

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 986 016**

51 Int. Cl.:

A61C 8/00

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **30.01.2017 E 21154107 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **19.06.2024 EP 3847997**

54 Título: **Implante dental**

30 Prioridad:

29.01.2016 EP 16153466

27.09.2016 EP 16190958

22.12.2016 EP 16206385

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

08.11.2024

73 Titular/es:

NOBEL BIOCARE SERVICES AG (100.0%)

Balz-Zimmermann-Str. 7

8302 Kloten, CH

72 Inventor/es:

QUARRY, ANTONY;

VONWILLER, STEPHAN;

WEITZEL, JÖRG;

PFISTER, NIKI;

BURKE, EDMUND;

AMETI, SERIF;

SOLLBERGER, DAVID y

BERNHARD, NICOLAI

74 Agente/Representante:

PONS ARIÑO, Ángel

ES 2 986 016 T3

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

DESCRIPCIÓN

Implante dental

5 Campo técnico

10 La invención se refiere a un implante dental, en particular, para la inserción en el tejido óseo de un paciente, que comprende un cuerpo del núcleo que presenta un extremo apical y un extremo coronal, donde el cuerpo del núcleo comprende un canal que está abierto al extremo coronal y se extiende a lo largo de la dirección longitudinal del implante desde el extremo coronal hacia el extremo apical.

Antecedentes de la invención

15 Los implantes dentales se usan ampliamente en la terapia reconstructiva para compensar la pérdida de un diente. Por lo general, se insertan en el hueso de la mandíbula en lugar de un diente extraído o mudado, para sostener allí, después de una fase de curación de aproximadamente cuatro a doce semanas, una pieza protésica que sirve como prótesis dental o corona. A tal efecto, dicho implante dental generalmente se configura como un cuerpo metálico de forma adecuada insertado en la mandíbula o el tejido óseo atornillándolo en el lugar previsto. Como regla general, el extremo apical del implante dental incluye una rosca de tornillo, en la
20 mayoría de los casos una rosca de tornillo autocortante, con la cual el implante dental se inserta en el lecho del implante preparado correspondientemente.

25 Los implantes dentales pueden configurarse en un diseño de una pieza, en el que la prótesis dental se une directamente al implante después de su inserción en el hueso de la mandíbula. En una alternativa, en particular, para facilitar la inserción en la boca del paciente y en particular para permitir una preparación particularmente extensa de la prótesis antes de fijarla en el implante, ya antes del tratamiento del paciente, por ejemplo, en un laboratorio dental, los sistemas de implante dental también pueden presentar una configuración de varias piezas. En particular, se puede proporcionar una construcción generalmente de dos piezas, el sistema de implante dental comprende una primera pieza de implante, también conocida como el implante real o parte
30 posterior, prevista para ser insertada en el hueso de la mandíbula, y además de esto, una segunda pieza del implante asociada a la misma, también denominada pieza de parte de montaje o estribo, sobre la cual, a su vez, se puede montar la pieza protésica dental provista como prótesis o similar.

35 La superficie externa del implante real o la pieza posterior generalmente está provista de una rosca, que puede diseñarse como una rosca autocortante o no autocortante. El implante o la pieza posterior generalmente están anclados en un lecho de implante preparado correspondientemente de la mandíbula. La construcción de la rosca provista en el área externa del implante dental generalmente está configurada para una alta estabilidad primaria de la disposición y un avance uniforme de las fuerzas que surgen bajo la carga de masticación del implante dental en el hueso de la mandíbula.

40 A tal efecto, en particular, para una alta estabilidad primaria después de la inserción del implante en el tejido óseo, se conocen varios enfoques para configurar la rosca y el cuerpo del implante de la técnica anterior. Se pueden proporcionar diversas geometrías de rosca y combinaciones de las mismas, por ejemplo, formando diferentes tipos de rosca o roscas de diferentes parámetros de rosca en diferentes zonas del cuerpo del implante. A partir del documento WO 2008/128757 A2, se conoce un implante del tipo mencionado anteriormente que presenta muescas helicoidales adicionales en la superficie externa de la rosca respectiva y/o directamente en el cuerpo del implante entre dos roscas cercanas. En otros sistemas, se puede proporcionar una rosca de tipo compresión, que presenta muescas estrechas. También se puede lograr una alta estabilidad primaria al reducir el tamaño del orificio perforado en el hueso del paciente en el sitio provisto
45 para el implante, de modo tal que, cuando el implante se atornilla en el cuerpo del núcleo del implante junto con las roscas provistas en el mismo, se comprime el material óseo circundante. Sin embargo, una compresión demasiado fuerte puede hacer que los vasos sanguíneos en el hueso colapsen, lo que impediría que el hueso sane después de la inserción.

55 Otro objetivo generalizado para el diseño específico del implante y la rosca provista sobre el mismo es la llamada estabilidad secundaria u osteointegración, que es la regeneración del material óseo en contacto directo con la superficie del implante.

60 El documento de los EE. UU. 2007/0190491 A1 describe un diseño de implante con una geometría de sección transversal no redonda del cuerpo del implante. Para este diseño, se ha reconocido que la mayoría de los dientes naturales también son de sección transversal no redonda y, por lo tanto, se supone que una estructura de sección transversal similar del cuerpo del implante coincide mejor con la posición natural de los vasos sanguíneos en el tejido óseo. apoyando una buena y rápida osteointegración.

65 Los implantes dentales, como los descritos anteriormente, se insertan comúnmente en el tejido óseo de un paciente por medio de una herramienta de inserción, por ejemplo, un impulsor de implante. A tal efecto, una

porción distal de la herramienta de inserción se introduce en una cavidad provista en una porción coronal del implante. Esta porción distal coopera con la cavidad del implante de modo tal que, al girar la herramienta de inserción alrededor de su eje longitudinal, el implante se atornilla en el tejido óseo. Para lograr una colocación confiable y precisa del implante en el tejido óseo, la herramienta de inserción debe estar correctamente asentada, es decir, totalmente engranada, en el implante. Cualquier inadaptación o desalineación entre la herramienta de inserción y el implante dental puede complicar la inserción del implante en el tejido óseo y provocar el riesgo de una colocación incorrecta del implante.

5

Además, la herramienta de inserción se puede usar para recoger el implante y transportarlo al sitio de implantación donde se va a insertar en el tejido óseo. En este caso, si surgen desajustes o desajustes entre la herramienta y el implante, el implante puede caerse de la herramienta de inserción antes de que haya alcanzado la ubicación deseada. Tales ocurrencias pueden incluso presentar riesgos significativos para la salud del paciente si se traga o aspira el implante.

10

Para lograr un ajuste de fricción entre la herramienta de inserción y el implante, el documento de los EE. UU. 7,131,840 B2 enseña el uso de una junta tórica en la porción distal de un impulsor de implante. Sin embargo, la configuración que se enseña en este documento no permite que un médico evalúe de manera confiable si la herramienta de inserción y el implante están correctamente engranados entre sí.

15

Otro enfoque para mejorar la conexión entre la inserción y el implante se describe en el documento de los EE. UU. 8,864,494 B2, utilizando una pieza de sujeción para conectar la herramienta de inserción al implante. Después de que el implante se haya insertado en el tejido óseo, la pieza de sujeción debe retirarse del implante. Por consiguiente, este enfoque requiere el uso de un componente dental adicional en forma de pieza de sujeción y requiere pasos adicionales por parte del médico, lo que hace que el procedimiento de inserción del implante sea complicado y engorroso.

20

25

Por consiguiente, sigue existiendo la necesidad de un enfoque confiable, eficiente y simple para unir una herramienta de inserción, como un impulsor de implante, a un implante dental, que proporciona una indicación clara de si la herramienta de inserción y el implante dental están correctamente unidos entre sí.

30

Además, sigue existiendo la necesidad de una herramienta de inserción que permita la inserción confiable de un implante en el tejido óseo, al tiempo que minimice el riesgo de daño o rotura del implante, en particular, una cavidad del mismo.

35

Además, sigue existiendo la necesidad de un implante dental que permita la inserción confiable del mismo en el tejido óseo, mientras que minimice el riesgo de daño o rotura del implante, en particular, una cavidad o canal del mismo. Como se ha detallado anteriormente, un implante dental generalmente se inserta en la mandíbula o el tejido óseo de un paciente atornillándolo en el lugar previsto.

40

A tal efecto, el extremo apical del implante dental incluye una rosca de tornillo, en la mayoría de los casos una rosca de tornillo autocortante, con la cual el implante dental se inserta en el lecho del implante preparado correspondientemente.

45

La rosca del tornillo desempeña un papel importante para la colocación y el engranaje confiables y precisos del implante en la mandíbula o el tejido óseo. En particular, la rosca del tornillo debe permitir una inserción suave y precisa del implante en la mandíbula o el tejido óseo y asegurar un engranaje estable del implante con la mandíbula o el tejido óseo después de la inserción.

50

A tal efecto, el documento WO 2016/125171 A1 enseña el uso de un implante dental roscado en el que una superficie apical de la rosca presenta un hueco de superficie apical que se extiende proximalmente hacia una superficie coronal de la rosca. Sin embargo, la configuración descrita en este documento proporciona una mejora en la colocación y estabilidad del implante solo para un intervalo limitado de ángulos de rosca, es decir, ángulos de rosca de más de aproximadamente 15°.

55

Por consiguiente, sigue existiendo la necesidad de un implante dental que permita una colocación y engranaje confiables y precisos del mismo en un hueso de la mandíbula o tejido óseo para una amplia variedad de ángulos de rosca del implante, en particular, ángulos de rosca pequeños.

60

El documento WO2015/125139 describe un implante dental que comprende uno o más cortes anulares de una porción de la corona.

Sumario de la invención

65

En vista de estos aspectos, como se explicó anteriormente, un objeto de la invención es proporcionar un implante dental del tipo mencionado anteriormente con propiedades incluso superiores con respecto a la estabilidad primaria y secundaria. Un objeto adicional de la presente invención es proporcionar un implante

5 dental que permita la inserción confiable del mismo en un hueso de la mandíbula o tejido óseo, al tiempo que minimice el riesgo de daño o rotura del implante, en particular, una cavidad o canal del mismo. Además, la invención presenta como objetivo proporcionar un implante dental que permita una colocación y engranaje confiables y precisos del mismo en un hueso de la mandíbula o tejido óseo para una amplia variedad de ángulos de rosca de implante, en particular, pequeños ángulos de rosca de implante.

Estos objetivos se logran mediante un implante dental con las características técnicas de la reivindicación 1. Las realizaciones preferidas de la invención se deducen a partir de las reivindicaciones dependientes.

10 La sección transversal del cuerpo del núcleo y/o el volumen externo que envuelve la rosca pueden caracterizarse por un parámetro de excentricidad característico para la desviación de la sección transversal respectiva de la forma circular. A efectos de esta descripción, este parámetro de excentricidad se define como la relación del radio máximo de la sección transversal a su radio mínimo, de modo tal que el parámetro de excentricidad adopta el valor 1 para la forma circular. Este parámetro de excentricidad se puede evaluar para
 15 cada valor de un parámetro característico para una coordenada en dicha dirección longitudinal, por ejemplo, el eje longitudinal del implante (y). A fin de proporcionar una transición particularmente suave entre la zona del extremo de la punta (= sección transversal circular, parámetro de excentricidad = 1) y la primera zona o la zona con forma (= sección transversal lobulada o no redonda, parámetro de excentricidad > 1), en una realización preferida, el parámetro de excentricidad en dicha zona de transición del cuerpo del núcleo y/o la rosca externa
 20 presenta una dependencia lineal del parámetro de coordenadas en dirección longitudinal.

Las direcciones principales en la zona de transición y/o en la primera zona o la zona con forma del cuerpo del núcleo y/o de la rosca, en la que el radio respectivo de la sección transversal presenta un máximo local, en la
 25 dirección de rotación se puede posicionar según un efecto deseado en el tejido óseo, en particular con ángulos seleccionados individualmente. Sin embargo, en otra realización preferida, se posicionan simétricamente con respecto al eje longitudinal central de dicho cuerpo del núcleo o dicho volumen envolvente externo, respectivamente (simetría axial). Este diseño permite un cambio comparativamente suave y regular en el grado de compresión ejercida sobre el tejido óseo circundante como consecuencia del procedimiento de atornillado.

30 En una realización considerada particularmente preferible, el perfil externo del implante, tal como se define por el contorno externo o el volumen envolvente de la rosca, con respecto al eje central longitudinal de dicho cuerpo del núcleo y con respecto a los máximos o mínimos locales coincide con el contorno externo de dicho cuerpo del núcleo. En otras palabras: en esta realización preferida, en aquellas orientaciones con respecto al eje longitudinal en el que el radio del cuerpo del núcleo presenta un máximo local, el contorno externo del volumen
 35 externo que envuelve la rosca adopta también un máximo local. Esta coincidencia de los contornos puede efectuarse mediante una superposición de las direcciones principales respectivas dentro de un intervalo de tolerancia de preferentemente +/- 20°, y en una realización preferida puede ser exacta. El diseño "coincidente" presenta la ventaja particular de que, al insertar el implante en el tejido óseo, el hueso se condensa y relaja según la geometría externa del implante, tanto en la superficie externa del cuerpo del núcleo como en la
 40 superficie externa de la rosca. La relajación del tejido óseo en los radios mínimos entre las direcciones principales (tanto en la superficie externa del cuerpo del núcleo como en la superficie externa de la rosca) permite un contacto hueso-implante particularmente alto y una estabilidad inicial mejorada.

Ventajosamente, el número de direcciones principales en la zona de transición y/o en la zona con forma es tres, es decir, el cuerpo del núcleo en la zona con forma y/o la zona de transición presenta una sección transversal trioval. En combinación con la realización preferida del posicionamiento simétrico de las direcciones principales con respecto a la dirección longitudinal, esta triovalidad da como resultado un ángulo de desplazamiento rotacional entre dos direcciones principales cercanas de 120°.

50 El implante, debido a su zona de transición, está diseñado específicamente para una transición suave y beneficiosa (durante el procedimiento de atornillado) entre el primer engranaje de la rosca en el tejido óseo (en la zona circular) con la forma y el tratamiento directo del tejido óseo mediante compresión variable (en la zona con forma, preferentemente en la zona de la plataforma crestal). La transición suave entre estas zonas puede mejorarse aún más en una realización específicamente ventajosa en la que el cuerpo del núcleo en la zona de
 55 transición es cónico o ahusado, preferentemente con un ángulo de conicidad/ahusado de entre 1° y 12° y, preferentemente, de entre 4° y 8°. En una realización particularmente preferida, el ángulo de conicidad/ahusado se selecciona según la longitud y diámetro totales del implante.

60 Tomando en cuenta las dimensiones adecuadas y convenientes para el implante con respecto a los requisitos en el entorno óseo, en una realización preferida, la zona de transición, como se ve en la dirección longitudinal, comienza a una distancia de aproximadamente 2 a 4 mm desde el extremo apical del implante. En otras palabras, en una realización preferida alternativa o adicional, el posicionamiento del núcleo circular y/o la zona de rosca en la porción apical del implante se considera altamente beneficioso para maximizar el potencial de alta estabilidad primaria. Esto es beneficioso en general, pero también más específicamente en tomas de
 65 extracción, donde podrían preferirse los protocolos de carga inmediata. Para proporcionar un engranaje apical significativo, la zona circular, como se ve en la dirección longitudinal del implante, presenta preferentemente

una longitud de al menos 2,5 mm.

Además del diseño geométrico del cuerpo del núcleo, en una realización particularmente preferida, la rosca como tal también está diseñada específicamente para soportar un engranaje confiable con el tejido óseo con una alta estabilidad primaria. A tal efecto, la rosca es preferentemente una rosca plana. Aún más ventajosamente, el ancho libre de la rosca plana, dependiendo de un parámetro de coordenadas en la dirección longitudinal del implante y comenzando desde el extremo apical del cuerpo del núcleo, aumenta continuamente al aumentar la distancia desde dicho extremo apical. En este diseño, la rosca en la región cercana al extremo apical puede presentar un ancho externo pequeño relativamente afilado, proporcionando así una alta capacidad de corte cuando la rosca ingresa al tejido óseo. Con el atornillado progresivo del implante (es decir, cuando el implante ingresa más en el tejido óseo), en una posición dada en el tejido óseo, el ancho de la rosca plana aumenta continuamente, ampliando así continuamente el espacio local respectivo en el tejido óseo y mejorando constantemente el área de contacto entre el tejido óseo y el implante.

En una realización preferida, alternativa o adicional, es posible obtener una mejora adicional de las propiedades del implante mediante una modificación suplementaria del perfil de la rosca. En esta modificación, la rosca preferentemente presenta un perfil con una cara apical y con una cara coronal, en el que la cara apical está orientada básicamente de manera ortogonal al eje longitudinal del implante, es decir, el plano normal de la cara apical se orienta básicamente de manera paralela al eje longitudinal del implante. Mediante este diseño, se puede mantener un contacto confiable de la cara apical con el material óseo circundante incluso si, como consecuencia del contorno externo no redondo, la extensión lateral de la cara apical de la rosca varía entre el radio mínimo y máximo. En esta realización, la orientación de la cara coronal se elige preferentemente según las demandas de la estructura ósea circundante. Preferentemente, se orienta en un ángulo, preferentemente de aproximadamente 60° , al eje longitudinal, es decir, el plano normal de la cara crestal está orientado en un ángulo, preferentemente de aproximadamente 30° , al eje longitudinal del implante, con la rosca total formando así una rosca de contrafuerte. Debido a esta geometría inventiva, en particular, por la orientación de la cara apical, la cara apical puede absorber la carga de las fuerzas de mordida de manera muy eficiente. La cara crestal, a su vez, en esta geometría, proporciona un borde libre comparativamente pequeño y afilado, lo que mejora el procedimiento de corte del hueso y una base relativamente ancha y grande para una rosca más fuerte y proporciona compresión a medida que se inserta el implante.

