hendiduras 135 o despejada de estas aberturas por la acción de un botón de selección 117. El brazo 115 está dispuesto de tal manera que una colisa 110 de la cual está solidario mediante un pasador 114 se encuentra a nivel de la garganta 140 del percutor cuando éste está en posición baja (ver más lejos). La colisa está provista de protuberancias interior 111 y exterior 112 opuestas una a otra, pudiendo la protuberancia interior 111 llegar a alojarse en la garganta 140 y la protuberancia exterior 112 en una ranura 113 dispuesta en la caja.

El funcionamiento del dispositivo 100 es el siguiente: cuando el árbol de transmisión 118 está accionado, su movimiento de rotación está transformado de tal manera que el dilatador 1 pueda accionarse en translación, es decir axialmente sometiendo éste a movimientos de vaivén según el eje 1A, y/o en rotación.

Según el ejemplo, el movimiento en translación se acompaña de un efecto de percusión sobre el dilatador 1. Para provocar este efecto, la extremidad 116 del brazo de selección está introducida en una de las hendiduras 135 y bloquea así el grado de libertad en rotación del percutor 130. El árbol de transmisión 118 acciona el reductor 130 en rotación en el sentido indicado por la flecha R1 (sentido horario). Imaginando un punto de salida donde el talón 133 de la rampa 131 del percutor 130 está en apoyo contra el talón 123 de la rampa 121 del reductor 120 y estando las caras 132, 122 enfrente una de otra (posición baja del percutor 130 correspondiendo aproximadamente a la posición representada a la figura 11), el percutor 130 está empujado progresivamente hacia arriba, contra la acción del órgano elástico 109, hasta cumplimiento de una vuelta completa (posición alta del percutor 130), luego empujado contra el reductor 120 por el órgano elástico 109 cuya liberación brusca de energía almacenada engendra una percusión transmitida al dilatador 1 solidario al percutor 130, encontrándose entonces este último en el punto de salida precitado, estando los talones 133 y 123 de nuevo aplicados uno contra otro. El práctico facultativo repetirá estos ciclos de percusión, el dilatador 1 hundiéndose progresivamente en el asiento del implante comprimiendo a la vez la materia ósea, esto hasta que el dilatador 1 haya alcanzado la profundidad P definida del asiento del implante. Evidentemente, el práctico facultativo podrá modular la presión axial del dilatador en dicho asiento como lo entiende, ejerciendo una fuerza axial (según el eje 1A) en una dirección o en otra.

ES 2 342 930 T3

Para realizar la segunda etapa de compresión de la materia ósea (refiriéndonos especialmente al primero de los dos procesos descritos más arriba con respecto a los tipos de movimientos dados al dilatador) el práctico facultativo hace efectuar al dilatador 1 una rotación- de la cual decide de la amplitud angular-únicamente en el sentido horario R1 o alternativamente en el sentido horario R1 y anti-horario R2, según el tipo de dilatador (ver *supra*) que utiliza. Para esto, el práctico facultativo despeja la extremidad 116 del árbol de selección 115 fuera de la hendidura 135 tirando el botón de selección 117 hacia atrás, lo que procura al percutor 130 una libertad en rotación. Simultáneamente, la colisa 110, es decir la protuberancia 111 de ésta, se introduce en la garganta 140 del percutor 130 suprimiendo así el grado de libertad del percutor 130 en translación (o grado de libertad del movimiento axial). El percutor 130, en posición baja, está accionado en rotación por el reductor contra el cual el órgano elástico 109 lo mantiene apoyado.

Cuando en el curso de la preparación ósea el práctico facultativo estima que en un sitio dado sería ventajoso, por ejemplo, para efectuar momentáneamente o en un espacio de tiempo más largo un trabajo de corte (o raspado), o por vencer una resistencia debida a una dureza -local o pudiendo extenderse sobre una distancia más importante- del hueso, y en la hipótesis evidentemente que el dilatador momentáneamente enganchado al percutor 130 sea del tipo de arista cortante (ver variante 40 de la primera forma de realización del dilatador 1), el práctico hará girar el dilatador en el sentido anti-horario R2, de un ángulo que determina, que será a menudo de algunos grados solamente, pero que podrá ser sensiblemente mayor y sobrepasar incluso los 360°. A tal fin, invertirá simplemente el sentido de la rotación R1 en R2 (ver alineación precedente), sin tener que cambiar de herramienta, es decir sin tener que apelar a un instrumento de corte habitual.

La ejecución descrita comprende un sistema de seguridad, puesto que si una rotación en el sentido R2 está accionado (inversión del sentido de rotación del árbol de transmisión 118), la extremidad 116 del árbol de selección 115 se libera automáticamente de la hendidura 135, gracias a la forma redondeada o ensanchada del flanco lateral izquierdo 136 de la hendidura 135 contra la cual está colocada dicha extremidad. Además, en este sentido anti-horario, la cara de apoyo 122 del reductor, impidiendo cualquier deslizamiento del percutor, ya que el par necesario a la operación puntual de corte es mayor que el necesario a la operación de compresión ósea.

El especialista entiende que a partir de esta forma de ejecución que los dos movimientos pueden combinarse, estando entonces el dilatador sometido simultáneamente a un movimiento en translación y a un movimiento en rotación en uno cualquiera de los dos sentidos, de conformidad con el segundo de los dos procesos descritos más arriba a propósito de los tipos de movimientos dados al dilatador. Así, a título de ejemplo, el dilatador 1 puede someterse, concomitantemente al movimiento de translación, el mismo acompañado de una percusión, a un movimiento en rotación en un sentido en otro, de ángulo limitado, gracias a una conformación helicoidal de las hendiduras 135, pudiendo ser la hélice de pendiente derecha o izquierda en vez de ser rectilíneas.

Así el dispositivo 100 presenta una ventaja suplementaria de gran interés, a saber el de la polivalencia: más allá de la aplicación privilegiada de preparación de asiento del implante de la cual se acaba de hablar, este dispositivo permite en efecto, de ejecutar cualquier función tradicional de perforación.

A título de ilustración, dos formas de realización de dispositivos menos sofisticadas, entrando en la segunda categoría invocada (dispositivos manuales), se van ahora a describir mediante las figuras 15 a 19 (primer ejemplo de forma de realización) y 20 a 22 (segundo ejemplo de forma de realización).

El dispositivo 200 (figura 15) comprende un manguito 201 de eje 201A y compuesto por una parte delantera 202 y por una parte trasera 203, una cabeza de fijación 204 de un dilatador 1 de eje 1A dispuesto a la extremidad delantera de la parte 202 del manguito 201, y un dispositivo de percusión 205 dispuesto en la zona trasera de la parte 203 del manguito 201 y cooperando con dicha parte 203.