En particular, este diseño del perfil de rosca resulta beneficioso en combinación con la forma de la sección transversal del contorno externo del cuerpo del núcleo y/o el volumen externo que envuelve la rosca. Este contorno con forma, en particular, una sección transversal trioval, genera un efecto de oscilación en la compresión ósea en la dirección longitudinal del implante cuando el implante se atornilla en el material óseo, cuyos efectos pueden limitarse o disminuirse utilizando la orientación de la cara apical.

En una realización preferida alternativa o adicional, se proporciona una serie de estrías de corte, preferentemente igual al número de direcciones principales, en la zona de transición y/o en la zona con forma del implante. Estas estrías de corte permiten mejorar las capacidades de corte del cuerpo del implante durante el atornillado. preferentemente, estas estrías de corte se posicionan simétricamente con respecto al eje longitudinal central del cuerpo del núcleo. En particular, cada estría de corte, como se ve en la dirección de orientación alrededor del eje longitudinal central del cuerpo del núcleo, se posiciona en un desplazamiento rotacional dado hacia una dirección principal cercana.

Preferentemente, las estrías de corte en dirección de orientación se posicionan en relación con la dirección principal adyacente del cuerpo del núcleo y/o la rosca externa bajo la consideración de que, al atornillar el implante, el máximo local asociado con la dirección principal dará como resultado una compresión máxima del material óseo, mientras que la relajación, después de que haya pasado el máximo, permitirá que el material óseo fluya hacia el eje central del implante hasta cierto grado. Esta relajación, según este aspecto, se usa para mejorar selectivamente el efecto de corte de las estrías de corte. preferentemente, la ubicación de las estrías de corte en relación con los máximos locales es tal que se logra un efecto de normalización del hueso. En otras palabras: posicionando las estrías de corte en dirección de rotación de modo tal que el material del hueso relajante se engrane con la estría de corte con una eficacia particularmente alta al cortar hueso duro, pero no en el caso del hueso blando, preservando así la estabilidad del implante en el hueso más blando calidades

En una realización preferida de la invención, esto se logra posicionando las estrías de corte en un ángulo de desplazamiento α con respecto a las direcciones principales respectivas. En esta realización, el ángulo α se elige según un criterio de selección. Según este criterio de selección, el borde cortante 48 debe posicionarse de modo tal que el radio del borde cortante definido por el límite externo de la extensión radial del borde cortante desde el eje longitudinal del implante sea de entre 20 y 75 μm menos que el radio máximo en la dirección principal correspondiente. Este criterio presenta en cuenta las propiedades elásticas específicas del hueso que, dependiendo de su densidad, rebota o se relaja aproximadamente esta cantidad después de la compresión. En la realización preferida, el radio del borde cortante se elige para que sea aproximadamente de 35 μm menos que el radio máximo, que, según los parámetros de geometría restantes del cuerpo del núcleo, se convierte en un ángulo de desplazamiento α preferido de aproximadamente 106° . Con respecto a las propiedades típicas

del tejido óseo y las dimensiones y velocidades de rotación típicas al atornillar el implante en el hueso de la mandíbula, el desplazamiento rotacional del posicionamiento de las estrías, con respecto a la dirección principal cercana, es preferentemente de 80°-120° y, en particular, aproximadamente de 108°.

5 Las ventajas obtenidas consisten, en particular, en que el diseño geométrico específico puede lograr tanto una alta estabilidad primaria como una alta estabilidad secundaria. El implante presenta una zona circular con una sección transversal básicamente circular, para el cuerpo del núcleo y/o la rosca, lo que permite un engranaje suave de la rosca con el tejido óseo con una caída o tambaleo reducido del implante, en combinación con un
10 zona con forma, con una sección transversal no redonda, preferentemente trioval, que permite comprimir y relajar secuencialmente el tejido óseo y, por lo tanto, ayuda a retener el hueso bucal en la región crestal o coronal. La zona de transición y/o la zona con forma adicional, con una excentricidad diferente proporcionada entre estas zonas, permite una transición suave, lo que da lugar a que el tejido óseo se adapte suavemente a los efectos de compresión y reduce la fricción y la rectificación o corte no deseado del hueso.

15 Según un aspecto de la invención, se proporciona un implante dental, en particular, para la inserción en el tejido óseo de un paciente, que comprende un cuerpo del núcleo con un extremo apical y un extremo coronal. El cuerpo del núcleo comprende una cavidad o canal que está abierto al extremo coronal y se extiende a lo largo de la dirección longitudinal del implante desde el extremo coronal hacia el extremo apical. El cuerpo del núcleo presenta una zona de accionamiento, en la cual la sección transversal del canal perpendicular a la
20 dirección longitudinal del implante presenta una pluralidad de porciones convexas radiales dispuestas a lo largo de la circunferencia de la sección transversal. Cada uno de los puntos radialmente más externos de las porciones radialmente convexas se encuentra en un círculo respectivo alrededor del centro de la sección transversal. Al menos dos de estos círculos presentan radios diferentes entre sí. La sección transversal interna, de una cavidad o canal del implante perpendicular a la dirección longitudinal del implante puede presentar una
25 pluralidad de porciones radialmente convexas y una pluralidad de porciones radialmente cóncavas que están dispuestas alternadamente a lo largo de la circunferencia de la sección transversal.

La dirección longitudinal del implante dental se extiende desde un extremo coronal del implante hacia un extremo apical del implante. La sección transversal del canal perpendicular a la dirección longitudinal del
30 implante es una sección transversal interna del canal.

La zona de accionamiento del cuerpo del núcleo del implante coopera con una herramienta de inserción, en particular la herramienta de inserción de la invención como se detalla anteriormente, es decir, con la sección de accionamiento de la misma. La zona de accionamiento constituye una estructura antirrotacional. La zona
35 de accionamiento está configurada para evitar la rotación relativa entre la herramienta de inserción y el implante, alrededor del eje longitudinal de la herramienta, cuando la herramienta y el implante se engranan entre sí, por ejemplo, introduciendo al menos parcialmente la porción distal de la herramienta en la cavidad o el canal del implante.

40 La forma de la sección transversal de la zona de accionamiento, como se detalló anteriormente, permite una transferencia eficiente, confiable y homogénea de una fuerza de rotación aplicada a la herramienta de inserción sobre su eje longitudinal al implante. El implante permite así la inserción confiable del mismo en el hueso de la mandíbula o el tejido óseo de un paciente, al tiempo que minimiza el riesgo de daño o rotura del implante, en particular, la cavidad o el canal del mismo.

45 La zona de accionamiento del implante está configurada para cooperar con una estructura antirrotacional correspondiente, en particular, la sección de accionamiento, de la porción distal de la herramienta de inserción. Las secciones transversales de la zona de accionamiento del implante y la sección de accionamiento de la herramienta de inserción pueden ser sustancialmente las mismas.

50 Los puntos radialmente más internos de las porciones radialmente cóncavas de la sección transversal del canal en la zona de accionamiento pueden estar en un solo círculo alrededor del centro de la sección transversal. Por consiguiente, todos los puntos radialmente más internos de las porciones radialmente cóncavas pueden estar en el mismo círculo alrededor del centro de la sección transversal. Alternativamente, al menos dos de los
55 puntos radialmente más internos de las porciones radialmente cóncavas pueden estar en diferentes círculos alrededor del centro de la sección transversal, teniendo radios diferentes entre sí.

La sección transversal del canal en la zona de accionamiento puede presentar el mismo número de porciones radialmente convexas y porciones radialmente cóncavas. El número de porciones radialmente convexas y/o
60 porciones radialmente cóncavas puede ser 2 o más, 3 o más, 4 o más, 5 o más, 6 o más, 7 o más, u 8 o más. En una realización particularmente preferida, la sección transversal presenta 6 porciones radialmente convexas y 6 porciones radialmente cóncavas.

65 Las porciones radialmente convexas pueden comprender una o más primeras porciones radialmente convexas y una o más segundas porciones radialmente convexas, donde el uno o más puntos radialmente más externos de la una o más primeras porciones radialmente convexas se encuentran en un solo primer círculo alrededor

del centro de la sección transversal, y el uno o más puntos radialmente más externos de la una o más segundas porciones radialmente convexas se encuentran en un solo segundo círculo alrededor del centro de la sección transversal.

- 5 El segundo círculo puede presentar un radio más pequeño que el primer círculo.

10 Al menos uno de los uno o más puntos radialmente más externos de la una o más primeras porciones radialmente convexas se puede ubicar en una posición angular que coincida con la posición angular de un máximo relativo del núcleo del implante dental, dentro de un intervalo de tolerancia angular. El intervalo de tolerancia puede ser de aproximadamente $\pm 10^\circ$ y preferentemente, de aproximadamente $\pm 5^\circ$. Los puntos radialmente más externos de la una o más primeras porciones radialmente convexas pueden ubicarse en la misma posición angular (o sustancialmente en la misma) que el máximo relativo del núcleo del implante dental.

15 El número de puntos radialmente más externos de una o más primeras porciones radialmente convexas puede ser el mismo que el número de máximo relativo del cuerpo del núcleo del implante.

20 Al menos uno de los uno o más puntos radialmente más externos de la una o más segundas porciones radialmente convexas puede ubicarse en una posición angular que coincida con la posición angular de un mínimo del núcleo del implante dental dentro de un intervalo de tolerancia angular. El intervalo de tolerancia puede ser de aproximadamente $\pm 10^\circ$ y, preferentemente, de aproximadamente $\pm 5^\circ$. Los puntos radialmente más externos de la una o más segundas porciones radialmente convexas se pueden ubicar en la misma posición angular (o sustancialmente en la misma) que el máximo relativo del núcleo del implante dental.

25 La configuración mencionada anteriormente de los puntos más externos de la zona de accionamiento asegura que esté presente el máximo de material entre dichos puntos más externos y la periferia del cuerpo del núcleo del implante en una sección transversal dada.

30 Las primeras porciones radialmente convexas y las segundas porciones radialmente convexas pueden disponerse de manera alternada a lo largo de la circunferencia de la sección transversal, con las respectivas porciones radialmente cóncavas dispuestas entre ellas.

El número de las primeras porciones radialmente convexas puede ser el mismo que el número de las segundas porciones radialmente convexas.

35 Las porciones radialmente convexas de la sección transversal del canal en la zona de accionamiento solo pueden comprender las primeras porciones radialmente convexas y las segundas porciones radialmente convexas, es decir, aparte de la primera y segunda porciones radialmente convexas, no pueden existir más porciones radialmente convexas presentes en la sección transversal.

40 Las porciones radialmente convexas y/o las porciones radialmente cóncavas de la sección transversal del canal en la zona de accionamiento pueden presentar una forma curva, por ejemplo, una forma al menos parcialmente circular, una forma al menos parcialmente elíptica, una forma al menos parcialmente ovalada o similar.

45 Las porciones radialmente convexas y las porciones radialmente cóncavas de la sección transversal del canal en la zona de accionamiento pueden estar dispuestas directamente o inmediatamente cercanas entre sí. Una porción radialmente convexa puede estar directa o inmediatamente cercada por dos porciones radialmente cóncavas y viceversa.

50 El cuerpo del núcleo puede presentar además una porción de accionamiento, en la cual la sección transversal del canal perpendicular a la dirección longitudinal del implante presenta una serie de direcciones principales en las que el radio que mide la distancia entre el centro de la sección transversal y su contorno externo adopta un valor máximo relativo y, por lo tanto, un valor más alto que en las orientaciones cercanas.

55 La porción de accionamiento del cuerpo del núcleo del implante coopera con una herramienta de inserción, en particular, la herramienta de inserción de la invención como se detalló anteriormente, es decir, con la región de accionamiento del mismo. La porción de accionamiento constituye una estructura antirrotacional, por ejemplo, una estructura antirrotacional como se detalló anteriormente. La porción de accionamiento está configurada para evitar la rotación relativa entre la herramienta de inserción y el implante, alrededor del eje longitudinal de la herramienta, cuando la herramienta y el implante se engranan entre sí, por ejemplo, introduciendo al menos parcialmente la porción distal de la herramienta en la cavidad o el canal del implante.

60 La forma de la sección transversal de la porción de accionamiento, como se detalló anteriormente, permite una transferencia eficiente, confiable y homogénea de una fuerza de rotación aplicada a la herramienta de inserción sobre su eje longitudinal al implante. El implante permite así la inserción confiable del mismo en el hueso de la mandíbula o el tejido óseo de un paciente, al tiempo que minimiza el riesgo de daño o rotura del implante, en particular, la cavidad o el canal del mismo.

La porción de accionamiento del implante está configurada para cooperar con una estructura antirrotacional correspondiente, en particular, la sección de accionamiento, de la región distal de la herramienta de inserción. Las secciones transversales de la porción de accionamiento del implante y la región de accionamiento de la herramienta de inserción pueden ser sustancialmente las mismas.

La sección transversal de la porción de accionamiento del implante puede caracterizarse por un parámetro de excentricidad característico para la desviación de la sección transversal respectiva de la forma circular. A efectos de esta descripción y según la presente invención, este parámetro de excentricidad se define como la relación del radio máximo de la sección transversal a su radio mínimo, de modo tal que el parámetro de excentricidad adopta el valor 1 para una forma circular. El parámetro de excentricidad de la sección transversal de la porción de accionamiento del implante es mayor que 1. El parámetro de excentricidad puede estar, por ejemplo, en el intervalo de 1,1 a 1,6, 1,2 a 1,5 o 1,3 a 1,4.

Este parámetro de excentricidad se puede evaluar para cada valor de una característica de parámetro para una coordenada en la dirección longitudinal del implante dental. El parámetro de excentricidad de la porción de accionamiento puede ser constante en la dirección longitudinal del implante. Alternativamente, el parámetro de excentricidad de la porción de accionamiento puede variar en la dirección longitudinal del implante, por ejemplo, con una disminución en la dirección desde el extremo coronal del implante hacia el extremo apical del implante. El parámetro de excentricidad de la porción de accionamiento puede presentar una dependencia lineal del parámetro de coordenadas en la dirección longitudinal del implante.

En algunas realizaciones, las direcciones principales en la porción de accionamiento del implante, en la que el radio respectivo de la sección transversal presenta un máximo local, se posicionan simétricamente, en particular, axialmente simétricas, con respecto al eje longitudinal central del implante.

El número de direcciones principales en la porción de accionamiento del implante puede ser tres o más, cuatro o más, cinco o más, o seis o más.

En algunas realizaciones, el número de direcciones principales en la porción de accionamiento del implante es tres, es decir, la porción de accionamiento presenta una sección transversal trioval. En combinación con el posicionamiento simétrico de las direcciones principales con respecto a la dirección longitudinal del implante, como se detalló anteriormente, esta triovalidad da como resultado un ángulo de desplazamiento rotacional entre dos direcciones principales cercanas de 120°.

La porción de accionamiento puede presentar una configuración ahusada tal que, en la porción de accionamiento, las dimensiones laterales o extensiones de la sección transversal del canal perpendicular a la dirección longitudinal del implante disminuyan a lo largo de la dirección desde el extremo coronal del cuerpo del núcleo hacia el extremo apical del cuerpo del núcleo.

En la porción de accionamiento, el área de la sección transversal del canal perpendicular a la dirección longitudinal del implante, es decir, el área de la sección transversal del canal, puede disminuir a lo largo de la dirección desde el extremo coronal del cuerpo del núcleo hacia el extremo apical del cuerpo del núcleo.

El cuerpo del núcleo del implante de la invención puede presentar así la zona de accionamiento y la porción de accionamiento como se detalló anteriormente. La zona de accionamiento puede disponerse de manera apical respecto de la porción de accionamiento.

Al proporcionar al cuerpo del núcleo del implante tanto la zona de accionamiento como la porción de accionamiento, cualquier daño o rotura del implante, en particular, la cavidad o el canal del mismo, después de la inserción del implante en una mandíbula o tejido óseo puede evitarse de manera tanto particular como confiable. En particular, debido a la presencia de dos estructuras antirrotacionales en el cuerpo del núcleo del implante, es decir, la zona de accionamiento y la porción de accionamiento, que pueden cooperar con dos estructuras antirrotación correspondientes en la porción distal de la herramienta de inserción, por ejemplo, la sección de accionamiento y la región de accionamiento, la fuerza de rotación o la carga aplicada al implante tras su inserción en el tejido óseo pueden ser compartidas por las dos estructuras. Por consiguiente, cualquier daño a cualquiera de estas dos estructuras en el implante puede minimizarse. Por lo tanto, una o ambas de estas estructuras en el implante pueden usarse de manera confiable y eficiente como un índice para un estribo, un poste de exploración, un poste de impresión o similar después de la inserción del implante en una mandíbula o tejido óseo.

El cuerpo del núcleo puede presentar una superficie externa que se extiende a lo largo de la dirección longitudinal del implante entre el extremo apical y el extremo coronal.

El implante dental puede comprender además al menos una rosca que se extiende hacia afuera desde el cuerpo del núcleo, donde la rosca presenta una superficie apical, orientada hacia el extremo apical del cuerpo

del núcleo, y una superficie coronal, orientada hacia el extremo coronal del cuerpo del núcleo.

La rosca puede presentar una estría, es decir, una estría de corte, formada en la misma, donde la estría se extiende desde un extremo apical de la rosca hacia un extremo coronal de la rosca.

5

La rosca puede presentar, en una porción apical de la misma, un hueco formado en su superficie coronal, con este último extendiéndose en la dirección desde la superficie coronal hacia la superficie apical a lo largo de parte del grosor de la rosca, donde el hueco está abierto a la estría, es decir, se abre a la estría.