La cabeza 204 (ver figuras 16 y 17) es una pieza de forma 206 presentando en su extremidad delantera un talón 207 y una abertura 208 de eje 1A en la cual la varilla 2 del dilatador 1 (figura 1) puede introducirse o quitarse, estando la parte superior de esta abertura 208 parcialmente obturada por un tope 209. La extremidad trasera de la pieza 206 presenta, en la prolongación del eje 201A, una abertura (no referenciada) en la cual está situado un órgano de fijación 210 uniendo la cabeza 204 al manguito 201. Entre las dos aberturas precitadas está dispuesta una tercera abertura (no referenciada) en la cual está montado un muñón 211 de eje 211A alrededor del cual puede pivotar un cerrojo 212 dispuesto sobre la cara superior (no referenciada) de la pieza 206 y presentándose en forma de plaqueta aproximadamente triangular de ángulos muy redondeados. El cerrojo comprende delante del eje de pivoteo 211A dos aberturas 213, 214 (de ejes no referenciados paralelos al eje 1A) mordiendo una en otra, el diámetro de la abertura 213 correspondiendo al diámetro 3B de la garganta de varilla del dilatador 1 (para las referencias 3A,3B,3C,3D, ver figura 1), correspondiendo el diámetro de la abertura 214 al diámetro del sombrero 3D. El cerrojo 212 permite unir el dilatador 1 a la cabeza 204 en translación cuando está abatido en la garganta 3B del dilatador, después de introducción de éste hasta que el espaldón 3A venga contra el tope 209, estando el talón 3C enfrente de dicho tope asegurando la unión en rotación del dilatador (posición mostrada a la figura 16).

El dispositivo de percusión 205 (figuras 18 y 19) comprende una masa 215 que puede oscilar a lo largo de la parte 203 del árbol 201, estando a la vez y con preferencia unida en rotación gracias a un elemento 216 cuya extremidad (no representada) está guiada en una ranura 217 de la parte 203. La masa puede inmovilizarse al exterior de la parte 203 gracias a un pestillo 220 dispuesto sobre su cara superior (no referenciada), estando este pestillo pivotando alrededor de un muñón 221, por accionamiento manual de una espiga 222 y pudiendo abatirse contra una garganta 218 prevista

ES 2 342 930 T3

en la parte superior del elemento 203 del mango 201 (figura 19, pestillo 220 en estado abatido). El dispositivo de percusión comprende finalmente un botón 226 fijado sobre la cara superior (no referenciada) de la parte 203 del mango 201 por un órgano de fijación 227.

5 Para efectuar la inserción axial del dilatador en el asiento del implante, el práctico facultativo libera la masa 215 abriendo el pestillo 220 y la golpea contra un espaldón 225 (figura 18) previsto a la parte superior de la parte 202 del mango 201). Cuando el dilatador ha llegado a la profundidad deseada, el práctico procede a la compresión ósea haciendo girar el dispositivo 200 manualmente. Evidentemente, es igualmente posible imprimir al dilatador un movimiento de rotación simultáneamente a la percusión. Para extraer el dilatador del asiento del implante, el práctico
10 facultativo puede, si es preciso, golpear la masa 215 contra el botón 226.

El dispositivo puede realizarse con mangos 201 de longitudes diferentes (por ejemplo un juego de partes de mango 202 de diferentes longitudes, o previendo un elemento 202 telescópico), para asegurar una buena accesibilidad en cualquier circunstancia. Por otra parte, es evidente que una cabeza de fijación podría construirse de manera que el eje
15 1A del dilatador 1 y el eje 201A del mango 201 tengan un mismo soporte.

El dispositivo 300 representado en las figuras 20,21 y 22 se compone de un mango 301 de eje 301A (casi idéntico al mango 201 tal como descrito más arriba) fijado a un brazo 303, de eje 303A, en una de las extremidades del cual está montada una cabeza de contra-ángulo 302 (conocida en sí) reteniendo el dilatador 1 de eje 1A, comprendiendo la
20 otra extremidad una moleta o ruleta 304. Según el ejemplo, los ejes 1A, 301A y 303A están en un mismo plano y los ejes 1A y 301A están paralelos entre ellos.

El dilatador 1 está unido en translación por un mismo sistema de bloqueo 211, 212 que el que se ha descrito a propósito del dispositivo 200. Pero la diferencia con este último es que el dilatador puede someterse a un accionamiento en rotación gracias a un mecanismo alojado en un cárter 305 de la cabeza 302 (ver figura 22 donde este mecanismo es visible, estando la cabeza 302 representada sin el cárter). Este mecanismo comprende un mango de accionamiento 306 en el interior del cual un tope coopera con el espaldón 3A y el talón 3C del dilatador (dicho tope, el espaldón 3A y el talón 3C no son visibles en las figuras, observando que el especialista, conociendo este mecanismo, puede considerar cualquier otro elemento de construcción para asegurar la unión dilatador-mango). El mango 306 está provisto de una corona dentada 307 en toma con un piñón de dentado frontal 308 constituyendo la parte terminal de un árbol 309 guiado en un tubo 310 del brazo 303. La moleta 304 está fijada en la extremidad opuesta del árbol 309 por un órgano de fijación no representado.
30

Una nuez 312 puede deslizar a lo largo del tubo 310 e inmovilizarse sobre este último en una posición definida mediante un tornillo de presión 313, en consideración a las condiciones de accesibilidad del asiento del implante en la boca del paciente. Con el fin de preservar una rotación intempestiva de la nuez 312, y muy especialmente el paralelismo entre el eje 301A y el eje 1A del dilatador, el tubo 310 del brazo 303 comprende un talón 311 contra el cual el tornillo de presión viene en apoyo. El mango 301 está fijado sobre la nuez sobre la cara superior (no referenciada) de ésta, por ejemplo por atornillamiento.
40

Después de ejercicio del movimiento de translación por accionamiento del dispositivo de percusión 205 (cf. figura 21 y explicaciones dadas más arriba con respecto al dispositivo 200), el movimiento de rotación del dilatador-precisando que el dispositivo 300 permite una rotación en el sentido horario y anti-horario (acciones de compresión y de raspado o de corte)- está accionado por una acción sobre la ruleta 304 (en la mayoría de los casos, el número de vueltas que el práctico facultativo hará hacer al dilatador es como máximo igual a dos, y será a menudo inferior a uno). Igual que con el dispositivo 200, el dilatador puede, estando sometido a la vez a una translación a lo largo de su eje 1A, accionarse en rotación alrededor de este mismo eje.
45

Es evidente que numerosas otras formas de realización o variantes de dispositivos manuales u automáticos pueden concebirse, sin salir del marco de la presente invención. Se observará en este contexto que más allá del aspecto racional procurado por la posibilidad de separar el dilatador, cualquiera que sea, del dispositivo puesto en práctica, el hecho de proveer los mangos de los dispositivos manuales de un sistema de accionamiento en translación, ventajosamente por percutor comprendiendo una masa, asimismo como la creación automática de golpes axiales (dispositivo automático), medios inexistentes hasta la fecha, permite especialmente mejorar el dominio del calibrado de una asiento de implante, esto mismo utilizando los dilatadores convencionales cilíndricos (punzones), *a fortiori* cuando se utilizan dilatadores descritos más arriba y reivindicados. Además, la aplicación de estos dispositivos puede extenderse más allá de las preparaciones de asientos óseos. En particular, resultan perfectamente adaptados para recibir herramientas con fines de efectuar intervenciones de sobreelevación del seno maxilar (por la técnica de sobreelevación de un fragmento óseo alveolar).
55

Los instrumentos de preparación ósea y sus dispositivos de puesta en práctica según la invención constituyen los dos pilares de un sistema integrado altamente innovador -denominado con razón "SDD" (sistema de dilatación suave) o "SDS" (soft dilating system)- y añadiendo su piedra al edificio extendiendo considerablemente los campos de aplicaciones de la implantología.
60

65

REIVINDICACIONES

- 5 1. Instrumento de compresión ósea utilizable especialmente en medicina dental para preparar un asiento óseo con vistas a la colocación de un implante de inserción axial especialmente para sustituir un diente natural, comprendiendo este instrumento una parte activa permitiendo formar dicho asiento óseo y pudiendo terminarse por una parte apical, **caracterizado** porque la parte activa presenta una sección recta cuya forma está definida de tal manera que un movimiento en rotación de la herramienta alrededor de un eje, tiene por efecto comprimir la materia ósea hacia la periferia de este asiento e imprimir simultáneamente a este último una forma determinada inducida de los parámetros anatómicos del asiento óseo del diente natural, siendo su amplitud angular esencialmente función de los parámetros anatómicos del asiento óseo del diente natural, siendo su amplitud angular esencialmente función cada vez del tipo de contorno de la sección de la herramienta y de las cualidades mecánicas de la materia ósea trabajada, y que puede orientarse en el sentido horario o anti-horario, o ser alternativa en un sentido y en el sentido inverso.
- 15 2. Instrumento según la reivindicación 1, **caracterizado** porque la rotación está precedida o acompañada de un movimiento de translación en el sentido de dicho eje en el asiento óseo.
- 20 3. Instrumento según la reivindicación 1 o 2, **caracterizado** porque la forma de dicha sección recta es otra que circular, estando el carácter no circular definido por el hecho de que la diferencia relativa entre el diámetro del círculo pasando por el punto o el conjunto de puntos de la sección recta más alejada del eje de rotación y el diámetro del círculo pasando por el punto o el conjunto de puntos de la sección más cercana a dicho eje es igual o superior a 0,5%.
- 25 4. Instrumento según una de las reivindicaciones 1 a 3, **caracterizado** porque dicha sección recta es al menos aproximadamente de forma poligonal, presentando con preferencia los vértices del polígono una forma curva, o de segmento circular, o de talón.
- 30 5. Instrumento según la reivindicación 4, **caracterizado** porque el polígono es con preferencia del tipo pentágono, hexágono o heptágono.
- 35 6. Instrumento según la reivindicación 4 o 5, **caracterizado** porque la forma poligonal está modificada, pudiendo al menos uno de los lados ser curvado hacia el eje de rotación o presentar cualquier otro trazado curvado, en particular sinusoidal, o combinado recto/curvo.
7. Instrumento según una de las reivindicaciones 1 a 3, **caracterizado** porque la forma de dicha sección recta es aproximadamente en asteroide o petaloide de al menos tres ramas.
8. Instrumento según una de las reivindicaciones 1 a 3, **caracterizado** porque dicha sección recta presenta al menos una parte descentrada.
- 40 9. Instrumento según una de las reivindicaciones 1 a 3, 7 u 8, **caracterizado** porque la forma de dicha sección recta es aproximativamente en ovoide con un vértice con preferencia redondeado o en forma de segmento circular.
- 45 10. Instrumento según una de las reivindicaciones 1 a 3, 7 u 8, **caracterizado** porque la forma de dicha sección recta es aproximadamente en doble ovoide con dos vértices opuestos con preferencia en forma redondeada o de segmento circular.
- 50 11. Instrumento según una de las reivindicaciones 1 a 10, **caracterizado** porque la parte activa presenta, en un plano axial, un perfil determinado en función del perfil axial deseado del asiento óseo.
12. Herramienta según la reivindicación 11, **caracterizado** porque el perfil de la parte activa puede ser recto, curvo o combinado recto/curvo.
- 55 13. Instrumento según la reivindicación 11 o 12, **caracterizado** porque el perfil de la parte activa presenta una forma escalonada por sucesión de espaldones de dimensiones decrecientes en dirección de la parte apical.
- 60 14. Instrumento según una de las dimensiones 1 a 13, **caracterizado** porque la parte activa comprende al menos una arista y que esta arista es recta o helicoidal.
15. Instrumento según la reivindicación 14, **caracterizado** porque al menos una arista es viva, redondeada, o en forma de talón.
- 65 16. Instrumento según una de las reivindicaciones 1 a 15, **caracterizado** porque la parte activa presenta dos subpartes, estando una subparte trasera prolongada de una subparte delantera cónica llegando a la parte apical, estando la conicidad ventajosamente del orden de 1°.
17. Instrumento según la reivindicación 16, **caracterizado** porque la longitud de la subparte delantera corresponde al menos aproximadamente a la profundidad del asiento del implante.

ES 2 342 930 T3

18. Instrumento según una de las reivindicaciones 14 a 17, **caracterizado** porque su rotación en un sentido provoca una compresión de la pared ósea del asiento del implante y que su rotación en el sentido inverso provoca una sección o un raspado de la pared ósea del asiento del implante, estando al menos una arista cortante.

5 19. Instrumento según una de las reivindicaciones 11 a 18, **caracterizado** porque la parte apical puede ejercer una acción de corte, sea durante uno solamente de los dos sentidos de rotación, sea durante de los dos sentidos de rotación.

10 20. Dispositivo de puesta en práctica provisto de un instrumento de compresión ósea según una de las reivindicaciones 1 a 19, comprendiendo unos medios que permiten transmitir a dicho instrumento un movimiento en translación en el sentido del eje de dicha herramienta y un movimiento en rotación.

15 21. Dispositivo según la reivindicación 20, **caracterizado** porque el medio que transfiere el movimiento en translación está formado de un sistema de percusión comprendiendo un percutor cooperando con un órgano de transmisión de un movimiento de rotación, estando el instrumento unido al percutor.

20 22. Dispositivo según la reivindicación 21, **caracterizado** porque unos medios de cooperación entre el percutor y el órgano de transmisión permiten someter el percutor a un movimiento de vaivén de amplitud definida, y a dicho movimiento de rotación a una combinación de estos movimientos, estando el movimiento resultando transmitido al instrumento.

25 23. Dispositivo según la reivindicación 22, **caracterizado** porque los medios de cooperación están formados por dos rampas complementarias haciéndose frente y dispuestas, una sobre el órgano de transmisión del movimiento en rotación, la otra sobre el percutor, estando este último sometido a la acción de un órgano elástico.

24. Dispositivo según la reivindicación 22 o 23, **caracterizado** porque comprende medios de selección de manera que el instrumento efectúa el movimiento o la combinación de movimientos deseada.

30 25. Dispositivo según la reivindicación 24, **caracterizado** porque los medios de selección están formados por un brazo de selección cuya extremidad coopera al menos con una abertura que comprende el percutor, estando el brazo de selección accionado mediante un mecanismo de selección, de manera a imponer al percutor el movimiento en translación combinado o no con el movimiento en rotación.

35 26. Dispositivo según la reivindicación 25, **caracterizado** porque la abertura presenta un flanco redondeado que permite provocar una liberación automática de la extremidad del brazo de selección fuera de dicha abertura cuando el percutor está sometido a una rotación en un sentido definido.