10

Lo que antecede y otras características de la presente descripción resultarán más profundamente evidentes a partir de la siguiente descripción y las reivindicaciones adjuntas, tomadas en conjunto con las figuras adjuntas. Entendiéndose que estas figuras únicamente representan varias modalidades según la descripción y no serán consideradas como limitantes de su alcance, la descripción se realizará además de manera detallada y específica a través del uso de las figuras adjuntas.

15

Breve descripción de los dibujos

La FIG. 1 es una vista lateral en perspectiva de un implante dental según una realización de la invención,

20

La FIG. 2 es una vista lateral en perspectiva de un implante dental alternativo según la invención,

La FIG. 3 es una vista lateral de una realización en un implante dental según la invención con zonas distinguidas,

25

La FIG. 4 es una vista seccional longitudinal del implante de la FIG. 3,

La FIG. 5 es una vista seccional longitudinal del implante de la FIG. 2,

Las FIG. 6-12 son vistas de diferentes realizaciones de implantes según la invención,

30

Las FIG. 13-18 son vistas laterales de diferentes realizaciones de implantes según la invención equipadas con estrías de corte,

La FIG. 19 es una vista lateral en perspectiva de la sección coronal de una realización preferida del implante de la FIG. 11,

35

La FIG. 20 es una vista lateral de un implante dental según una realización de la invención,

La FIG. 21 es esquemáticamente una sección transversal del implante de la FIG. 20,

40

La FIG. 22 es una vista seccional longitudinal del implante de la FIG. 1, 2, 11,

La FIG. 23 es una ampliación de una porción de la FIG. 22,

45

La FIG. 24 es una sección longitudinal de una porción del implante de la FIG. 1, 2, 11 después de la inserción en el material óseo,

La FIG. 25 son dos vistas del implante de la FIG. 1, 2, 11 desde una perspectiva superior,

50

La FIG. 26 es una vista en perspectiva y en sección longitudinal del implante de la FIG. 1, 2 y 11,

La FIG. 27 es una vista en perspectiva y en sección longitudinal de la sección superior del implante de la FIG. 1, 2, 11, que muestra la conexión interna,

55

La FIG. 28 es una vista en perspectiva y en sección longitudinal de la sección superior de un implante dental según otra realización de la invención, que muestra una conexión interna alternativa al implante,

La FIG. 29 es una vista lateral y en perspectiva de la sección coronal de un implante dental según otra realización de la invención,

60

La FIG. 30 es una vista lateral en perspectiva del implante dental de la FIG. 29,

La FIG. 31 es una vista lateral del implante dental de la FIG. 29,

65

La FIG. 32 es una vista lateral de la porción de punta de un implante dental según otra realización de la invención,

La FIG. 33 es una vista inferior en perspectiva de un implante dental según otra realización de la invención,

La FIG. 34 es una vista lateral en perspectiva de un implante dental según otra realización de la invención,

5 La FIG. 35 es un gráfico que muestra una posible variación de una excentricidad para ciertas partes del implante a lo largo del eje longitudinal del implante,

10 La FIG. 36 muestra una herramienta de inserción según una primera realización, en la que la FIG. 36(a) es una vista lateral de toda la herramienta de inserción, FIG. 36(b) es una vista lateral ampliada de una porción distal de la herramienta de inserción, y la FIG. 36(c) es una vista en perspectiva de la porción distal de la herramienta de inserción,

15 La FIG. 37 muestra la herramienta de inserción según la primera realización, en la que la FIG. 37(a) es una vista en perspectiva despiezada de la porción distal de la herramienta de inserción, la FIG. 37(b) es una vista lateral en perspectiva despiezada de la porción distal de la herramienta de inserción, la FIG. 37(c) es una vista en sección transversal despiezada de la porción distal de la herramienta de inserción, y la FIG. 37(d) es una vista en sección transversal que ilustra un estado en el que una parte de la porción distal de la herramienta de inserción se inserta en un implante dental,

20 La FIG. 38 muestra la herramienta de inserción según la primera realización, en la que la FIG. 38(a) es una vista lateral de toda la herramienta de inserción, FIG. 38(b) es una vista en sección transversal de la porción distal de la herramienta de inserción tomada a lo largo de la línea C-C en la FIG. 38(a), FIG. 38(c) es una vista lateral de la porción distal de la herramienta de inserción, la FIG. 38(d) es una vista en sección transversal de la porción distal de la herramienta de inserción tomada a lo largo de la línea A-A en la FIG. 38(c), FIG. 38(e) es una vista en sección transversal de la porción distal de la herramienta de inserción tomada a lo largo de la línea A-A en la FIG. 38(c) para una modificación de la primera realización de la herramienta de inserción, y la FIG. 38(f) es una vista en sección transversal de la porción distal de la herramienta de inserción tomada a lo largo de la línea B-B en la FIG. 38(c),

30 La FIG. 39 muestra una combinación de una herramienta de inserción y un implante dental, donde la FIG. 39(a) es una vista lateral de la combinación en un estado en el que la herramienta de inserción está unida al implante, la FIG. 39(b) es una vista en sección transversal de la porción distal de la herramienta de inserción y una porción coronal del implante, tomada a lo largo de la línea D-D en la FIG. 39(a), y la FIG. 39(c) es una vista en sección transversal de la porción coronal del implante, tomada a lo largo de la línea E-E en la FIG. 39(b),

35 La FIG. 40 muestra una herramienta de inserción según una segunda realización, en la que las Figs. 40(a) y (b) son vistas en perspectiva de una porción distal de la herramienta de inserción tomadas desde diferentes ángulos,

40 La FIG. 41 muestra un implante dental según una realización de la presente invención, donde la FIG. 41(a) es una vista lateral del implante, la FIG. 41(b) es una vista inferior del implante, y la FIG. 41(c) es una vista en sección transversal del implante, tomada a lo largo de la línea H-H en la FIG. 41(b),

45 La FIG. 42 muestra el implante dental según la realización de la presente invención, donde la FIG. 42(a) es una vista lateral de una porción apical del implante en la dirección de la flecha K mostrada en la FIG. 41(c), la FIG. 42(b) es una vista lateral de la porción apical del implante en la dirección de la flecha J mostrada en la FIG. 41(c), la FIG. 42(c) es una vista ampliada del área M marcada con un círculo que se muestra en la FIG. 41(c), y la FIG. 42(d) es una vista ampliada del área G marcada con un círculo en la FIG. 41(b), y

50 La FIG. 43 muestra un implante dental según otra realización de la presente invención, donde la FIG. 43(a) es una vista lateral del implante, la FIG. 43(b) es una vista en sección transversal del implante, tomada a lo largo de la línea B-B en la FIG. 43(a), y la FIG. 43(c) es una vista superior del implante.

Descripción detallada de realizaciones preferidas

55 Las realizaciones preferidas de la presente invención se describirán ahora con referencia a los dibujos adjuntos.

60 Las piezas idénticas están marcadas con los mismos números de referencia en todas las figuras. Las características individuales, como se muestran, pueden combinarse en variaciones adicionales, todas las cuales se consideran dentro del alcance de la presente invención, tal como se define en las reivindicaciones.

65 El implante dental 1 mostrado en la FIG. 1 se proporciona para su uso en la mandíbula de un paciente en lugar de un diente extraído o perdido, para sostener allí una pieza protésica que sirve como prótesis dental o corona. En la realización ejemplar que se muestra, el implante dental 1 está diseñado para su uso en la denominada configuración de múltiples piezas y está configurado como una parte denominada como posterior para su inserción en el tejido óseo del paciente. El sistema de implante dental en el que se pretende usar el implante

dental 1 también comprende una segunda pieza del implante (no mostrada) asociada con el mismo, también denominada pieza de parte de montaje o estribo, prevista para fijar una pieza o cualquier otro componente de prótesis que pueda cooperar con el implante 1. Alternativamente, sin embargo, y aún según la presente invención, el implante dental 1 también podría configurarse para usarse en un sistema de implante dental de una pieza, en el que el implante dental 1 en su región superior también presenta medios para unir la pieza o el componente de prótesis dental directamente.

El implante 1 comprende como su cuerpo principal un cuerpo del núcleo 2 que presenta un extremo apical 4, un extremo coronal 6 y una superficie externa 8 que se extiende a lo largo de la dirección longitudinal del núcleo 2 entre el extremo apical 4 y el extremo coronal 6. En una configuración de una pieza, el extremo coronal 6 del cuerpo del núcleo 2 podría diseñarse de manera adecuada, de modo tal que la prótesis dental se pueda unir adecuadamente y con una alta estabilidad mecánica. Sin embargo, en el ejemplo que se muestra, debido a la configuración de varias piezas del sistema de implante dental, el extremo coronal 6 está diseñado para formar una conexión de alta estabilidad mecánica con la segunda pieza o el estribo del implante. Para proporcionar una estabilidad mecánica tan alta, después de haber fijado adecuadamente la pieza protésica dental o la prótesis en la pieza o el estribo de la pieza de montaje, el implante 1 presenta un canal receptor 10 en el que se puede insertar un pin de conexión correspondiente del estribo. Al empujar el pin de conexión en el canal receptor 10, el implante 1 y el estribo se conectan mecánicamente entre sí. La conexión mecánica del implante 1 y el estribo se efectúa mediante un tornillo de conexión asociado, cuya rosca externa se enrosca en una rosca interna provista en el implante 1, por lo que la cabeza de tornillo del tornillo de conexión presiona el estribo sobre el implante 1.

En su superficie externa 8, el cuerpo del núcleo 2 del implante 1 está provisto de una rosca externa 12 que se extiende hacia afuera desde el cuerpo del núcleo 2. La rosca 12 está configurada, en particular, en una zona cercana al extremo apical 4, como una rosca de tornillo autocortante, con la cual el implante 1 puede insertarse en el hueso de la mandíbula atornillándolo en el lugar previsto. El paso de la rosca 12 puede ser uniforme o variable.

El implante 1 que incluye su rosca 12 está diseñado específicamente, en particular, en vista de una alta estabilidad primaria y secundaria deseada y un avance uniforme de las fuerzas que surgen bajo la carga de masticación en el implante dental 1 hacia el hueso de la mandíbula. A tal efecto, el implante comprende una serie de zonas o secciones especializadas, cada una de las cuales está designada para una contribución específica a una alta estabilidad primaria o alta estabilidad secundaria.

Primero, el cuerpo del núcleo 2 del implante dental 1 comprende una zona circular 20, en la realización preferida, como se muestra ubicada al lado del extremo apical 4. En la zona circular del núcleo 20, el cuerpo del núcleo 2 del implante 1 está diseñado para un engranaje comparativamente sencillo de la rosca 12 con el material óseo sin ejercer demasiada tensión al tejido óseo durante los primeros momentos, cuando el implante 1 se atornilla al material óseo. A tal efecto, en la zona circular del núcleo 20, el cuerpo del núcleo 2 presenta una sección transversal circular. El posicionamiento de la zona circular del núcleo 20 en la porción apical del implante 1 se considera altamente beneficioso para maximizar el potencial de una alta estabilidad primaria. Esto es beneficioso en general, pero también más específicamente en tomas de extracción, donde podrían preferirse los protocolos de carga inmediata. Para proporcionar un engranaje apical significativo, la zona circular 20, como se ve en la dirección longitudinal del implante, en la realización mostrada, presenta preferentemente una longitud de al menos 2,5 mm.

A diferencia de esto y en segundo lugar, el cuerpo del núcleo 2 comprende una zona 22 en forma de núcleo. En la realización mostrada en las figuras, la zona en forma de núcleo 22 se posiciona en la proximidad del otro extremo del implante 2, es decir, al lado del extremo coronal 6 y, por lo tanto, constituye una zona de plataforma crestral 24, pero alternativamente también podría posicionarse en algún intervalo medio o intermedio del cuerpo del núcleo 2. En esta zona 22, en la realización mostrada junto al extremo coronal 6 que está diseñado para conectarse al estribo que lleva la prótesis dental, el cuerpo del núcleo 2 está diseñado con una sección transversal no redonda que presenta una serie de direcciones principales en las que el radio que mide la distancia entre el centro de la sección transversal y su contorno externo adopta un valor máximo relativo y, por lo tanto, un valor más alto que en las orientaciones cercanas.

Debido a este diseño de la sección transversal en esta zona en forma de núcleo 22, cuando el cuerpo del núcleo 2 se atornilla al tejido óseo, la fuerza de compresión ejercida sobre el tejido óseo varía de manera oscilatoria entre la compresión máxima, cuando (debido al movimiento de rotación del cuerpo del implante) el radio local de la sección transversal se vuelve máximo, y una compresión mínima, cuando el radio local de la sección transversal se vuelve mínimo. Por lo tanto, cuando se atornilla el cuerpo del implante, en esta zona, el tejido óseo circundante se somete a una compresión fluctuante, que cambia entre períodos de alta compresión y períodos de relajación cuando se baja la compresión. En la realización preferida que se muestra, la zona con forma 22 está posicionada en el extremo crestral del implante 1. Por lo tanto, después de la inserción del implante 1, la zona 22 con forma descansará en la zona crestral de la mandíbula del paciente, que presenta tejido óseo comparativamente duro. Después de la inserción, este contorno con forma con mínimos locales

5 dará como resultado áreas de baja tensión ósea en la cercanía de los mínimos, lo que permite una mayor regeneración del material óseo y minimiza significativamente los efectos negativos de la compresión excesiva de los vasos sanguíneos. En consecuencia, la regeneración del material óseo y también la osteointegración se mejora significativamente al proporcionar los mínimos locales de la zona con forma 22, en el área de la estructura ósea crítica, y se considera altamente beneficioso, para fines de osteointegración, proporcionar estos efectos para la capa superior de al menos 2,5 mm o incluso mejor al menos 3 mm en la placa crestal. En consecuencia, la primera zona con forma 22, como se ve en la dirección longitudinal del implante, en la realización mostrada, presenta preferentemente una longitud de al menos 2,5 mm.

10 Tercero, el cuerpo del núcleo 2 del implante 1 comprende una zona de transición 26 posicionada, como se ve en la dirección longitudinal del implante 1, entre la zona circular del núcleo 20 y la zona en forma de núcleo 22. Para permitir una transición suave y beneficiosa entre las zonas 20, 22, la zona de transición 26 está provista de una sección transversal transitoria, que cambia (como se ve en la dirección longitudinal) desde una sección transversal circular, que coincide con la sección transversal de la zona circular del núcleo 20 en el intervalo cercano a la zona circular del núcleo 20, a una sección transversal lobulada no redonda que coincide con la sección transversal de la zona con forma 22 en el intervalo cercano a la zona con forma 22. Debido a esta zona de transición 26, se pueden evitar cambios inmediatos y repentinos en la geometría, efectos de corte en el tejido óseo y otros efectos perjudiciales para el tejido óseo.

20 En la FIG. 2, se muestra una realización alternativa de la presente invención. Esta realización puede usarse por separado o en combinación con la realización de la FIG. 1. En esta realización alternativa, el implante dental 1', en analogía con la realización de la FIG. 1, también está equipado con un cuerpo del núcleo 2 que comprende la zona circular del núcleo 20 y la zona en forma de núcleo 22. En lugar, o además, de la zona de transición 26, sin embargo, el implante dental 1' comprende una segunda zona en forma de núcleo 26', en cuya segunda zona en forma de núcleo 26', como en la primera zona en forma de núcleo 22, la sección transversal del cuerpo del núcleo 2 presenta una serie de direcciones principales en las cuales el radio que mide la distancia entre el centro de la sección transversal y su contorno exterior adopta un valor máximo relativo y, por ende, un valor superior que en orientaciones cercanas. La segunda zona en forma de núcleo 26' se posiciona, como se ve en la dirección longitudinal del implante 1, entre las zonas 20, 22. Para permitir la transición suave y beneficiosa deseada entre las zonas 20, 22, en esta realización, en la primera zona en forma de núcleo 22, el parámetro de excentricidad del núcleo, definido como la relación del radio máximo de la sección transversal del cuerpo del núcleo 2 a su radio mínimo, es mayor que en la segunda zona en forma de núcleo 26'. Evidentemente, como una opción adicional, esta segunda zona con forma 26' también puede estar constituida en sí misma a partir de una secuencia o número de zonas con formas individuales de este tipo, que presentan diferentes excentricidades.

40 La FIG. 3 muestra una representación esquemática del implante 1, 1' de la FIG. 1, 2, donde las zonas 20, 22, 26, 26' se identifican de manera distintiva. En el ejemplo mostrado, la zona de transición 26, como se ve en la dirección longitudinal, comienza a una distancia de aproximadamente 2 a 3 mm del extremo apical 4 del implante 1.

45 Este concepto de diseño para el cuerpo del núcleo 2, es decir, que proporciona las tres zonas 20, 22 y 26 o 26', respectivamente, se considera un primer grupo posible de realizaciones para el presente concepto inventivo. En un segundo grupo de realizaciones alternativo e independiente para el presente concepto inventivo, que puede usarse independientemente o en combinación con una realización del primer grupo, pueden lograrse efectos similares o equivalentes para las propiedades de corte beneficiosas y el tratamiento óseo mediante un diseño del contorno externo de la rosca 12 análogo al diseño descrito anteriormente para el cuerpo del núcleo 2. En la FIG. 4, se muestra una realización del implante 1 que presenta ambos de estos grupos alternativos de realizaciones de la invención en combinación, aunque los mismos también se pueden usar de forma independiente. Para una mejor explicación del diseño del contorno externo de la rosca 12, a continuación, se hace referencia al "volumen externo" o volumen envolvente 28, según se define por el contorno externo de la rosca 12, como se representa explícitamente en la vista en sección longitudinal según la FIG. 4.