40 27. Dispositivo según la reivindicación 20, **caracterizado** porque el sistema de percusión está dispuesto sobre una parte de un mango comprendiendo un espaldón, estando la herramienta introducida en una cabeza a la extremidad opuesta del mango y unida en rotación y en translación.

28. Dispositivo según la reivindicación 27, **caracterizado** porque la unión en translación está asegurada por un cerrojo que puede pivotar alrededor de un muñón.

45 29. Dispositivo según la reivindicación 27 o 28, **caracterizado** porque el sistema de percusión comprende una masa pudiendo deslizar sobre una distancia, a lo largo de una parte del mango y golpear contra un espaldón previsto sobre el mango.

50 30. Dispositivo según la reivindicación 29, **caracterizado** porque la masa está unida en rotación.

31. Dispositivo según la reivindicación 29 o 30, **caracterizado** porque la parte extrema del mango comprende una parada contra la cual la masa puede venir a golpear a fin de facilitar la extracción de la herramienta de una abertura.

55 32. Dispositivo según una de las reivindicaciones 29 a 31, **caracterizado** porque la masa puede bloquearse en una extremidad del mango mediante un mecanismo de bloqueo.

60 33. Dispositivo según, las reivindicaciones 27 a 32, **caracterizado** porque someterse manualmente a un movimiento en rotación alrededor del eje del instrumento, de manera a accionar este último en rotación.

65 34. Dispositivo según la reivindicación 20, **caracterizado** porque el sistema de percusión está dispuesto sobre una parte de un mango comprendiendo un espaldón, estando este mango unido a un brazo en una de las extremidades del cual está dispuesta una cabeza recibiendo la herramienta cuyo eje se extiende ortogonalmente al eje de dicho brazo y paralelamente al eje del mango.

35. Dispositivo según la reivindicación 34 **caracterizado** porque el sistema de percusión corresponde al definido en una u otra de las reivindicaciones 29 a 32.

ES 2 342 930 T3

36. Dispositivo según la reivindicación 35, **caracterizado** porque el mango provisto de su sistema de percusión está unido al brazo por un elemento de unión que puede deslizar a lo largo del brazo e inmovilizarse sobre éste gracias a un medio de bloqueo.

5 37. Dispositivo según la reivindicación 36, **caracterizado** porque el elemento de unión está unido en rotación sobre el brazo, de manera a mantener el paralelismo del eje del instrumento y del eje del mango.

10 38. Dispositivo según la reivindicación 37 **caracterizado** porque la unión en rotación está asegurada por un talón que presenta el brazo, estando el elemento de unión provisto de un talón correspondiente.

10 39. Dispositivo según una de las reivindicaciones 34 a 38, **caracterizado** porque el instrumento introducido en la cabeza está unido en translación mediante un cerrojo y es libre en rotación, estando el instrumento unido a un mango rotativo.

15 40. Dispositivo según la reivindicación 39, **caracterizado** porque el mango está en toma con un árbol de transmisión que puede accionarse mediante una ruleta, de manera a permitir el accionamiento en rotación del instrumento.

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

FIG. 1A

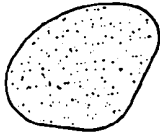


FIG. 1B

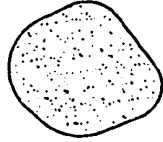


FIG. 1C

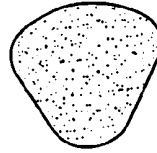


FIG. 1D

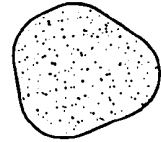


FIG. 1E

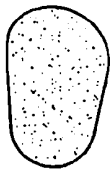


FIG. 1F

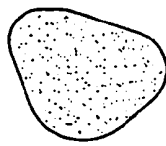


FIG. 1G

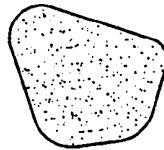


FIG. 1H

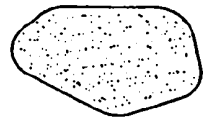


FIG. 2A

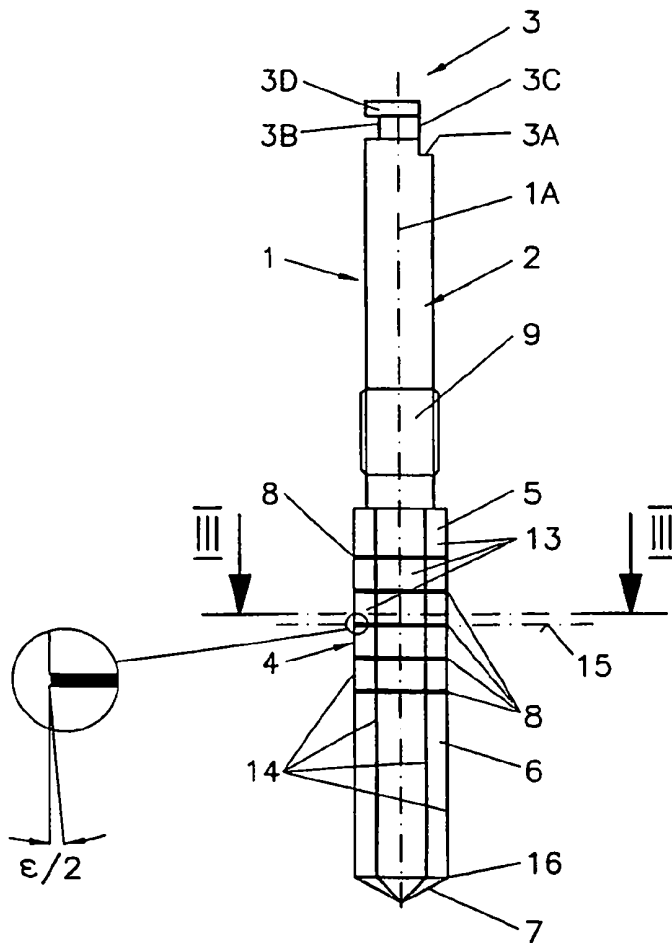


FIG. 2B

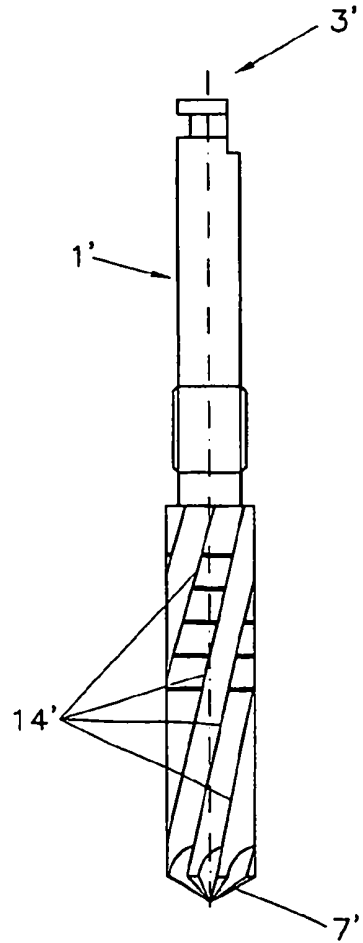


FIG. 3

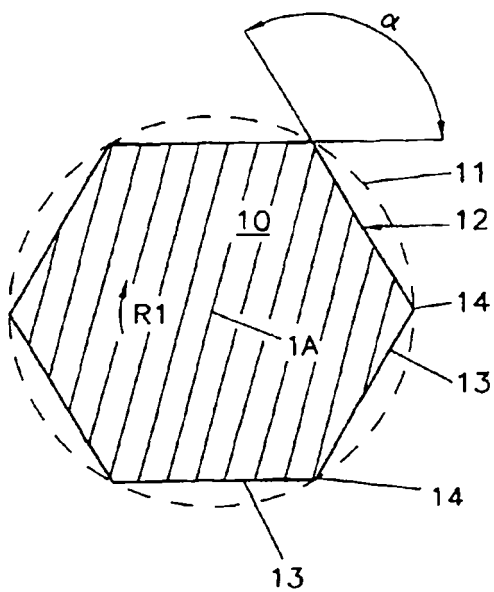


FIG. 4

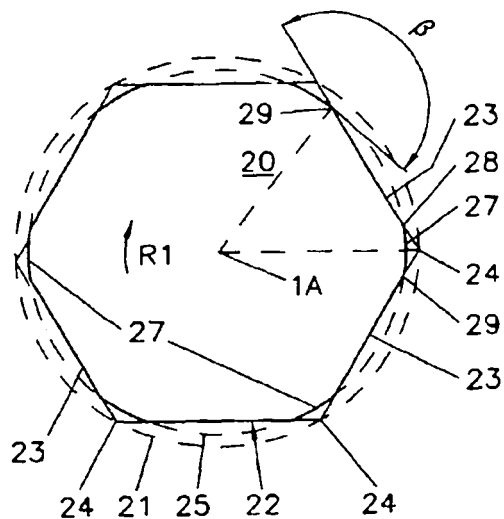


FIG. 5

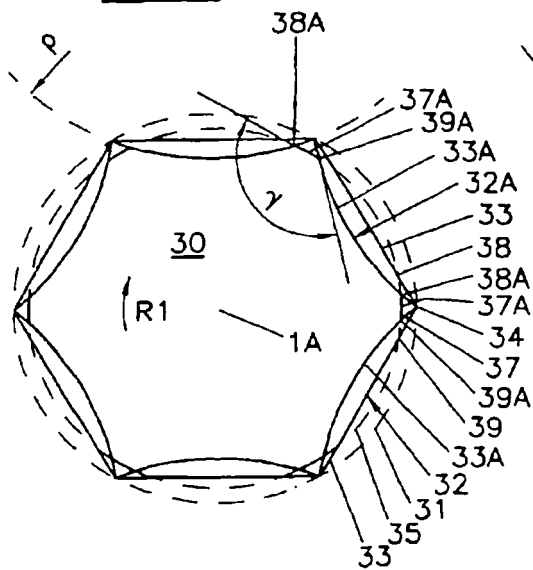


FIG. 6