55 En la realización combinada como se muestra, la rosca 12 del implante 1 también comprende una primera zona o zona en forma de rosca 30, en la que la sección transversal del volumen externo 28 que envuelve la rosca 12 presenta una serie de direcciones principales en las que el radio que mide la distancia entre el centro de la sección transversal y su contorno externo adopta un valor máximo relativo y, por lo tanto, un valor más alto que en las orientaciones cercanas. Además, en esta realización, la rosca 12 comprende una zona circular de rosca 32, posicionada, en la realización preferida, como se muestra, también al lado del extremo apical 4 del implante 1, en la que la sección transversal del volumen envolvente externo 28 presenta una forma básicamente circular, y, como se ve en la dirección longitudinal del implante, una zona de transición de rosca 34 posicionada entre dicha primera zona con forma 30 y dicha segunda zona circular 32, en la que la geometría de la sección transversal de dicho volumen externo 28 que envuelve la rosca 12, en función de un parámetro característico para un coordinar en la dirección longitudinal, cambia de una forma básicamente circular al lado de dicha zona circular 32 a una forma en la que la sección transversal de dicho volumen envolvente 28, en particular con respecto a la geometría general de la sección transversal y/o los valores de sus parámetros de

caracterización, corresponden a la forma de la sección transversal en dicha primera zona o zona con forma 30.

En la FIG. 5, se muestra una realización alternativa de este grupo de realizaciones de la presente invención. Esta realización puede usarse por separado o en combinación con la realización de la FIG. 4. En esta realización alternativa, el implante dental 1', en analogía con la realización de la FIG. 4, también presenta un volumen envolvente 28 de la rosca 12 que comprende la zona circular de rosca 32 y la zona 30 en forma de rosca. En lugar, o además, de la zona de transición de rosca 34, sin embargo, el implante dental 1' comprende una segunda zona en forma de rosca 34', en cuya segunda zona en forma de rosca 34', como en la primera zona en forma de rosca 30, la sección transversal del volumen externo 28 presenta una serie de direcciones principales en las cuales el radio que mide la distancia entre el centro de la sección transversal y su contorno exterior adopta un valor máximo relativo y, por ende, un valor superior que en orientaciones cercanas, La segunda zona en forma de rosca 34' se posiciona, como se ve en la dirección longitudinal del implante 1, entre las zonas 30, 32. Para permitir la transición suave y beneficiosa deseada entre las zonas 30, 32, en esta realización, en la primera zona en forma de rosca 30, el parámetro de excentricidad de la rosca, definido como la relación del radio máximo de la sección transversal del volumen externo 28 a su radio mínimo, es mayor que en la segunda zona en forma de rosca 34'. Evidentemente, como una opción adicional, esta segunda zona con forma 34' también puede estar constituida en sí misma a partir de una secuencia o número de zonas con formas individuales de este tipo, que presentan diferentes excentricidades.

El implante 1, 1', debido a sus zonas de transición 26, 26', 34, 34', está diseñado específicamente para una transición suave y beneficiosa (durante el procedimiento de atornillado) entre el primer engranaje de la rosca 12 en el tejido óseo (en la zona circular del núcleo 20 y/o la zona circular de rosca 32) con la forma y el tratamiento directo del tejido óseo mediante compresión variable (en la zona con forma 22, 30). Para mejorar aún más la transición suave entre estas zonas, el cuerpo del núcleo 2 en la zona de transición 26 es cónico o ahusado, en particular con un ángulo de conicidad/ahusado de entre 1° y 12°, preferentemente entre 4° y 8°.

La sección transversal del cuerpo del núcleo 2 puede caracterizarse por un parámetro de excentricidad, definido como la relación del radio máximo de la sección transversal a su radio mínimo. Este parámetro de excentricidad, que adopta el valor 1 para la forma circular, es característico de la desviación de la sección transversal respectiva desde la forma circular. Para proporcionar una transición particularmente suave entre la zona circular 20 del núcleo con sección transversal circular y la zona en forma de núcleo 22 con sección transversal no redonda, este parámetro de excentricidad en la zona de transición 26 depende, de manera lineal, del parámetro de coordenadas del implante 1 en la dirección longitudinal. En el ejemplo mostrado, el cuerpo del núcleo 2 en su zona en forma de núcleo 22 presenta un valor de excentricidad de aproximadamente 1,1. Se puede usar el mismo concepto para la zona de transición 34 de la rosca 12 y el parámetro de excentricidad del volumen externo 28 en la zona en forma de rosca 30.

A continuación, se discuten varias consideraciones con respecto a los elementos y componentes individuales del implante 1, 1' y sus parámetros de geometría, en referencia al grupo de realizaciones según el implante 1. Obviamente, también pueden aplicarse al grupo de realizaciones según el implante 1' o una combinación de estos grupos de realizaciones.

Las posiciones y los límites de las varias zonas de núcleo 20, 22, 26 (o 26', respectivamente) y las varias zonas de rosca 30, 32, 34 (o 34', respectivamente) en la dirección longitudinal del implante 1 pueden diferir en realizaciones diferentes, siete de las cuales se muestran como ejemplos generales en las FIG. 6 a 9. En cada una de estas representaciones, las Fig. 6a, 7a, 8a, 9a, muestran una vista en perspectiva del implante 1 respectivo; las FIG. 6b, 7b, 8b, 9b muestran una vista en sección longitudinal del implante respectivo 1; y las FIG. 6c a 6e, 7c a 7e, 8c a 8e y 9c a 9e muestran las secciones transversales del contorno externo del cuerpo del núcleo 2 y el contorno externo del volumen envolvente 28.

En la realización de la FIG. 6, el cuerpo del núcleo 2 y el volumen envolvente 28, en sus secciones transversales, son triovales desde la parte media de la cresta hasta el extremo coronal 6 para aumentar el hueso bucal y ayudar a la normalización ósea.

En la realización de la FIG. 7, por el contrario, en una zona crestal 42 por encima de la línea de transición 4, la sección transversal del cuerpo del núcleo 2 es redonda (como se muestra en la FIG. 7c) con el contorno externo del volumen envolvente 28 siendo trioval. Esto se hace para mejorar los pares y la estabilidad inicial, así como también la resistencia del implante durante la inserción, mientras se mantiene la forma trioval externa para el efecto de normalización ósea y el aumento del hueso bucal.

En la realización como se muestra en la FIG. 8, la sección transversal del cuerpo del núcleo 2 es redonda en toda la longitud del implante 1, y solo el contorno externo del volumen envolvente 28 está cambiando de redondo, al lado del extremo apical 4, a trioval, al lado del extremo coronal 6.

La FIG. 9 muestra una realización en la que la sección transversal del cuerpo del núcleo 2 en el medio del implante 1 (FIG. 9d) es redonda, mientras que es trioval en la zona crestal 42.

En el intervalo medio, como se muestra en la FIG. 9d, la región con la sección transversal redonda del cuerpo del núcleo 2 se superpone con la región de la sección transversal trioval del volumen envolvente 28.

5 La FIG. 10 muestra, a modo de ejemplo, una realización del implante 1 junto con los posibles datos de entrada para el mecanizado CNC de las formas respectivas. En la FIG. 10a, el implante 1 se muestra en una vista en sección longitudinal, mientras que la FIG. 10b muestra el implante 1 en vista lateral. La figura 10c es una sección transversal longitudinal del volumen externo 28 de la rosca de una realización del implante 1, con dicho implante tendido sobre el lado del radio mínimo. El perfil del volumen externo 28 puede obtenerse por
10 mecanizado CNC con un perfil de herramientas que coincida con al menos una de las líneas mostradas en la FIG. 10c. Después de mecanizar el material original en esta forma, la rosca 12 se mecaniza grabando las muescas de la rosca, cuya profundidad viene dada por el perfil, como se muestra en la FIG. 10d. Esto da como resultado una forma final del cuerpo del núcleo 2, como se describió anteriormente.

15 La triovalidad del diseño del implante 1 se puede obtener mediante mecanizado CNC, cuyos modos circulares se muestran en la FIG. 10f. Como se puede ver en la FIG. 10f, el parámetro de ovalidad diferencial e , que es una definición alternativa para la forma del cuerpo del núcleo 2/volumen externo 28, y que se define por la diferencia entre el radio máximo de la sección transversal y su radio mínimo, para un diámetro típico de aproximadamente 4 mm, se elige preferentemente para que sea de aproximadamente 0,23 mm.

20 La FIG. 10c también muestra una pluralidad de coordenadas/puntos longitudinales Y01 a Y05 a lo largo de un eje y (eje longitudinal del implante) que define zonas a lo largo de dicho eje y. Y01 es el punto con coordenada 0 mm. En la realización mostrada en la FIG. 10c, el valor del parámetro de ovalidad e varía dependiendo de la coordenada y a lo largo de dicho eje. Por ejemplo, en la primera zona Y01-Y02, el parámetro de ovalidad e puede presentar un valor constante comprendido/elegido entre 0,10 y 0,50 mm y, más preferentemente, entre 0,20 y 0,25 mm. Además, dicha zona Y1-Y2 (zona externa 1 o primera zona externa) puede ser una zona con una excentricidad constante. En dicha zona Y1-Y2, el diámetro máximo $\varnothing D$ del volumen externo 28 puede ser constante y presentar un valor de 4 mm. Dentro de la zona Y2-Y3 (zona externa 2 o segunda zona externa) el parámetro de ovalidad e puede presentar un valor que varía de un valor comprendido/elegido entre 0,20 y 0,30
25 mm en el punto Y2 y un valor de 0 mm en el punto Y03. En dicha zona Y02-Y03, el diámetro máximo $\varnothing D$ del volumen externo 28 puede variar entre 4 y 3,54 mm. La variación del parámetro de ovalidad y/o la variación de excentricidad como se definió anteriormente puede ser lineal en dicha zona Y2-Y3. Finalmente, el parámetro de ovalidad e puede presentar un valor de 0 mm entre los puntos Y03 e Y05. Como ejemplo no limitativo, el volumen externo 28 puede presentar una forma cónica entre los puntos Y03 e Y04 (zona externa 3 o tercera zona externa), con un diámetro que varía entre 3,54 y 3,40 mm. El volumen externo 28 también puede presentar una forma cónica entre los puntos Y04 e Y05 (zona externa 4 o cuarta zona externa) con un diámetro que varía entre 3,40 y 1,80 mm.

35 Obviamente, la longitud de cada zona depende de la longitud total del implante, pero, como ejemplo no limitante para un implante con una longitud total de 13 mm, Y2 puede ubicarse a 2,30 mm de Y1, Y3 puede ubicarse a 5 mm de Y1, Y4 puede ubicarse a 11,70 mm de Y1 e Y5 puede ubicarse a 13 mm de Y1.

40 La FIG. 10d muestra una sección transversal longitudinal del cuerpo del núcleo 2 del implante 1 de la figura 10a. La FIG. 10d también muestra una pluralidad de coordenadas longitudinales/puntos Y6 a Y09 ubicados a lo largo del eje y. Dichos puntos también definen zonas a lo largo de dicho eje y. Y1 es el punto con coordenada 0 mm. En la realización mostrada en la FIG. 10d, el valor del parámetro de ovalidad e varía dependiendo de la coordenada y a lo largo de dicho eje. Por ejemplo, en la primera zona Y1-Y6, el parámetro de ovalidad e puede presentar un valor constante comprendido/elegido entre 0,10 y 0,50 mm. En dicha primera zona, el diámetro máximo del núcleo $\varnothing D$ puede variar a lo largo del eje longitudinal entre 4 y 3,60 mm. Dicha zona Y1-Y6 (zona de núcleo 1 o primera zona de núcleo) puede presentar una excentricidad constante. Dentro de la zona Y6-Y7 (zona de núcleo 2 o segunda zona de núcleo), el parámetro de ovalidad e puede presentar un valor que varía de un valor constante comprendido/elegido entre 0,10 y 0,50 mm en el punto Y6 y un valor de 0 mm en el punto Y7. La variación del parámetro de ovalidad puede ser lineal en dicha zona Y6-Y7. En dicha zona Y6-Y7, el diámetro máximo del núcleo $\varnothing D$ puede variar entre 3,30 y 2,70 mm. Finalmente, el parámetro de ovalidad e puede presentar un valor de 0 mm entre puntos Y07 e Y09. Como ejemplo no limitativo, el cuerpo del núcleo 2 puede presentar una forma cónica entre los puntos Y07 e Y08, con un diámetro del núcleo que varía entre 2,70 y 2,2 mm (zona de núcleo 3 o tercera zona de núcleo) y una forma cónica entre los puntos Y08 e Y09 (zona de núcleo 4 o cuarta zona de núcleo) con un diámetro de núcleo que varía entre 2,2 y 1,6 mm.

55 Obviamente, la longitud de cada zona depende de la longitud total del implante, pero, como ejemplo no limitante para un implante con una longitud total de 13 mm, Y6 puede ubicarse a 2,30 mm de Y1, Y7 puede ubicarse a 5 mm de Y1, Y8 puede ubicarse a 11,70 mm de Y1 e Y9 puede ubicarse a 13 mm de Y1.

60 En la FIG. 11, se muestra incluso otra realización alternativa de la presente invención. Esta realización puede usarse por separado o en combinación con las realizaciones de la FIG. 1 y/o la FIG. 2. En esta realización alternativa, como se muestra en la FIG. 11, el implante dental 1", en analogía con las realizaciones de la FIG.

1 y/o la FIG. 2, también está equipado con un cuerpo del núcleo 2 que comprende la zona circular del núcleo 20, la zona en forma de núcleo 22, la zona circular de rosca 32 y una zona con forma de rosca 30; sin embargo, esta realización alternativa también puede usarse sin una o más de estas zonas. En esta realización alternativa, la rosca 12 en una sección coronal está superpuesta por una muesca adicional 38 definida en el ancho externo o la cara de la rosca 12. Esta muesca adicional promueve la fijación del hueso al implante. Esta muesca 38, según su profundidad, define un nivel inferior en su parte inferior. Para una mejor explicación del diseño de la realización alternativa, a continuación, se hace referencia al "volumen inferior", como se define por los niveles inferiores de la muesca 38 en la rosca 12. En otras palabras, este volumen "inferior" (también llamado "volumen del núcleo de la muesca") es un volumen que pasa por todos los puntos más internos de las muescas o por todos los puntos de las muescas más cercanas al eje longitudinal del implante 1". En la realización combinada como se muestra en la FIG. 11, la muesca 38 en la rosca 12 del implante 1 también comprende una primera zona o zona en forma de muesca 40, en la que la sección transversal del volumen inferior en la rosca 12 presenta una serie de direcciones principales en las que el radio que mide la distancia entre el centro de la sección transversal y su contorno externo adopta un valor máximo relativo y, por lo tanto, un valor más alto que en las orientaciones cercanas.

En analogía a la FIG. 10, la FIG. 12, a modo de ejemplo, muestra los posibles datos de entrada para el mecanizado CNC de las formas respectivas para el implante 1". En particular, la FIG. 12a muestra la vista lateral derecha para el volumen externo 28; la FIG. 12b, el perfil del volumen externo 28; la FIG. 12c, la vista lateral izquierda del volumen externo 28; la FIG. 12d, la vista lateral derecha del cuerpo del núcleo 2; la FIG. 12e, el perfil del cuerpo del núcleo 2; la FIG. 12f, la vista lateral izquierda del cuerpo del núcleo 2; la FIG. 12g, la vista lateral derecha del volumen inferior; la FIG. 12h el perfil del volumen inferior; la FIG. 12i, la vista lateral izquierda del volumen inferior; y la FIG. 12j, los modos circulares para mecanizado CNC. Como se puede ver en la FIG. 12j, el parámetro de ovalidad diferencial e, que es una definición alternativa para la forma del cuerpo del núcleo 2/volumen externo 28/volumen inferior, y que se define por la diferencia entre el radio máximo de una sección transversal y su radio mínimo, para un diámetro máximo típico de aproximadamente 4,20 mm, se elige preferentemente de entre 0,10 y 0,50 y, más preferentemente, puede ser de aproximadamente 0,23 mm.

En la realización de las FIG. 12, la variación del parámetro de ovalidad e y, por lo tanto, del parámetro de excentricidad, para el cuerpo del núcleo 2/volumen externo 28/volumen inferior a lo largo del eje longitudinal "y" del implante es similar a lo explicado en relación con las FIG. 10 y se hace referencia a dicha explicación. Las principales diferencias entre la realización de las FIG. 10 y 12 es la longitud del implante y la presencia de muescas en la realización de las FIG. 12. Como ejemplo no limitativo, el implante de las FIG. 12 podría presentar una longitud total de 9 mm y presentar los puntos con las siguientes coordenadas de Y01:

- para el volumen externo 28 (véase la Fig. 12b): Y02 a 2,30 mm, Y03 a 4,5 mm, Y04 a 8,10 e Y05 a 9 mm
- para el cuerpo del núcleo: Y07 a 2,30 mm, Y08 a 5 mm, Y09 a 7 mm e Y10 a 9 mm
- para el volumen "inferior" o "volumen central de la muesca": Y11 a 0,75 mm, Y12 a 2,30 mm, Y13 a 4,50 mm e Y14 a 7,90 mm

Como ejemplo no limitativo, entre los puntos Y01 e Y02, el implante podría presentar un diámetro externo máximo ØD de 4,20 mm. Entre los puntos Y02 e Y03, el implante puede presentar un diámetro externo máximo ØD que varía entre 4,20 y 3,80 mm. Entre los puntos Y03 e Y04, el implante puede presentar una forma cónica con un diámetro externo que varía entre 3,80 y 3,57 mm y entre los puntos Y04 e Y05, el implante puede presentar un diámetro externo que varía entre 3,57 y 1,90 mm.