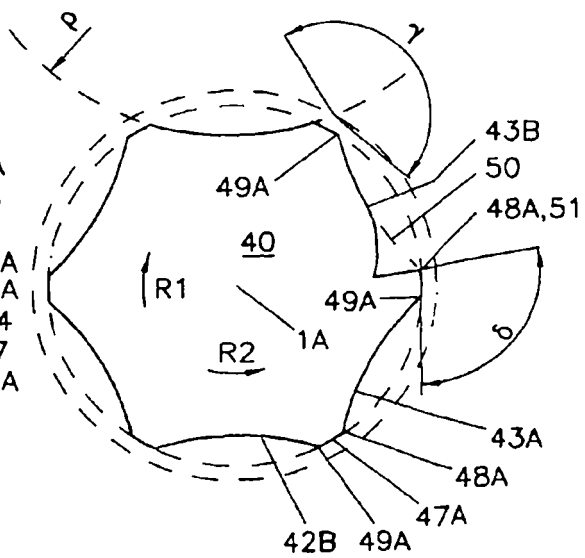


FIG. 7

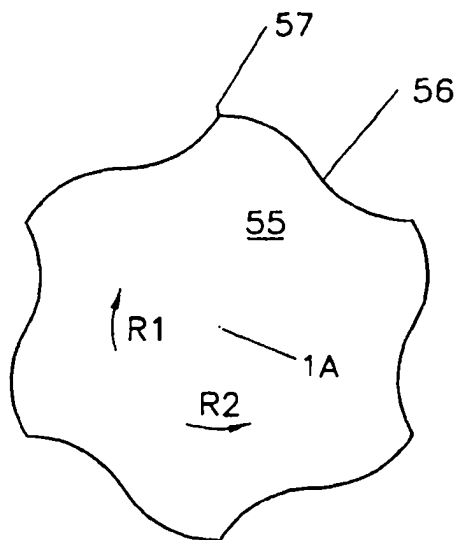


FIG. 8

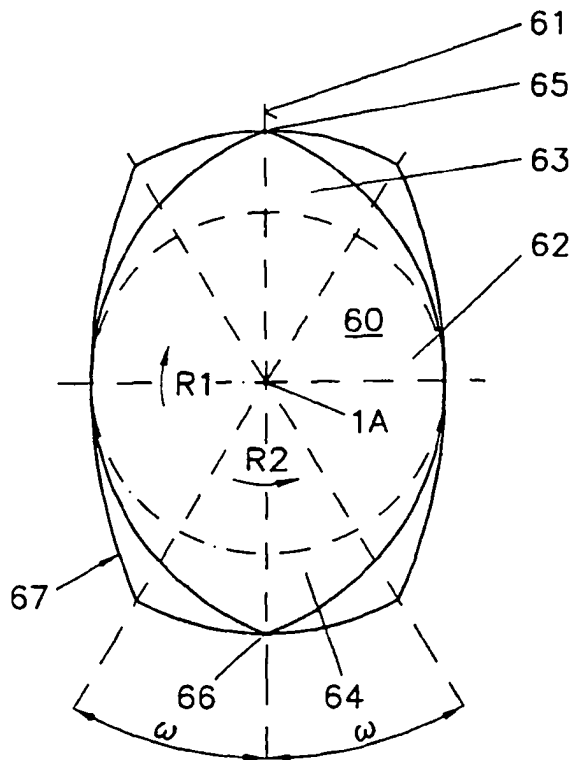


FIG. 9A

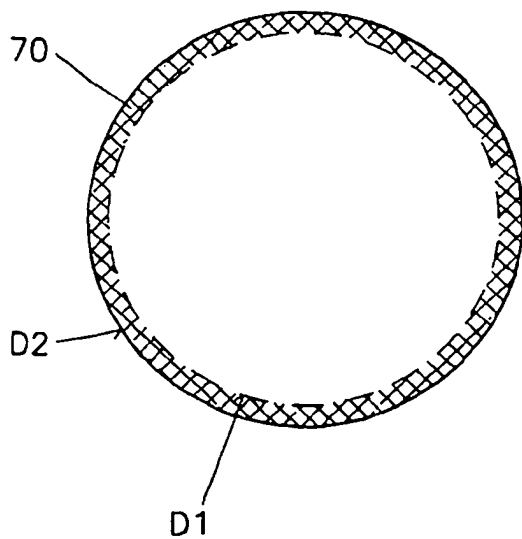


FIG. 9B

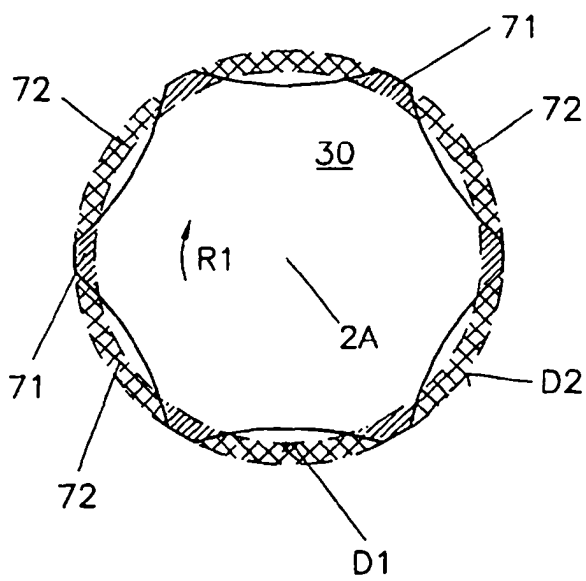


FIG.10

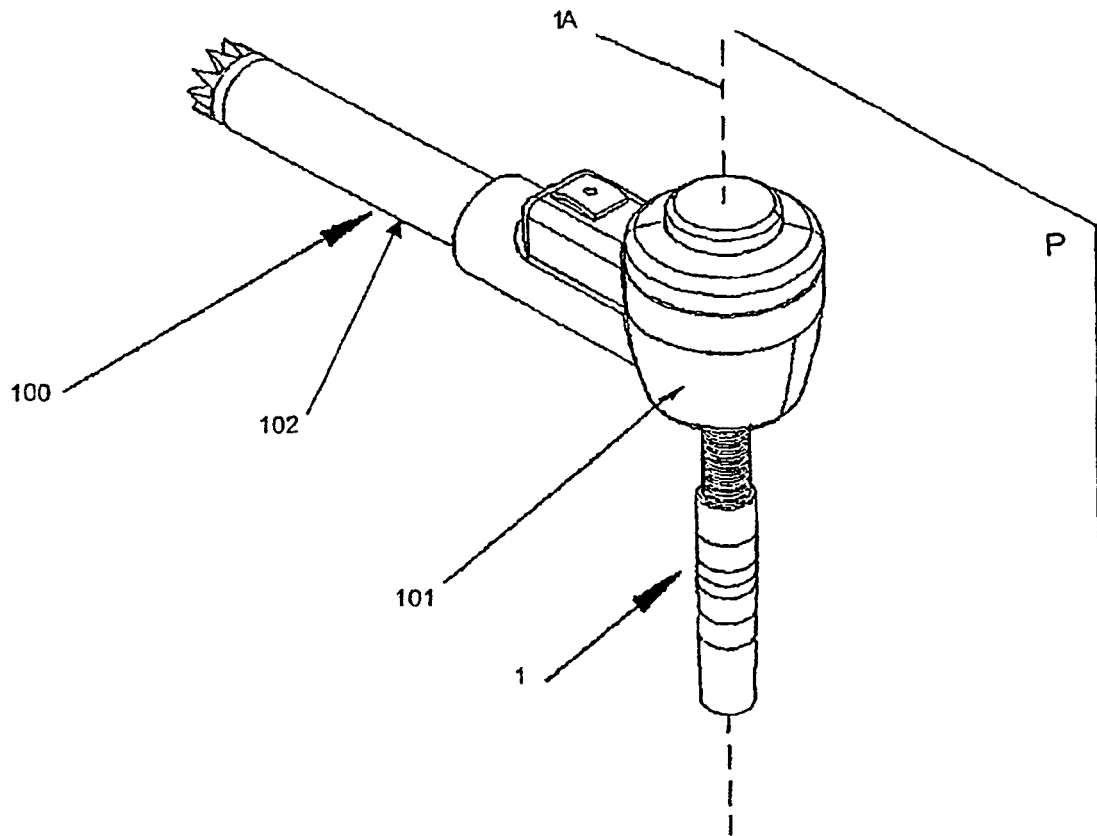


FIG. 11

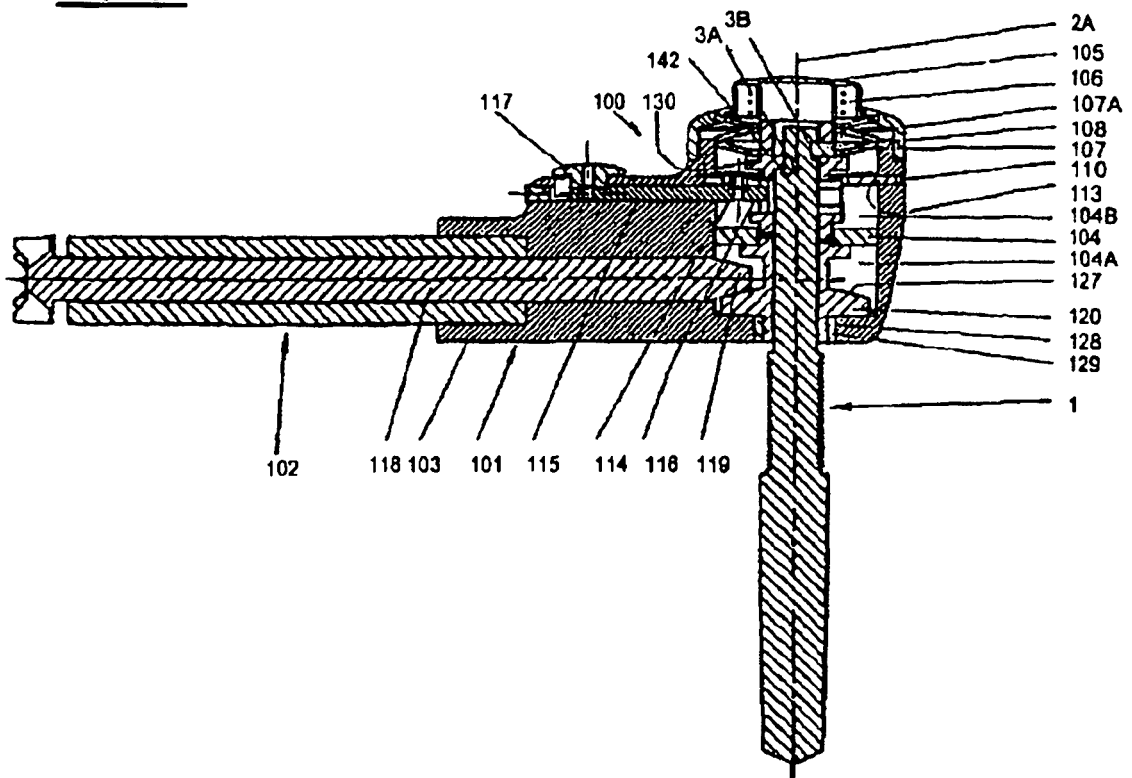


FIG. 12