Además, y como ejemplo no limitativo, entre los puntos Y01 e Y07, el implante podría presentar un diámetro máximo del núcleo ØD que varía entre 4,20 y 3,78 mm. Entre los puntos Y07 e Y08, el implante puede presentar un diámetro máximo del núcleo que varía entre 3,78 y 2,84 mm. Entre los puntos Y08 e Y09, el implante puede presentar un diámetro externo que varía entre 2,84 y 2,31 mm y entre los puntos Y09 e Y10, el implante puede presentar un diámetro externo que varía entre 2,31 y 1,68 mm.

Además, el volumen "inferior" o "volumen del núcleo de la muesca" puede presentar un parámetro de ovalidad diferencial e que varía a lo largo del eje y. Como ejemplo no limitante, el parámetro de ovalidad e puede presentar un valor constante o variable comprendido/elegido de entre 0,10 y 0,50 mm. En una realización, el volumen "inferior" o "volumen del núcleo de la muesca" puede presentar parámetros que varían de la siguiente manera:

- de Y1 a Y11 (primera zona de volumen inferior) el parámetro de ovalidad diferencial e puede presentar un valor constante, por ejemplo, comprendido entre 0,10 y 0,50 mm, y la excentricidad puede ser constante,
- de Y11 a Y12 (segunda zona de volumen inferior), e puede variar de un valor inicial elegido entre

ES 2 986 016 T3

0,20 y 0,30 mm y un valor final de 0 mm, la variación puede ser lineal y la excentricidad también puede variar linealmente,

5 - de Y12 a Y13 (tercera zona de volumen inferior), e puede presentar un valor de 0 mm, y el volumen "inferior" o "volumen del núcleo de la muesca" puede presentar una forma cónica que se ahúsa hacia el eje y,

10 - de Y13 a Y14 (cuarta zona de volumen inferior) e puede presentar un valor de 0 mm, y el volumen "inferior" o "volumen central de la muesca" puede presentar una forma cónica.

15 Debe observarse que el parámetro de ovalidad diferencial e (y, por lo tanto, el valor de excentricidad) puede ser diferente, en una sección transversal dada, para cada uno del cuerpo del núcleo 2, el volumen externo 28 y/o el volumen inferior. El parámetro de ovalidad e puede presentar un valor comprendido/elegido de entre 0,10 y 0,50 mm. En alguna realización, el parámetro de ovalidad e puede presentar un valor de 0,15, 0,20, 0,23 o 0,30 mm.

Por lo tanto, un implante según la invención puede comprender un volumen envolvente 21 y/o un cuerpo del núcleo 2 y/o un volumen central de muesca que presenta:

20 - al menos una zona coronal (también llamada primera zona formada) o porción que se extiende a lo largo del eje longitudinal "y" del implante con una excentricidad máxima, por ejemplo, constante. Dicha excentricidad máxima puede estar comprendida entre 1,05 y 1,2 y puede extenderse, por ejemplo, entre el 0 y el 80% de la longitud total del implante. En algunas realizaciones, la zona coronal se extiende en aproximadamente el 30, el 45, el 60 o el 70% de la longitud total del implante;

25 - al menos una zona o porción de transición que se extiende a lo largo del eje longitudinal del implante y con una excentricidad que varía entre dicha excentricidad máxima y una excentricidad mínima, dicha variación puede ser lineal, y

30 - al menos una porción o zona apical (también llamada zona circular) que se extiende a lo largo del eje longitudinal "y" del implante con dicha excentricidad constante mínima.

Por lo tanto, un implante según la invención puede comprender un volumen envolvente 21 y/o un cuerpo del núcleo 2 y/o un volumen central de muesca que presenta:

35 - al menos una zona coronal (también llamada primera zona formada) o porción que se extiende a lo largo del eje longitudinal "y" del implante con una excentricidad máxima, por ejemplo, constante. Dicha excentricidad máxima puede estar comprendida entre 1,05 y 1,2. La zona coronal puede extenderse, al menos un 10, un 15, un 20 o un 25% de la longitud total del implante,

40 - al menos una zona o porción de transición que se extiende a lo largo del eje longitudinal del implante y con una excentricidad que varía entre dicha excentricidad máxima y una excentricidad mínima, dicha variación puede ser lineal, la zona de transición puede extenderse en al menos el 10, el 15, el 20 o el 25% de la longitud total del implante,

45 - y al menos una porción o zona apical (también llamada zona circular) que se extiende a lo largo del eje longitudinal "y" del implante con dicha excentricidad constante mínima. La zona apical puede extenderse en al menos un 30, un 35, un 40, un 45 o un 50% de la longitud total del implante,

50 La tabla siguiente proporciona diferentes valores posibles, no limitativos, de longitud de cada zona del implante dependiendo de la longitud total del implante.

Longitud del implante en mm: 13	Extremo de la zona coronal en mm	Extremo de la zona de transición en mm	Extremo de la zona apical en mm
13	2,35	5	13
% de la forma exterior <i>del implante</i>	18,07692308	20,38461538	61,53846154
	2,3	5,7	13
% de la forma interior <i>del implante</i>	17,69230769	26,15384615	56,15384615
Longitud del implante en mm: 9			
	2,35	5	9
9	26,11111111	29,44444444	44,44444444
interior	2,3	5,7	9
	25,55555556	37,77777778	36,66666667

(continuación)

Longitud del implante en mm: 11			
11	2,35	5	11
% de la forma exterior <i>del implante</i>	21,36363636	24,09090909	54,54545455
	2,3	5,7	11
% de la forma interior del implante	20.90909091	30.90909091	48.18181818

La Fig. 35 es un gráfico que proporciona los diferentes valores (variación o evolución) de la excentricidad del cuerpo del núcleo 2 y/o del volumen envolvente de la rosca 28 y/o de la zona en forma de muesca 40, dependiendo de la posición a lo largo del eje longitudinal del implante en ciertas realizaciones. Como se puede ver en la Fig. 35, la zona apical del cuerpo del núcleo 2 y/o del volumen envolvente de la rosca 28 y/o de la zona en forma de muesca 40 puede presentar una excentricidad mínima constante igual a 1 entre un punto A y un punto B. El cuerpo del núcleo 2 y/o para el volumen envolvente de la rosca 28 y/o la zona en forma de muesca 40 también pueden presentar una zona de transición, comenzando en el punto B, donde la excentricidad varía desde dicha excentricidad mínima constante hasta un valor de excentricidad máxima en el punto C. Después del punto C, el cuerpo del núcleo 2 y/o el volumen envolvente de la rosca 28 y/o de la zona en forma de muesca 40 pueden presentar una zona coronal donde la excentricidad presenta un valor máximo constante. Como se mencionó anteriormente, dicho valor de excentricidad máxima constante puede estar comprendido entre 1,05 y 1,2.

En algunas realizaciones y, en particular, para el cuerpo del núcleo 2 y/o para el volumen envolvente de rosca 28, el punto A puede representar el extremo apical del implante y el punto D el extremo coronal del implante. Los puntos A, B, C y D no siempre presentan la misma coordenada para el cuerpo del núcleo 2, para el volumen envolvente de rosca 28 o de la zona en forma de muesca 40. El punto A debe entenderse como el punto más apical del cuerpo del núcleo 2, del volumen envolvente de rosca 28 o de la zona en forma de muesca 40. Como se puede ver en la figura 35, la forma de la curva de excentricidad no presenta esquinas agudas, es una línea continua con solo una tangente en cada punto.

Además del diseño geométrico del cuerpo del núcleo 2 y/o la rosca 12, como se describió anteriormente, en una realización alternativa preferida, cuyos detalles también se consideran invenciones independientes, se pueden proporcionar medios adicionales para apoyar un engranaje confiable con el tejido óseo a una alta estabilidad primaria. A tal efecto, en las realizaciones que se muestran en las Fig. 13 a 18, se proporcionan estrías de corte 46 en la porción roscada del implante 1, 1', 1". Cada una de las FIG. 13 a 18 muestra una vista en perspectiva del implante respectivo en el que las diversas zonas del núcleo/de la rosca 20, 22, 26, 30, 32, 34 están indicadas por variaciones en la eclosión. En estas realizaciones, en segmentos seleccionados o en todo el cuerpo del núcleo 2 y la rosca 12, se puede proporcionar una serie de estrías de corte 46, preferentemente igual al número de direcciones principales del cuerpo del núcleo 2 y/o la rosca 12, en la zona de transición 26 y/o en otras zonas 20, 22 del implante 1. Cada una de estas estrías de corte 46 presenta un borde cortante 48 (véase la Fig. 19) que, al atornillar el implante 1, quita el material óseo, lo que permite una mayor capacidad de corte del implante 1 durante el atornillado. Obviamente, aunque la muesca 38 no se muestra en las realizaciones de las FIG. 13 a 18, en otra realización alternativa, cualquiera de las que se muestra también puede estar equipada con la muesca 38. Con respecto a la disposición y/o el diseño, las estrías de corte 46 presentan características específicas que se consideran una invención independiente y pueden usarse, como se muestra en las FIG., junto con las características del implante 1 y/o el implante 1' y/o el implante 1", como se explicó anteriormente, o en sistemas convencionales de implantes o tornillos.

Las FIG. 13 a 15 muestran realizaciones del implante 1 de la FIG. 1 en el que la posición y/o la longitud de las estrías de corte varían, preferentemente según las demandas específicas del diseño individual del implante. Estas realizaciones forman una variación con una serie de estrías de corte 46 que, en dirección longitudinal, se extienden a lo largo de partes de las zonas de transición 28, 34 y partes de las zonas con forma 22, 30.

En la realización que se muestra en la FIG. 13, el cuerpo del núcleo 2 y la rosca externa están configurados para presentar contornos externos coincidentes, es decir, tanto la zona circular del núcleo 20 como la zona circular roscada 32 están posicionadas al lado del extremo apical 4. Junto a estos, tanto la zona de transición central 26 como la zona de transición de rosca 34 están posicionadas de modo tal que se superponen entre sí. Junto al extremo coronal 6, la zona en forma de núcleo 22 se posiciona junto con la zona en forma de rosca 30, siendo que ambas, en esta realización, presentan una sección transversal trioval.

La FIG. 14, por el contrario, muestra una realización en la que zonas de diferente tipo y la sección transversal se superponen parcialmente. En particular, al lado del extremo apical 4, tanto la zona circular del núcleo 20 como la zona circular de rosca 32 están posicionadas, cada una, comenzando en el extremo apical 4. Como se indica por la variación en la eclosión, para el núcleo 2, como se ve en la dirección longitudinal, la transición desde la zona circular del núcleo 20 a la zona de transición central 26 se posiciona en una posición de cruce 43 mientras la rosca 12 todavía está dentro de su zona circular 32. En la posición de cruce 43a, la zona de transición del núcleo 26 termina y comienza la zona en forma de núcleo 22 y, en una posición dentro de la zona

5 en forma de núcleo 22, la zona circular de rosca 32 cruza hacia la zona de transición de rosca 34. En una posición aún más hacia el extremo coronal 10, en la posición de cruce 43b, la zona en forma de núcleo 22 termina nuevamente y transiciona a otra zona de transición 26. En la misma posición de cruce 43b, la zona de transición de rosca 34 transiciona a la zona en forma de rosca 30. Por lo tanto, en esta realización, varias zonas para el núcleo y la rosca se superponen entre sí parcialmente en varias combinaciones.

10 La FIG. 15 muestra nuevamente una realización en la que el cuerpo del núcleo 2 y la rosca externa 12 están configurados para presentar contornos externos coincidentes, es decir, tanto la zona circular del núcleo 20 como la zona circular roscada 32 están posicionadas al lado del extremo apical 4. Junto a estos, tanto la zona de transición central 26 como la zona de transición de rosca 34 están posicionadas de modo tal que se superponen entre sí. Junto al extremo coronal 10, la zona en forma de núcleo 22 se posiciona junto con la zona en forma de rosca 30, siendo que ambas, en esta realización, presentan una sección transversal trioval.

15 Como se muestra en los ejemplos según las FIG. 16 a 18, las estrías de corte 46 pueden presentar diversas orientaciones, por ejemplo, básicamente paralelas al eje longitudinal del implante 1 (ejemplo de la FIG. 16), inclinadas con respecto al eje longitudinal del implante 1 (como en la FIG. 17) o curvadas y enrolladas alrededor de la superficie externa 8 del cuerpo del núcleo 2, como se muestra en la FIG. 18.

20 En la FIG. 19, se muestra otra realización preferida en base al diseño básico del implante del implante 1". La FIG. 19 muestra una vista lateral de la sección superior o coronal del implante 1". Obviamente, con respecto al número y al posicionamiento de las estrías de corte 46, el concepto mostrado también puede usarse para cualquier otro concepto de implante preferido, o incluso para diseños convencionales de implante/tornillo. En la realización, como se muestra en la FIG. 19, que también se considera una invención independiente, las estrías de corte 46 se posicionan en la región roscada del implante 1". Con respecto a su posición en "dirección z", es decir, en la dirección longitudinal del implante 1", se posicionan con un desplazamiento relativo a su estría de corte cercana 46, de modo tal que, en sus posiciones, las estrías de corte 46 siguen la inclinación de la rosca 12. Mediante este diseño, se puede asegurar que al atornillar el implante 1" en el tejido óseo, la rosca individual 12 que engrana con el material óseo proporcionará el efecto de corte en la misma zona ósea mediante bordes de corte consecutivos 46.

30 La FIG. 20 muestra el implante 1 de la FIG. 1 en una variación con una serie de estrías de corte 46 que, en dirección longitudinal, se extienden a lo largo de partes de las zonas de transición 28, 34 y partes de las zonas con forma 22, 30. La FIG. 21 muestra (esquemáticamente) la sección transversal del implante 1 de la FIG. 20 en la posición indicada en la FIG. 20. Como se puede ver en la FIG. 21, la sección transversal del cuerpo del núcleo 2 y su superficie externa 8 presentan una forma trioval. En otras palabras: en su zona en forma de núcleo 22, la sección transversal del cuerpo del núcleo 2 (así como la sección transversal del volumen envolvente 28 de la rosca 12) presenta una serie de (es decir, tres) direcciones principales en las que el radio que mide la distancia entre el centro 50 de la sección transversal y su contorno externo adopta un valor máximo relativo ("radio máximo") y, por consiguiente, un valor más alto que en las orientaciones cercanas. En el dibujo de la FIG. 21, una de estas direcciones principales está orientada en paralelo a la dirección vertical hacia arriba, como se representa mediante la línea 52. El máximo local del radio del contorno externo del cuerpo del núcleo 2 en esta dirección principal está en el punto 54. Las otras dos direcciones principales debido al posicionamiento simétrico de las direcciones principales con respecto al centro 50 están en un ángulo de 120° con respecto a la línea 52.

45 Las estrías de corte 46 en este ejemplo también se posicionan simétricamente alrededor del centro 50, es decir, el ángulo entre dos estrías de corte cercanas también es de 120°. Las estrías de corte 46 en orientación rotacional se posicionan adecuadamente para maximizar la eficiencia de corte en el material óseo, teniendo en cuenta los efectos de relajación en el tejido óseo después de que haya pasado un máximo local del radio durante el procedimiento de atornillado. A tal efecto, cada estría de corte 46, como se ve en la dirección de orientación alrededor del centro 50 o el eje longitudinal central del cuerpo del núcleo 2, se posiciona en un desplazamiento rotacional dado hacia una dirección principal cercana. En la FIG. 21, el cuerpo del núcleo 2 se muestra desde la vista superior (de modo tal que, al insertarlo, el cuerpo del núcleo se girará en la dirección derecha (o en el sentido de las agujas del reloj), y el desplazamiento rotacional se representa mediante el ángulo α entre el máximo inicial representado por la línea 52 y la siguiente estría de corte posterior 46 representada por la línea de puntos 56 que apunta hacia el borde cortante respectivo 48 de la estría de corte 46.

60 En la realización que se muestra, este ángulo α se elige según un criterio de selección que se considera en sí mismo como una invención independiente. Según este criterio de selección, el borde cortante 48 debe posicionarse de modo tal que el radio del borde cortante definido por la intersección de la línea de puntos 56 y la superficie externa 8, es decir, el límite externo de la extensión radial del borde cortante 48 desde el centro 50, se ubique entre 20 y 75 μm menos que el radio máximo. Este criterio presenta en cuenta las propiedades elásticas específicas del hueso que, dependiendo de su densidad, rebota o se relaja aproximadamente esta cantidad después de la compresión. En la realización que se muestra, el radio del borde cortante se elige para que sea de aproximadamente 35 μm menos que el radio máximo, el cual, según los parámetros de geometría

restantes del cuerpo del núcleo 2, se convierte en un ángulo preferido α de aproximadamente 106°.

5 Este ángulo de desplazamiento preferido también puede variar en función del valor del radio máximo para tomar en cuenta de forma confiable las propiedades elásticas del material óseo. Debido al diseño ahusado preferido del cuerpo del núcleo 2 y/o el volumen externo 28, este radio máximo puede variar en función de una coordenada en la dirección longitudinal del implante 1, lo que hace que el ángulo de desplazamiento preferido dependa de esta coordenada en la dirección longitudinal. Como consecuencia, la estría de corte resultante 46 puede enrollarse alrededor del cuerpo del núcleo 2 del implante 1.

10 En general, la rosca 12 puede ser de cualquier perfil de rosca conveniente, en particular una rosca plana. El ancho libre 58 de la rosca 12, dependiendo de la posición respectiva en la dirección longitudinal del implante 1, aumenta continuamente al aumentar la distancia desde el extremo apical 4. En este diseño, la rosca 12 en la región cerca del extremo apical 4 puede presentar un pequeño ancho externo relativamente afilado, proporcionando así una alta capacidad de corte cuando la rosca 12 entra en el tejido óseo. Con el atornillado progresivo del implante 1 (es decir, cuando el implante ingresa más en el tejido óseo), en una posición dada en el tejido óseo, el ancho 58 de la rosca 12 aumenta continuamente, ampliando así continuamente el espacio local respectivo en el tejido óseo y mejorando constantemente el área de contacto entre el tejido óseo y el implante.

20 En la realización de la invención, como se muestra en las figuras, la rosca 12 está diseñada para presentar un perfil específico con el fin de interactuar de manera beneficiosa con la sección transversal no redonda del cuerpo del núcleo 2 y/o la rosca 12. En esta modificación, que también se considera en sí misma como inventiva, en particular considerada como invención independiente, como se puede ver en la FIG. 22 y en la representación ampliada de la FIG. 23, la rosca 12 presenta un perfil con una cara apical 60 y con una cara coronal 62, en el que la cara apical 60 se orienta básicamente de manera ortogonal al eje longitudinal 64 del implante 1, es decir, el plano normal de la cara apical 60 se orienta básicamente en paralelo al eje longitudinal 64 del implante 1. Además, la cara coronal 62 se orienta en un ángulo de aproximadamente 60° con respecto al eje longitudinal 64, es decir, el plano normal de la cara coronal 62 se orienta a un ángulo de aproximadamente 30° con respecto al eje longitudinal 64 del implante 1. Este ángulo está representado por la línea 66. En otras palabras, la rosca 12 en total forma lo que se denomina rosca de contrafuerte.

35 Debido a esta selección específica de la orientación de la cara apical 60, puede compensarse un posible efecto de la forma no redonda, por ejemplo, trioval. Este efecto es una oscilación del hueso, donde la rosca 12 está en contacto cuando al ser insertada. Esto significa que, cuando se inserta el implante 1, la rosca 12 estará en contacto con el hueso solo en intervalos.

40 Al hacer que el lado apical de la rosca 12 esté a 90° con respecto al eje longitudinal, la cara apical estará en contacto mejorado sobre la longitud completa de la rosca después de la inserción. Esto se muestra en el segmento ampliado según la FIG. 24. La FIG. 24 en la sección longitudinal muestra un segmento del implante 1 después de ser insertado en el material óseo 70.

45 En la realización preferida que se muestra, la profundidad de la rosca 12 en su cara apical 60 se selecciona con respecto a la estabilidad primaria mejorada después de la inserción. A tal efecto, esta realización preferida toma en cuenta que, en el núcleo y/o la zona en forma de rosca 22, 30 y/o en el núcleo y/o la zona de transición de rosca 26, 34, después de la inserción, para absorber las fuerzas de masticación, idealmente la cara apical 60 de rosca debe estar en contacto físico con el material óseo 70 en la mayor medida posible. A este respecto, las zonas de radio mínimo en la zona con forma/de transición asumirán posiciones finales después de la inserción que hayan pasado los máximos anteriores, creando así vacíos 72 en los que se empujó el tejido óseo. Sin embargo, para proporcionar plataformas confiables 74 en el material óseo en el que la cara apical 60 de la rosca puede descansar sobre una porción del material óseo 70, la profundidad de la rosca 12 en su cara apical 60 se elige de modo tal que sea más grande, preferentemente, al menos el doble de grande, como la diferencia entre el radio máximo y mínimo del contorno externo del volumen envolvente 28.

55 En incluso otra realización preferida, que también por sí sola se considera una invención independiente, el implante 1 (así como los implantes 1', 1'') está provisto de un sistema de conexión avanzado 80 para conectar mecánicamente el implante 1 y un estribo asociados entre sí. A continuación, se describen diversas realizaciones para el sistema de conexión avanzado 80 sobre la base del implante 1. Obviamente, todas las realizaciones también pueden usarse de manera beneficiosa para cualquier otro tipo de implante según, por ejemplo, los implantes 1'', 1''', como se describió anteriormente.

60 El sistema de conexión 80 comprende el canal de recepción 10 en el que se puede insertar un pin de conexión correspondiente del estribo. En las FIG. 25a y 25b, se muestra la vista sobre el implante 1 desde una dirección representada por la flecha 82 en la FIG. 4. Como se puede ver en la FIG. 25, la sección transversal o el contorno externo en las zonas no redondas 22, 30 del implante 1 es trioval, proporcionando así tres direcciones principales en las zonas de transición 26, 34 y en las zonas con forma 22, 30, respectivamente. Estas direcciones principales, en las que el radio respectivo de la sección transversal presenta un máximo local, se

5 posicionan simétricamente con respecto al eje longitudinal central del cuerpo del núcleo 2. Como también resulta evidente por la representación en la FIG. 25, el perfil externo del implante 1, según lo definido por el contorno externo de la rosca 12 coincide o "sigue" el contorno externo del cuerpo del núcleo 2. En consecuencia, en aquellas orientaciones en las que el radio del cuerpo del núcleo 2 presenta un máximo local, el contorno externo de la rosca 12 también adopta un máximo local. Además, debido a la geometría cónica o ahusada del cuerpo del núcleo 2 en la zona de transición 26, el radio mínimo del cuerpo del núcleo 2 en la zona con forma 22 es mayor que el radio del contorno externo de la rosca 12 en la zona circular 20.

10 Además, el canal receptor 10 también presenta un perfil o contorno externo que coincide o "sigue" tanto el contorno externo de la rosca 12 como el contorno externo del cuerpo del núcleo 2 del implante 1. En consecuencia, en aquellas orientaciones en las que el radio del cuerpo del núcleo 2 y el contorno externo de la rosca 12 presentan un máximo local, el contorno del canal receptor 10 también adopta un máximo local, es decir, también es trioval. Además, el canal receptor 10 también presenta una forma ahusada, siendo que su sección transversal se ahúsa al acercarse a su extremo inferior 84. Debido a esta forma, el canal receptor 10
15 junto con su pin conector asociado del estribo proporciona una estructura a la que se denomina estructura de indexación y que garantiza la correcta alineación rotacional del estribo cuando se inserta. Como se puede ver en la FIG. 25 y también en la vista seccional longitudinal del implante 1 según las FIG. 26 y 27, para el montaje adecuado del estribo, el canal receptor 10 en su extremo más bajo o inferior 84 está provisto de un contorno de indexación 86. Esta "segunda indexación" que, en la realización preferida, como se muestra en las FIG. 26,
20 27, presenta una sección transversal tipo Torx, puede usarse para transmitir el par requerido para la inserción del implante mediante la inserción de una herramienta adecuada. Debido al contorno de indexación 86, este par puede aplicarse sin afectar el contorno de indexación del canal de recepción real 10.

25 En una realización alternativa de un implante 1''' con una segunda indexación, como se muestra en la FIG. 28, el segundo contorno de indexación puede integrarse con el primer contorno de indexación proporcionado por el canal receptor 10 con su sección transversal no redonda. Esto, según la realización mostrada, se logra mediante una serie de ranuras 88 que se cortan en la pared lateral ahusada del canal receptor 10. Con el fin de aplicar el par necesario para insertar el implante 1''' en el material óseo, se puede aplicar una herramienta correspondiente como se aplicaría un destornillador para engranar con las ranuras 88, asegurándose así de
30 que la superficie interna del canal receptor 10 esté libre de carga y, por lo tanto, no pueda dañarse durante la inserción. Con respecto a la sección transversal trioval del canal receptor 10 en la realización mostrada, las ranuras 88 se pueden posicionar "haciendo coincidir" la sección transversal, es decir, se pueden posicionar en las direcciones principales que presentan los máximos locales del radio, o pueden posicionarse con un cierto desplazamiento con respecto a las direcciones principales.

35 Como se muestra en las FIG. 26 a 28, en todas las realizaciones preferidas, el implante 1, 1', 1'', 1''' está equipado con una característica adicional altamente beneficiosa. Según esta característica, el implante 1, 1', 1'', 1''' como parte de su sistema de conexión interno 80 comprende una estructura de retroalimentación 90 que proporciona retroalimentación al usuario después de que un pin de conexión o similar de una segunda pieza de implante asociada (por ejemplo, un estribo) se ha insertado correcta y completamente en el canal receptor del implante 1, 1', 1'', 1'''. Para proporcionar esta retroalimentación, el sistema de retroalimentación 90 comprende una ranura o muesca 92 posicionada en la superficie interna del canal receptor, en las realizaciones mostradas en su extremo inferior 84, que rodea circularmente el canal receptor 10. Esta muesca circular 92 puede interactuar o recibir una o más proyecciones correspondientes de un accesorio dental, tal como el accesorio dental descrito en la Solicitud de patente EP16151231.4 y/o de una proyección de un elemento de retención como el descrito en la Solicitud de patente EP15178180.4 del mismo solicitante, siendo que ambas Solicitudes se incorporan a esta invención en la bibliografía. Tan pronto como el pin de conexión se haya insertado completa y correctamente en el canal receptor 10, estas proyecciones encastran en la muesca 92 con un
45 sonido audible de "clic", confirmando así al usuario que la inserción correcta del pin de contacto en el canal receptor 10 se ha completado.

50 En incluso otra realización alternativa de un implante 1'''' como se muestra en las FIG. 29, 30 y 31 (vista lateral), el extremo coronal 6 presenta un diseño específico y con forma. Esta característica, proporciona una orientación posicional mejorada del implante 1'''' tras la inserción junto con una resistencia general del sistema mejorada. Esto se realiza por el hecho de que el ancho de la superficie superior/superior o coronal 100 del implante 1''', es decir, el ancho de la pared del implante 1''', cambia como consecuencia del ahusado posterior y los picos y valles, el mayor ancho en los valles y menor ancho en los picos, como se muestra en las FIG. 29 y 30.

60 Específicamente, la superficie coronal 100 del implante 1'''' presenta un contorno con ondas, ondulado o sinusoidal, con máximos y mínimos de la superficie coronal 100, es decir, altura máxima y mínima en la dirección longitudinal del implante 1''', siendo dispuestos de manera alternada a lo largo de la circunferencia del extremo coronal 6 del implante 1'''. En los máximos de la superficie coronal 100 y, preferentemente, también en la proximidad de estos máximos, el extremo coronal 6 del implante 1'''' presenta una forma o configuración ahusada, es decir, una forma o configuración ahusada posterior, de modo tal que las dimensiones o extensiones laterales de la sección transversal del extremo coronal 6 perpendicular a la dirección longitudinal
65

del implante 1^{'''} disminuyen a lo largo de la dirección desde el extremo apical 4 del implante 1^{'''} hacia el extremo coronal 6 del implante 1^{'''} (véanse las FIG. 29 y 30).

5 Debido a este contorno con ondas, ondulado o sinusoidal y a la forma o configuración ahusada posterior del implante 1^{'''}, el ancho de la pared del implante 1^{'''}, es decir, el ancho de la pared del implante 1^{'''}, en el extremo coronal 6 también varía. Específicamente, el ancho de la pared es mayor en los mínimos de la superficie coronal 100 y menor en los máximos de la superficie coronal 100.

10 Estas características permiten una identificación particularmente confiable y simple de la orientación del implante.

15 En la realización mostrada en la FIG. 29, el implante 1^{'''} en su zona en forma de núcleo 22 y, debido al diseño preferido de "contornos coincidentes", también en su zona en forma de rosca 30 presenta secciones transversales trívocales, es decir, la sección transversal respectiva presenta tres direcciones principales en que el radio presenta máximos locales. En sincronía con esta forma de sección transversal, en posiciones que coinciden con estas direcciones principales, el extremo coronal 6, como se ve en una dirección paralela al eje longitudinal del implante 1^{'''}, también presenta máximos locales. En otras palabras: la superficie coronal 100 del implante 1^{'''} no es una superficie plana, sino que presenta una estructura ondulada y sinusoidal, como se ha detallado anteriormente, con sus máximos posicionados en las direcciones principales definidas por las zonas con forma 22, 30.

25 En incluso otra realización preferida de un implante 1^{'''}, la punta o el extremo apical 4, en particular, con respecto a la rosca externa 12 en esta sección, puede diseñarse específicamente para facilitar la inserción en el material óseo. A tal efecto, al menos una porción apical de la rosca 12 es dentada, como se puede ver en la FIG. 32. En esta realización, se puede definir una pluralidad de muescas 102 con al menos un borde cortante en la cara apical y/o coronal de la rosca 12.

30 La FIG. 33 muestra una realización de un implante según la invención que presenta al menos una estría de corte apical 104 discontinuada, que se puede definir (fresar o cortar) al menos en la mitad apical de la rosca 12. Como se puede ver en la figura 33, dicha estría de corte no se extiende dentro del núcleo del implante. Un implante según esta realización también puede presentar dos o más de tales estrías de corte. También en esta realización, la rosca puede considerarse como una rosca dentada.

35 Dicha rosca dentada ayuda a la inserción del implante en un orificio cuando se usa en la cavidad de extracción del paciente. Como el ángulo de la pared de la cavidad no es perpendicular al eje del implante, un lado de la pared tocará primero el implante e influirá en la posición de este último. Para ayudar a reducir este efecto, la rosca dentada corta el hueso en el costado del implante.

40 El implante 1, 1', 1", 1"', 1''', 1'''' en cualquiera de las realizaciones descritas anteriormente o en cualquier combinación de las mismas en su longitud total, la longitud total se está diseñada preferentemente según los requisitos específicos, como se indica según el tratamiento individual del paciente. En las realizaciones mostradas en las figuras anteriores, un valor "estándar" típico de la longitud total del implante respectivo puede ser de aproximadamente 13 mm. En otras realizaciones, el implante puede diseñarse en una "versión corta" con una longitud total de, por ejemplo, aproximadamente 7 mm. Un ejemplo de esta realización se muestra en la FIG. 34

La FIG. 36 muestra una herramienta de inserción 200.

50 La herramienta de inserción 200 es una herramienta de inserción para insertar un implante dental en el tejido óseo de un paciente. La herramienta de inserción 200 comprende una porción proximal 202 y una porción distal 204, como se muestra en la Fig. 36(a). La porción distal 204 está configurada para cooperar con el implante a fin de atornillar el implante en el tejido óseo.

55 La porción distal 204 tiene un elemento de retención 206. El elemento de retención 206 comprende una porción de unión 208 para unir la herramienta de inserción 200 al implante dental. El elemento de retención 206 es elásticamente deformable al menos en todas las direcciones perpendiculares a la dirección longitudinal de la herramienta de inserción 200, es decir, a lo largo de todas las direcciones transversales del elemento de retención 206. La porción de fijación 208 comprende una proyección 210 (ver Fig. 36(b)) que se extiende en varias direcciones sustancialmente perpendiculares a la dirección longitudinal de la herramienta de inserción 200, es decir, a lo largo de varias direcciones transversales del elemento de retención 206.

60 El elemento de retención 206 está formado integralmente con una de dos partes, concretamente una parte proximal, de la herramienta de inserción 200 (véanse las Figs. 37 (a) y (b)). Específicamente, el elemento de retención 206 está formado integralmente con la parte proximal de la herramienta de inserción 200 a través de dos porciones de enlace 212 dispuestas entre el elemento de retención 206 y la parte proximal en la dirección longitudinal del elemento de retención 206 (ver Figs. 36 (c) y 37(a)). Cada una de las porciones de enlace 212

se extiende a lo largo de sólo una parte del elemento de retención 206 en una dirección circunferencial del elemento de retención 206, como se muestra esquemáticamente, por ejemplo, en las Figs. 37(a) y (b). Las porciones de enlace 212 están dispuestas sustancialmente opuestas entre sí en la dirección radial del elemento de retención 206.

5

El elemento de retención 206 tiene una forma sustancialmente cilíndrica con una sección transversal sustancialmente circular perpendicular a la dirección longitudinal del elemento de retención 206 (ver Fig. 37(a)). El elemento de retención 206 está formado como un cuerpo tubular hueco. El elemento de retención 206 tiene forma de anillo cerrado o forma anular cerrada, es decir, la forma de un anillo sin una abertura en su circunferencia. La deformabilidad elástica del elemento de retención 206 en todas las direcciones transversales del mismo se consigue eligiendo apropiadamente el material y el espesor de pared del elemento de retención 206.

10

El elemento de retención 206 puede estar hecho de, por ejemplo, un metal, tal como titanio, una aleación de titanio o acero inoxidable, un polímero o un material compuesto.

15

El elemento de retención 206 se puede comprimir elásticamente en las direcciones transversales del mismo cuando se fija la herramienta de inserción 200 al implante dental (por ejemplo, Figs. 37 (d) y 39).

20

La proyección 210 de la porción de unión 208 permite que la herramienta de inserción 200 se una al implante dental mediante ajuste rápido, como se explicará en detalle a continuación con referencia a las Figs. 37(d) y 39.

25

Como se muestra en la Fig. 37(a), la proyección 210 de la porción de unión 208 se proporciona entre las dos porciones de enlace 212. De esta manera, se logra un ajuste a presión particularmente confiable y eficiente de la porción de unión 208 y la pieza dental. se puede asegurar el implante.

30

La porción distal 204 de la herramienta de inserción 200 tiene una región de accionamiento 214 (véanse, por ejemplo, las figuras 36 a 38). En la región de accionamiento 214, la sección transversal de la porción distal 204 perpendicular a la dirección longitudinal de la herramienta de inserción 200 tiene una serie de direcciones principales en las que el radio mide la distancia entre el centro de la sección transversal y su contorno exterior. toma un valor máximo relativo y, por lo tanto, un valor más alto que en orientaciones cercanas (ver Fig. 38 (d)).