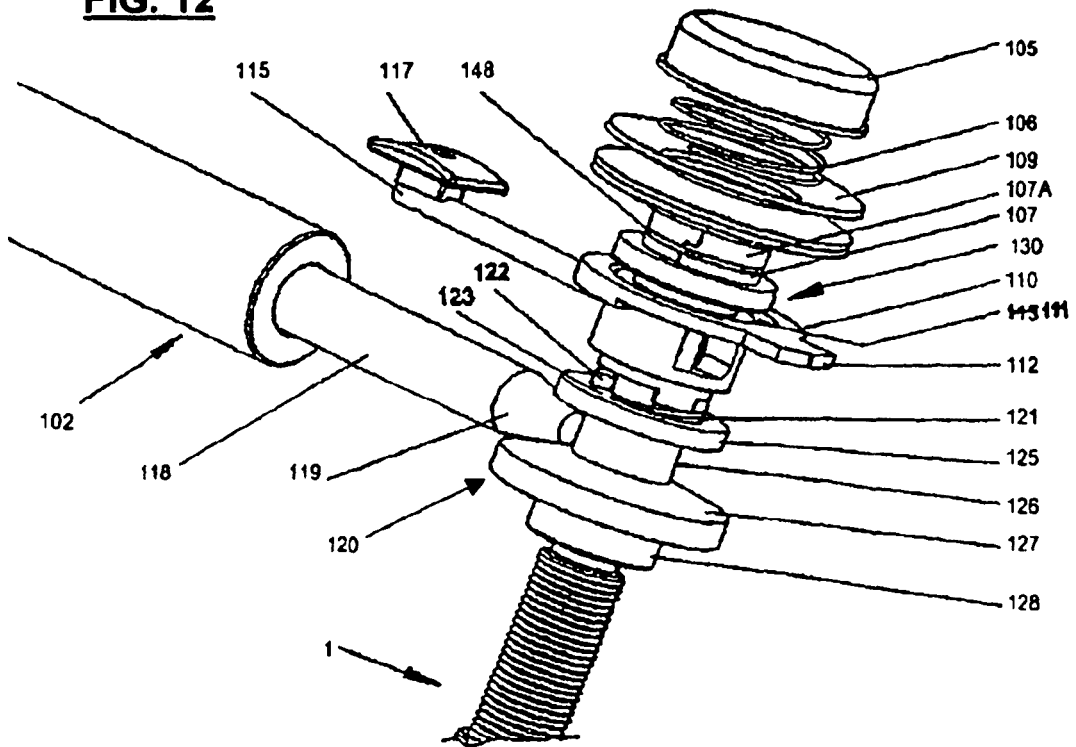


FIG.13

FIG.14

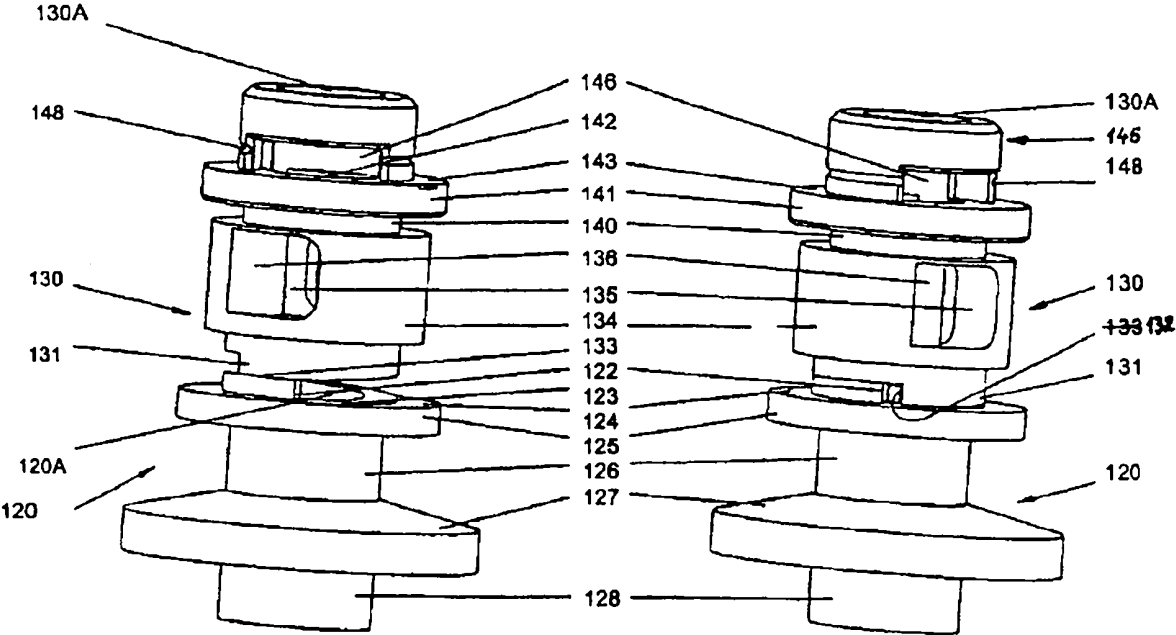


FIG. 15

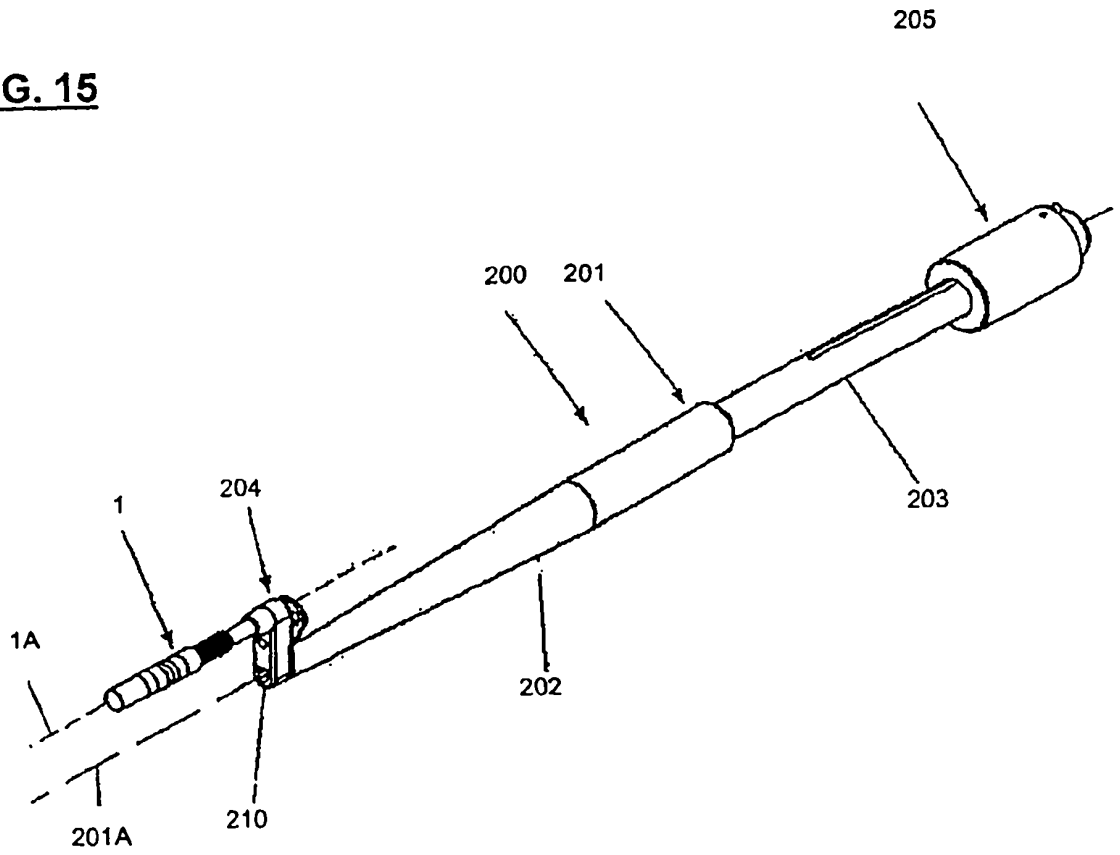


FIG. 16

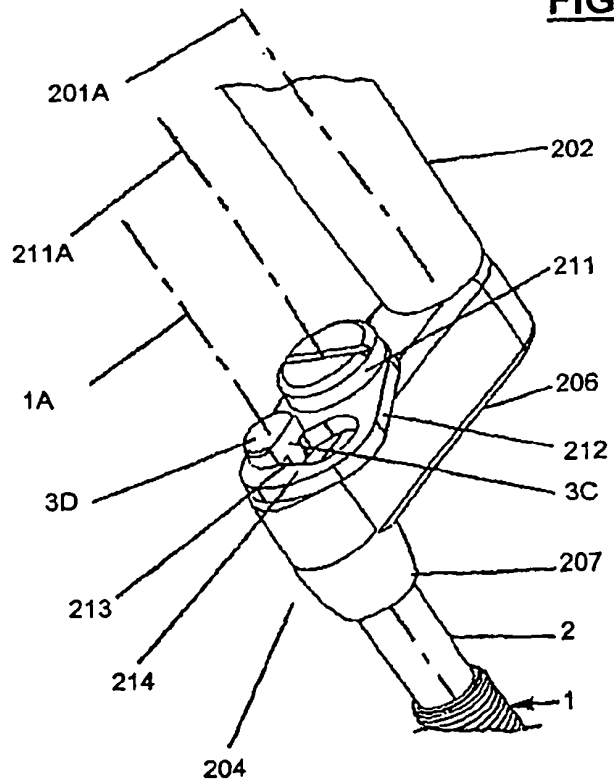


FIG. 17

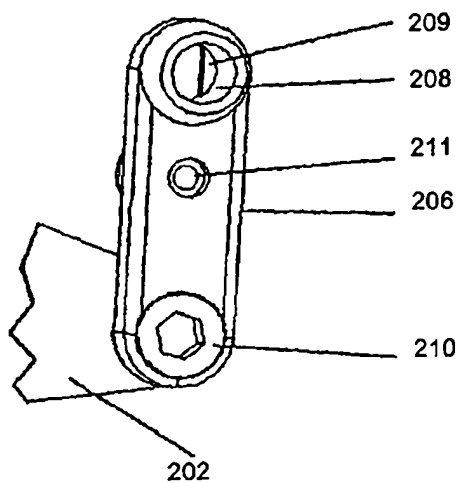


FIG. 18

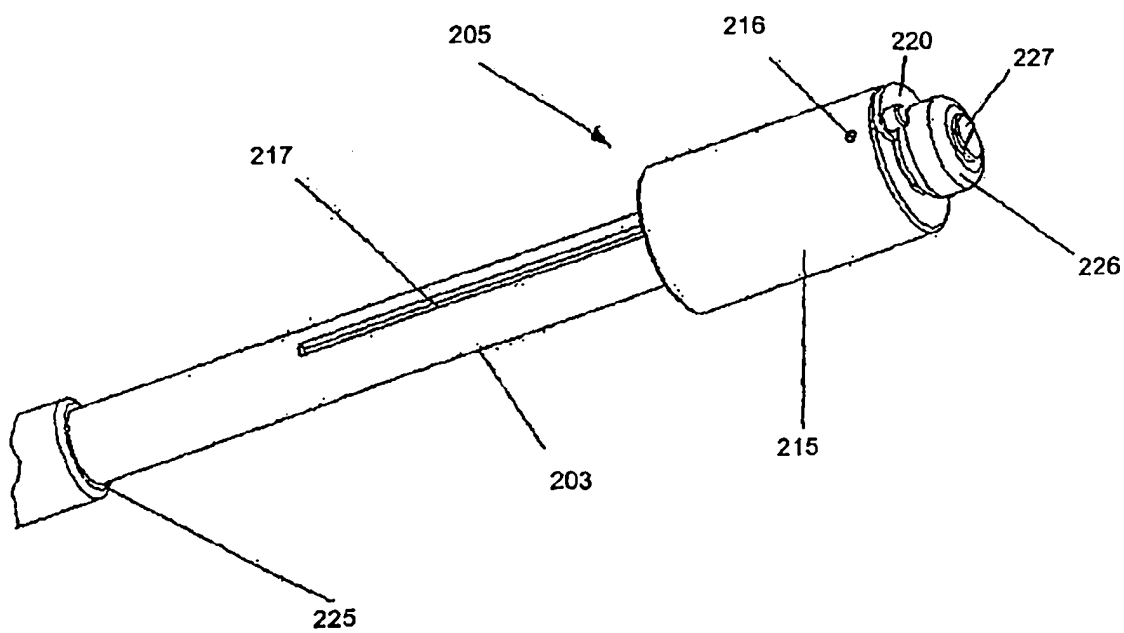


FIG. 21

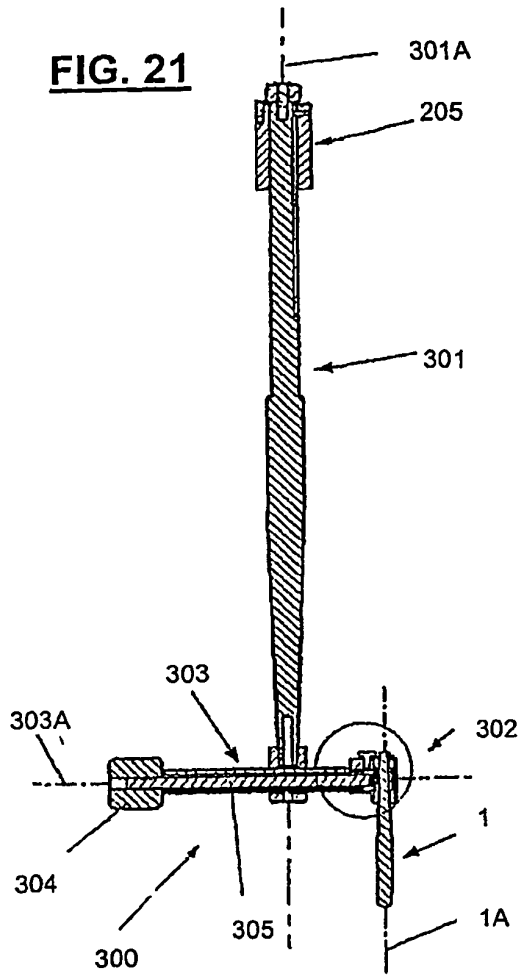


FIG. 22