35

La región de accionamiento 214 de la porción distal 204 de la herramienta de inserción 200 coopera con el implante. La región de accionamiento 214 constituye una estructura antirrotacional. La región de accionamiento 214 está configurada para evitar la rotación relativa entre la herramienta de inserción 200 y el implante, alrededor del eje longitudinal de la herramienta 200, cuando la herramienta 200 y el implante se acoplan entre sí, por ejemplo, introduciendo parcialmente la porción distal 204 del herramienta 200 en el alvéolo de un implante.

40

La región de accionamiento 214 está configurada para cooperar con una estructura antirrotacional correspondiente, es decir, una porción impulsora, del implante (véanse las Figs. 37 (d) y 39), como se explicará con más detalle a continuación.

45

Las direcciones principales en la región de accionamiento 214 de la herramienta de inserción 200, en la que el radio respectivo de la sección transversal tiene un máximo local, están posicionadas axialmente simétricamente con respecto al eje longitudinal central de la herramienta de inserción 200 (ver Figura 38(d)). El número de direcciones principales en la región de accionamiento 214 es tres, es decir, la región de accionamiento 214 tiene una sección transversal trioval, como se muestra en la Fig. 38(d). En combinación con el posicionamiento simétrico de las direcciones principales con respecto a la dirección longitudinal de la herramienta de inserción 200, esta triovalidad da como resultado un ángulo de desplazamiento rotacional entre dos direcciones principales cercanas de 120°.

50

La región de accionamiento 214 tiene una configuración cónica tal que, en la región de accionamiento 214, las dimensiones laterales o extensiones de la sección transversal de la porción distal 204 perpendicular a la dirección longitudinal de la herramienta de inserción 200 disminuyen a lo largo de la dirección desde el extremo proximal de la herramienta de inserción 200 hacia el extremo distal de la herramienta de inserción 200 (véanse las Figs. 36, 37 y 38).

55

60

La región de accionamiento 214 está dispuesta proximalmente al elemento de retención 206.

La forma de la sección transversal de la región de accionamiento 214 permite una transferencia eficiente, fiable y homogénea de una fuerza de rotación aplicada a la herramienta de inserción 200 alrededor de su eje longitudinal al implante.

65

En una modificación de la primera realización de la herramienta de inserción 200 mostrada en la Fig. 38(e), la

herramienta 200 no tiene una región de accionamiento. Más bien, como se representa en la Fig. 38(e), la sección transversal tomada a lo largo de la línea A-A en la Fig. 38(c) tiene forma circular.

5 La porción distal 204 de la herramienta de inserción 200 tiene además una sección de accionamiento 216. En la sección de accionamiento 216, la sección transversal de la porción distal 204 perpendicular a la dirección longitudinal de la herramienta de inserción 200 tiene una pluralidad de secciones radialmente convexas. porciones 218 y una pluralidad de porciones radialmente cóncavas 220 que están dispuestas alternativamente a lo largo de la circunferencia de la sección transversal (ver Fig. 38(f)). Cada uno de los puntos radialmente más externos 222, 224 de las porciones radialmente convexas 218 se encuentra en un círculo respectivo
10 alrededor del centro de la sección transversal, como se muestra en la Fig. 38(f).

La sección transversal de la porción distal 204 de la herramienta de inserción 200 en la sección de accionamiento 216 tiene el mismo número de porciones radialmente convexas 218 y porciones radialmente cóncavas 220, concretamente 6 de cada una.

15 Las porciones radialmente convexas 218 comprenden primeras porciones radialmente convexas y segundas porciones radialmente convexas, en el que los puntos radialmente más externos 222 de las primeras porciones radialmente convexas se encuentran todos en un único primer círculo alrededor del centro de la sección transversal, y las porciones radialmente Los puntos más externos 224 de las segundas porciones radialmente convexas se encuentran todos en un único segundo círculo alrededor del centro de la sección transversal. El segundo círculo tiene un radio más pequeño que el primer círculo (ver Fig. 38(f)). Las primeras porciones radialmente convexas y las segundas porciones radialmente convexas están dispuestas alternativamente a lo largo de la circunferencia de la sección transversal, con las respectivas porciones radialmente cóncavas 220 dispuestas entre ellas. El número de las primeras porciones radialmente convexas es el mismo que el número de las segundas porciones radialmente convexas.

20 Las porciones radialmente convexas 218 y las porciones radialmente cóncavas 220 de la sección transversal de la sección de accionamiento 216 tienen cada una una forma curva, por ejemplo, una forma al menos parcialmente circular, una forma al menos parcialmente elíptica, una forma al menos parcialmente forma ovalada o similar. Las porciones radialmente convexas 218 y las porciones radialmente cóncavas 220 están dispuestas directamente cercanas entre sí.

25 Los puntos radialmente más internos 226 de las porciones radialmente cóncavas 220 se encuentran en un único círculo 228 alrededor del centro de la sección transversal. Por lo tanto, todos los puntos radialmente más internos 226 de las porciones radialmente cóncavas 220 se encuentran en el mismo círculo 228 alrededor del centro de la sección transversal.

30 La sección de accionamiento 216 puede tener una longitud en la dirección longitudinal de la herramienta de inserción en el intervalo de 0,5 a 1,2 mm.

35 La sección de accionamiento 216 de la porción distal 204 de la herramienta de inserción 200 coopera con el implante. La sección de accionamiento 216 constituye una estructura antirrotacional. La sección de accionamiento 216 está configurada para evitar la rotación relativa entre la herramienta de inserción 200 y el implante, alrededor del eje longitudinal de la herramienta 200, cuando la herramienta 200 y el implante se acoplan entre sí, por ejemplo, introduciendo, al menos parcialmente, el extremo distal. porción 204 de la herramienta 200 en un encaje de implante.

40 La sección de accionamiento 216 está configurada para cooperar con una estructura antirrotacional correspondiente, es decir, una zona de accionamiento, del implante (véanse las Figs. 37 (d) y 39), como se explicará con más detalle a continuación.

45 La porción distal 204 de la herramienta de inserción 200 tiene así la región de accionamiento 214 y la sección de accionamiento 216. La región de accionamiento 214 está dispuesta proximalmente a la sección de accionamiento 216 (véanse las Figuras 36 a 38).

50 Debido a la presencia de dos estructuras antirrotacionales en la porción distal 204 de la herramienta de inserción 200, es decir, la región impulsora 214 y la sección impulsora 216, que pueden cooperar con dos estructuras antirrotacionales correspondientes en el implante, es decir, la porción de accionamiento y la zona de accionamiento, la fuerza rotacional o carga aplicada al implante al insertarlo en el tejido óseo pueden ser compartidas por las dos estructuras. De este modo, se puede minimizar cualquier daño a cualquiera de estas dos estructuras en el implante.

55 Por lo tanto, una o ambas de estas estructuras en el implante se pueden usar de manera confiable y eficiente como índice para un pilar, un poste de escaneo, un poste de impresión o similar después de la inserción del implante en el tejido óseo.

La región de accionamiento 214 y la sección de accionamiento 216 ayudan además a posicionar con precisión la herramienta de inserción 200 con respecto al implante. Debido a las formas de la sección transversal de estos elementos, sólo son posibles tres posiciones de rotación relativas entre la herramienta 200 y el implante.

5 La porción distal 204 de la herramienta de inserción 200 tiene además el elemento de retención 206, como se ha detallado anteriormente. La sección de accionamiento 216, el elemento de retención 206 y la región de accionamiento 214 están dispuestos en este orden en la dirección desde el extremo distal de la herramienta de inserción 200 hacia el extremo proximal de la herramienta de inserción 200.

10 La herramienta de inserción 200 consta de dos partes separadas, es decir, una parte distal 230 y una parte proximal 232, que están unidas entre sí, como se muestra en las Figs. 37 (a) a (c).

15 La parte distal 230 de la herramienta de inserción tiene una protuberancia que encaja en un hueco correspondiente de la parte proximal 232 de la herramienta de inserción 200 (véanse las Figs. 37 (c) y (d)). La parte distal 230 y la parte proximal 232 se unen entre sí insertando el saliente en el hueco. El saliente se mantiene en su lugar dentro del hueco mediante ajuste por fricción mediante un hombro de ajuste a presión 234 de la parte distal 230 dispuesto distalmente del saliente (ver Fig. 37(b)). El hombro de ajuste a presión 234 tiene además una función de sellado contra líquidos.

20 La protuberancia y el rebaje tienen estructuras antirrotacionales correspondientes para evitar cualquier rotación de la parte distal 230 y la parte proximal 232 entre sí alrededor del eje longitudinal de la herramienta de inserción 200. La estructura antirrotacional de la parte distal 230 tiene una sección transversal, es decir, una sección transversal exterior del saliente, perpendicular a la dirección longitudinal de la herramienta de inserción 200 que no es circular, es decir, sustancialmente cuadrada (ver Fig. 37(a)). La estructura antirrotacional de la parte
25 distal 230 de la herramienta de inserción 200 puede cooperar con la correspondiente estructura antirrotacional de la parte proximal 232 de la herramienta de inserción 200. La estructura antirrotacional de la parte proximal 232 de la herramienta de inserción 200 tiene una sección transversal, es decir, una sección transversal interior del hueco, perpendicular a la dirección longitudinal de la herramienta de inserción 200 que no es circular, es decir, sustancialmente cuadrada. Las secciones transversales de las estructuras antirrotacionales de la parte
30 distal 230 y la parte proximal 232 son sustancialmente las mismas.

La parte distal 230 comprende la sección de accionamiento 216 y la parte proximal 232 comprende el elemento de retención 206 y la región de accionamiento 214. De esta manera, la producción de la herramienta de inserción 200, en particular, la producción del elemento de retención 206, puede simplificarse significativamente.

35 El elemento de retención 206 está formado integralmente con la parte proximal 232.

Las Figs. 37(d) y 39 muestra una combinación de una herramienta de inserción 200 según la primera realización y un implante dental 201 según una realización, en un estado en el que una parte de la porción
40 distal 204 de la herramienta de inserción 200 se inserta en el implante 201. En el estado mostrado en estos dibujos, la herramienta de inserción 200 está totalmente engranada con el implante 201.

El implante dental 201 está hecho de un metal, por ejemplo, titanio, una aleación de titanio o acero inoxidable.

45 El implante dental 201 es para su inserción en el tejido óseo de un paciente. El implante dental 201 comprende un cuerpo del núcleo 205 que presenta un extremo apical 207 y un extremo coronal 209, como se muestra en la Fig. 39(a).

50 El implante dental 201 presenta una cavidad o canal 236 (véanse las Fig. 37(d) y 39(b)) formados en la porción coronal del implante 201, para recibir una parte de la porción distal 204 de la herramienta de inserción 200 que incluye el elemento de retención 206. El cuerpo del núcleo 205 comprende el canal 236. El canal 236 está abierto al extremo coronal 209 y se extiende a lo largo de la dirección longitudinal del implante 201, desde el extremo coronal 209 hacia el extremo apical 207 (véanse las Fig. 39(a) y (b)).

55 La porción coronal del implante 201 está formada con una cavidad anular 238 (véanse las Fig. 37(d) y 39(b)) para recibir la proyección 210 de la porción de unión 208 del elemento de retención 206. Por lo tanto, la porción de fijación 208 del elemento de retención 206 puede mantenerse de forma segura dentro de la porción coronal del implante 201 mediante un ajuste a presión.

60 Además, el implante dental 201 presenta una porción roscada externa 203 para atornillar el implante 201 en el tejido óseo de la mandíbula de un paciente (véanse las Fig. 39(a) y (b)).

65 Cuando se une la herramienta de inserción 200 al implante dental 201, la parte de la porción distal 204 de la herramienta de inserción 200 se inserta en el canal 236 del implante 201 de modo tal que la protuberancia 210 de la porción de unión 208 del elemento de retención 206 es recibida en la cavidad anular 238 formada en la porción coronal del implante 201. Por consiguiente, el elemento de retención 206 se sujeta de forma segura

dentro de esta porción coronal mediante ajuste a presión, uniendo así de manera confiable la herramienta de inserción 200 al implante 201.

5 En el procedimiento de fijación de la herramienta de inserción 200 al implante 201, el elemento de retención 206 primero se deforma elásticamente, es decir, se comprime elásticamente, en las direcciones transversales de la misma al insertar el elemento de retención 206 en el canal 236 y, posteriormente, se restaura a su forma inicial, una vez que la proyección 210 es recibida en la cavidad anular 238. Este procedimiento de "encastré" de la proyección 210 proporciona una retroalimentación audible y táctil al usuario de la herramienta de inserción 200, como un médico o un técnico, por ejemplo, en un laboratorio dental, lo que indica que la herramienta de inserción está correctamente asentada en el implante 201 (véanse las Fig. 37(d) y 39).

10 En este estado totalmente engranado de la herramienta de inserción 200, la herramienta de inserción 200 puede usarse para recoger el implante 201 y transportarlo al sitio de implantación donde se va a insertar en el tejido óseo. Debido al engranaje confiable de la herramienta 200 con el implante 201, cualquier riesgo de que el implante 201 se caiga de la herramienta de inserción 200 antes de que haya alcanzado la ubicación deseada puede evitarse de manera confiable.

15 Además, en este estado totalmente engranado de la herramienta de inserción 200, la región de accionamiento 214 y la sección de accionamiento 216 de la porción distal 204 de la herramienta de inserción 200 están engranadas con una porción de accionamiento 240 y una zona de accionamiento 242 del implante 201, respectivamente, como se muestra en las Fig. 39(b) y (c). El cuerpo del núcleo 205 del implante 201 presenta la porción de accionamiento 240 y la zona de accionamiento 242. La zona de accionamiento 242 está dispuesta de manera apical respecto de la porción de accionamiento 240, como se muestra en la Fig. 39(b).

20 En la porción de accionamiento 240 del implante 201, la sección transversal, es decir, la sección transversal interna, del canal 236 del implante 201 perpendicular a la dirección longitudinal del implante 201 presenta una serie de direcciones principales en las que el radio que mide la distancia entre el centro de la sección transversal y su contorno externo adopta un valor máximo relativo y, por lo tanto, un valor más alto que en las orientaciones cercanas. Las secciones transversales de la región de accionamiento 214 de la herramienta de inserción 200 y la porción de accionamiento 240 del implante 201 son sustancialmente las mismas.

25 La porción de accionamiento 240 presenta una configuración ahusada, de modo tal que, en la porción de accionamiento 240, las dimensiones laterales de la sección transversal del canal 236 perpendicular a la dirección longitudinal del implante 201 disminuyen a lo largo de la dirección desde el extremo coronal 209 hacia la apical extremo 207, como se muestra en la Fig. 39(b).

30 En la zona de accionamiento 242 del implante 201, la sección transversal, es decir, la sección transversal interna, del canal 236 del implante 201, ubicada de manera perpendicular a la dirección longitudinal del implante 201, presenta una pluralidad de porciones radialmente convexas y puede presentar una pluralidad de porciones radialmente cóncavas que se disponen de manera alternada a lo largo de la circunferencia de la sección transversal, donde cada uno de los puntos radialmente más externos de las porciones radialmente convexas se encuentra en un círculo respectivo alrededor del centro de la sección transversal, como se muestra en la Fig. 39(c).

35 La sección transversal del canal 236 del implante 201 en la zona de accionamiento 242 presenta el mismo número de porciones radialmente convexas y porciones radialmente cóncavas, es decir, 6 de cada una (véase la Fig. 39(c)).

40 Las porciones radialmente convexas de la zona de accionamiento 242 comprenden primeras porciones radialmente convexas y segundas porciones radialmente convexas, donde los puntos radialmente más externos de las primeras porciones radialmente convexas se encuentran en un primer círculo alrededor del centro de la sección transversal, y los puntos radialmente más externos de las segundas porciones radialmente convexas se encuentran en un solo segundo círculo alrededor del centro de la sección transversal. El segundo círculo presenta un radio más pequeño que el primer círculo. Las primeras porciones radialmente convexas y las segundas porciones radialmente convexas se disponen de manera alternada a lo largo de la circunferencia de la sección transversal de la zona de accionamiento 242, con las respectivas porciones radialmente cóncavas dispuestas entre ellas. El número de las primeras porciones radialmente convexas es el mismo que el número de las segundas porciones radialmente convexas.

45 Las porciones radialmente convexas y/o las porciones radialmente cóncavas de la sección transversal del canal en la zona de accionamiento 242 pueden presentar una forma curva, por ejemplo, una forma al menos parcialmente circular, una forma al menos parcialmente elíptica, una forma al menos parcialmente ovalada o similar. Las porciones radialmente convexas y las porciones radialmente cóncavas están dispuestas directamente cercanas entre sí.

50 Los puntos radialmente más internos de las porciones radialmente cóncavas se encuentran en un solo círculo

alrededor del centro de la sección transversal. Por consiguiente, todos los puntos radialmente más internos de las porciones radialmente cóncavas pueden ubicarse en el mismo círculo alrededor del centro de la sección transversal.

- 5 La zona de accionamiento 242 puede presentar una longitud en la dirección longitudinal del implante dental 201 en el intervalo de 0,5 a 1,2 mm.

Las secciones transversales de la sección de accionamiento 216 de la herramienta de inserción 200 y la zona de accionamiento 242 del implante 201 son sustancialmente las mismas.

10

Por consiguiente, el implante 201 se puede atornillar al tejido óseo mediante la cooperación o interacción entre la región de accionamiento 214 y la sección de accionamiento 216 de la porción distal 204 de la herramienta de inserción 200 y la porción de accionamiento 240 y la zona de accionamiento 242 del implante 201, respectivamente. Como se ha indicado anteriormente, debido a la presencia de la región de accionamiento 214 y la sección de accionamiento 216, que puede cooperar con la porción de accionamiento 240 y la zona de accionamiento 242, la fuerza de rotación o carga aplicada al implante 201 al insertarlo en el hueso el tejido puede ser compartida por las dos estructuras, minimizando así el riesgo de daño al implante 201.

15

- 20 La FIG. 40 muestra una herramienta de inserción 300 según una segunda realización. La herramienta de inserción 300 según la segunda realización se diferencia de la herramienta de inserción 200 según la segunda realización, entre otras cosas, en que la herramienta de inserción 300 consta de una única pieza de material. Por tanto, todos los componentes de la herramienta de inserción 300 están formados integralmente entre sí.

- 25 La estructura general y la funcionalidad de la herramienta de inserción 300 son sustancialmente las mismas que las de la herramienta de inserción 200. Específicamente, la herramienta de inserción 300 tiene una porción proximal (no mostrada) y una porción distal 304. La porción distal 304 tiene una sección de accionamiento 316, un elemento de retención 306 y una región de accionamiento 314 que están dispuestos en este orden en la dirección desde el extremo distal de la herramienta de inserción 300 hacia el extremo proximal de la herramienta de inserción 300, como se muestra en las Figs. 40(a) y (b). Además, la herramienta de inserción 300 tiene una porción recortada 320 en la sección de accionamiento 316 que facilita la producción de la herramienta de inserción 300, en particular, con respecto a la fabricación del elemento de retención 306.

30

Las Fig. 41 y 42 muestran un implante dental 401 según una realización de la presente invención.

- 35 El implante dental 401 es un implante dental autocortante para su inserción en un hueso de la mandíbula o tejido óseo de un paciente. El implante 401 comprende un cuerpo del núcleo 402 que presenta un extremo apical 404, un extremo coronal 406 y una superficie externa 408 que se extiende a lo largo de la dirección longitudinal del implante 401 entre el extremo apical 404 y el extremo coronal 406, como se muestra en la Fig. 41(a).

40

El implante dental 401 está hecho de un metal, por ejemplo, titanio, una aleación de titanio o acero inoxidable.

- 45 El implante 401 comprende además una rosca 412 que se extiende hacia afuera desde el cuerpo del núcleo 402 (véanse las Fig. 41(a) y (c) y las Fig. 42 (a) y (b)). La rosca 412 presenta un ángulo de rosca de aproximadamente 10°.

- 50 La rosca 412 presenta una superficie apical 414, orientada hacia el extremo apical 404 del cuerpo del núcleo 402, y una superficie coronal 416, orientada hacia el extremo coronal 406 del cuerpo del núcleo 402. La rosca 412 presenta una primera estría 418, es decir, una primera estría de corte 418, formada en ella (véanse las Fig. 41 (a) y (b) y la Fig. 42(b)). La primera estría 418 se extiende desde un extremo apical de la rosca 412 hacia un extremo coronal de la rosca 412. Como se muestra en la figura 42(b), la primera estría 418 se extiende sobre las primeras tres vueltas completas de la rosca 412.

- 55 La rosca 412 presenta, en una porción apical de la misma, un hueco 420 formado en su superficie coronal 416, el cual 420 se extiende en la dirección desde la superficie coronal 416 hacia la superficie apical 414 a lo largo de parte del grosor de la rosca 412. El hueco 420 está abierto a la primera estría 418, como se muestra en las Fig. 41(a) y 42(b). El hueco 420 se proporciona adyacente, es decir, directamente adyacente a la primera estría 418. El hueco 420 presenta una función de corte, es decir, una función de cortar tejido óseo.

- 60 La rosca 412 presenta además una segunda estría 418' y una tercera estría 418" (véanse las Fig. 41(a) y (b) y las Fig. 42(a) y (d)). La primera, la segunda y la tercera estría 418, 418', 418" están dispuestas en una disposición escalonada o desplazada a lo largo de la rosca 412 y a lo largo de la circunferencia de la rosca 412. Específicamente, la segunda estría 418' está escalonada o desplazada, con respecto a la primera estría 418, a lo largo de la longitud y la circunferencia de la rosca 412, como se muestra en la Fig. 41(a). La tercera estría 418" está dispuesta de manera opuesta a la primera estría 418 en la dirección radial del implante 401 y está dispuesta sustancialmente en la misma posición de altura o longitud de la rosca 412 (véanse las Fig. 41(b)

65

y 42(a) y (b)). La primera, la segunda y la tercera estría 418, 418', 418" y el hueco 420 hacen que el implante 401 sea autocortante.

5 La primera, la segunda y la tercera estría 418, 418" se extienden en una dirección inclinada o en pendiente con respecto a la dirección longitudinal del implante 401 (véanse las Fig. 42(a) y (b)). La segunda estría 418' se extiende en una dirección sustancialmente paralela a la dirección longitudinal del implante 401 (véase la Fig. 41 (a)).

10 La primera, la segunda y la tercera estría 418, 418', 418" se extienden, en las direcciones de ancho de las estrías, a lo largo de parte de la circunferencia del cuerpo del núcleo 402.

15 La extensión del hueco 420 en la dirección desde la superficie coronal 416 hacia la superficie apical 414, es decir, la profundidad del hueco 420, varía a lo largo de las direcciones paralelas a la superficie coronal 416 (véanse las Fig. 41 (c) y 42(b) y (c)). En particular, la profundidad del hueco 420 disminuye a lo largo de la dirección circunferencialmente alejada de la primera estría 418, como se muestra en la figura 42(b). De esta manera, se logra una funcionalidad de corte particularmente eficiente del hueco 420.

20 La mayor profundidad del hueco 420 existe así en la porción del hueco 420 que está dispuesta directamente adyacente a la primera estría 418.

Específicamente, el hueco 420 presenta la forma aproximada de un cuarto de esfera, como se indica en las Fig. 41(c) y 42(b) y (c). Esta forma del hueco 420 permite que el hueco 420 y, por lo tanto, también el implante 401, se fabriquen de una manera particularmente simple y rentable.

25 El hueco 420 está dispuesto en el lado aguas arriba de la primera estría 418, en la dirección de rotación del implante 401 (véase la Fig. 42(b)).

30 El hueco 420 se forma en la superficie coronal 416 de la rosca 412 en el primer giro completo de la rosca 412, es decir, el giro completo más apical de la rosca 412, como se muestra en las Fig. 41(a) y (c) y 42(b). Esta disposición del hueco 420 permite un engranaje particularmente estable y robusto del implante 401 con la mandíbula o el tejido óseo.

35 El hueco 420 ayuda a cortar y eliminar eficientemente el material óseo y, además, a transportar el material óseo retirado hacia el extremo coronal 406 del cuerpo del núcleo 402.

El implante 401 de la presente realización permite la inserción del mismo en el tejido óseo con fuerza reducida y con un alto grado de precisión. De esta manera, se puede lograr una conexión o engranaje particularmente estable y robusto del implante 401 con el tejido óseo, es decir, una alta estabilidad del implante.

40 Debido a la disposición del hueco 420 en la superficie coronal 416 de la rosca 412, estos efectos ventajosos se pueden lograr para sustancialmente todos los ángulos de rosca de implante, en particular, para ángulos de rosca de implante pequeños, tales como el ángulo de rosca de aproximadamente 10° de la rosca 412.

45 La figura 43 muestra un implante dental 501 según una realización de la presente invención.

50 El implante dental 501 es un implante dental autocortante para su inserción en un hueso de la mandíbula o tejido óseo de un paciente. El implante 501 comprende un cuerpo del núcleo 502 que presenta un extremo apical 504, un extremo coronal 506 y una superficie externa 508 que se extiende a lo largo de la dirección longitudinal del implante 501 entre el extremo apical 504 y el extremo coronal 506, como se muestra en la Fig. 43(a). El implante 501 comprende además una rosca 512 que se extiende hacia afuera desde el cuerpo del núcleo 502 (véanse las Fig. 43(a) y (b)).

El implante dental 501 está hecho de un metal, por ejemplo, titanio, una aleación de titanio o acero inoxidable.

55 La configuración externa del implante dental 501 puede ser sustancialmente la misma que la de cualquiera de los implantes dentales descritos anteriormente, por ejemplo, el implante dental 1 que, por ejemplo, se muestra en las Fig. 1, 3, 6 y 7.

60 Específicamente, el implante dental 501 puede presentar una primera zona en forma de núcleo en la que la sección transversal del cuerpo del núcleo 502 presenta una serie de direcciones principales en las que el radio que mide la distancia entre el centro de la sección transversal y su contorno externo adopta un valor máximo relativo y, por lo tanto, un valor más alto que en las orientaciones cercanas. En particular, el cuerpo del núcleo 502 en la primera zona en forma de núcleo puede presentar una sección transversal trioval (véase la Fig. 43(c)).

65 El implante dental 501 puede presentar una zona circular del núcleo en la que la sección transversal del cuerpo del núcleo 502 presenta una forma básicamente circular.

5 El implante dental 501 puede presentar una zona de transición de núcleo posicionada entre la zona con forma de núcleo y la zona circular de núcleo, en cuya zona de transición de núcleo la geometría de la sección transversal del cuerpo de núcleo 502, en función de un parámetro característico para una coordenada en la dirección longitudinal, cambia continuamente de una forma básicamente circular cerca de la zona circular de núcleo a una forma en la cual la sección transversal del cuerpo de núcleo 502 corresponde a la forma de la sección transversal en la primera zona con forma de núcleo. En particular, el cuerpo del núcleo 502 en la zona de transición central puede presentar una sección transversal trioval.

10 El implante dental 501 presenta una cavidad o canal 510 (véanse las Fig. 43(a) a (c)) formado en la porción coronal del implante 501. El canal 510 está abierto al extremo coronal 506 del implante 501 y se extiende a lo largo de la dirección longitudinal del implante 501 desde el extremo coronal 506 hacia el extremo apical 504 del mismo.

15 El cuerpo del núcleo 502 presenta un hueco de enclavamiento hexagonal 515 en el que la sección transversal del canal 510 perpendicular a la dirección longitudinal del implante 501 presenta una forma sustancialmente hexagonal.

20 El canal 510 comprende una porción cónica 514, el hueco de enclavamiento hexagonal 515 y una porción roscada internamente 516 (véanse las Fig. 43(b) y (c)) que están dispuestas en este orden en la dirección desde el extremo coronal 506 del implante 501 hacia el extremo apical 504 del implante 501. La porción cónica 514 y el hueco de enclavamiento hexagonal 515 están configurados para recibir un estribo y la porción de punta de la herramienta de inserción 200, 300, y la porción roscada internamente 516 está configurada para recibir un tornillo de acoplamiento para fijar el estribo al implante dental 501.

25 La porción cónica 514 presenta una pared lateral que se ahúsa hacia dentro con respecto al eje longitudinal del implante dental 501, proporcionando una abertura inicial más amplia para el canal 510 en el extremo coronal 506 del implante 501. La geometría particular de la porción cónica 514 define un medio ángulo cónico con respecto al eje longitudinal del implante dental 501. Este medio ángulo cónico puede ser de entre aproximadamente 10° y aproximadamente 20° grados. Es decir, el ángulo entre la pared interna de la porción cónica 514 y una línea central longitudinal del implante dental 501 puede ser de entre aproximadamente 10° y aproximadamente 20°. En una realización, el medio ángulo cónico es de aproximadamente 12°.

30 La relación entre la longitud de la porción cónica 514 en la dirección longitudinal del implante 501 y la longitud del hueco de enclavamiento hexagonal 515 en la dirección longitudinal del implante 501 puede ser de aproximadamente 1:1. La longitud de la porción cónica 514 puede ser de al menos aproximadamente 1 mm y la longitud del hueco de enclavamiento hexagonal 515 puede ser de al menos aproximadamente 1 mm. La longitud de la porción cónica 514 es una distancia medida en una dirección vertical desde la superficie superior del implante 501 hasta la porción del canal 510 en el que terminan las superficies ahusadas de la porción cónica 514. La longitud del hueco de enclavamiento hexagonal 515 se mide en una dirección vertical desde el extremo de la porción cónica 514 hasta el final del hueco de enclavamiento hexagonal 515.

35 Las relaciones y longitudes de la porción cónica 514 y el hueco de enclavamiento hexagonal 515 combinan ventajosamente los beneficios de una conexión ahusada suficientemente larga para proporcionar un sellado eficaz y un hueco de enclavamiento hexagonal 515 suficientemente largo para que se pueda transmitir un par motor suficiente al implante 501, cuando el implante 501 se introduce en la mandíbula del paciente.

Lista de números de referencia

50	1, 1', 1", 1"', 1''', 201, 401, 501	Implante dental
	2, 205, 402, 502	Cuerpo del núcleo
	4, 207, 404, 504	Extremo apical
55	6, 209, 406, 506	Extremo coronal
	8, 408, 508	Superficie externa
60	10, 236, 510	Canal de recepción
	12, 203, 412, 512	Rosca
	20	Zona circular del núcleo
65	22	Zona en forma de núcleo

ES 2 986 016 T3

	24	Zona de plataforma crestal
	26	Zona de transición central
5	26'	Segunda zona en forma de núcleo
	28	Volumen envolvente
10	30	Zona en forma de rosca
	32	Zona circular de rosca
	34	Zona de transición de rosca
15	34'	Segunda zona en forma de rosca
	38	Muesca
20	40	Zona en forma de muesca
	42	Zona crestal
	43	Posición de cruce
25	44	línea de transición
	46	Estría de corte
30	48	borde cortante
	50	centro de la sección transversal
	52	Línea
35	54	Punto
	56	Línea punteada
40	58	Ancho libre
	60	Cara apical
	62	Cara coronal
45	64	Eje longitudinal
	66	Línea
50	70	Tejido óseo
	72	Vacío
	74	Plataforma
55	80	Sistema de conexión
	82	Flecha
60	84	Extremo inferior
	86	Contorno de indexación
	88	Ranura
65	90	Estructura de retroalimentación

ES 2 986 016 T3

	92	Muesca
	100	Superficie coronal
5	102	Muecas
	104	Estría de corte apical
10	200, 300	Herramienta de inserción
	202	Porción proximal
	204, 304	Porción distal
15	206, 306	Elemento de retención
	208	Porción de unión
20	210	Proyección
	212	Porción de enlace
	214, 314	Región de accionamiento
25	216, 316	Sección de accionamiento
	218	Porción radialmente convexa
30	220	Porción radialmente cóncava
	222, 224 convexas	Puntos radialmente más externos de porciones radialmente
35	226 cóncavas	Puntos radialmente más internos de porciones radialmente
	228	Círculo alrededor del centro de la sección transversal
40	230	Parte distal
	232	Parte proximal
	234	Hombro de presión para encastrar
45	238	Cavidad anular
	240	Porción de accionamiento
50	242	Zona de accionamiento
	320	Porción recortada
	414	Superficie de rosca apical
55	416	Superficie de rosca coronal
	418, 418'	
60	418"	Estrías
	420	Hueco
	514	Porción cónica
65	515	Hueco de enclavamiento hexagonal

516

Porción internamente roscada

REIVINDICACIONES

- 5 1. Un implante dental (201), en particular para la inserción en el tejido óseo de un paciente, que comprende:
- un cuerpo de núcleo (205) que tiene un extremo apical (207) y un extremo coronal (209),
 - al menos una rosca (12) que se extiende hacia fuera desde dicho cuerpo de núcleo (2),
- 10 en el que el cuerpo central (205) comprende un canal (236) que está abierto al extremo coronal (209) y se extiende a lo largo de la dirección longitudinal del implante (201) desde el extremo coronal (209) hacia el extremo apical (207), y
- 15 el cuerpo de núcleo (205) tiene una zona de accionamiento (242), en cuya zona de accionamiento (242) la sección transversal del canal (236) perpendicular a la dirección longitudinal del implante (201) tiene una pluralidad de porciones radialmente convexas dispuestas a lo largo de la circunferencia de la sección transversal, en el que cada uno de los puntos radialmente más externos de las porciones radialmente convexas se encuentra en un círculo respectivo alrededor del centro de la sección transversal, al menos dos de estos círculos tienen radios diferentes entre sí.
- 20 en el que
- 25 el cuerpo de núcleo (205) comprende además una porción de accionamiento (240), en cuya porción de accionamiento (240) la sección transversal del canal (236) perpendicular a la dirección longitudinal del implante (201) presenta una serie de direcciones principales en las que el radio que mide la distancia entre el centro de la sección transversal y su contorno exterior toma un valor máximo relativo y, por lo tanto, un valor más elevado que en las orientaciones cercanas y
- 30 en el que la zona de accionamiento (242) está dispuesta apicalmente con respecto a la porción de accionamiento (240).
- 35 2. El implante dental (201) de acuerdo con la reivindicación 1, en el que la porción de accionamiento (240) tiene una configuración ahusada de manera que, en la porción de accionamiento (240), las dimensiones laterales de la sección transversal del canal (236) perpendicular a la dirección longitudinal del implante (201) disminuyen a lo largo de la dirección desde el extremo coronal (209) hacia el extremo apical (207).
- 40 3. El implante dental (201) de acuerdo con la reivindicación 2, en el que el número de direcciones principales es tres o más.
- 45 4. El implante dental (201) de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, en el que los puntos radialmente más internos de las porciones radialmente cóncavas se encuentran en un único círculo alrededor del centro de la sección transversal.
- 50 5. El implante dental (201) según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, en el que,
- las porciones radialmente convexas comprenden primeras porciones radialmente convexas y segundas porciones radialmente convexas,
 - los puntos radialmente más exteriores de las primeras porciones radialmente convexas están todos en un único primer círculo alrededor del centro de la sección transversal,
 - los puntos radialmente más exteriores de las segundas porciones radialmente convexas están todos en un único segundo círculo alrededor del centro de la sección transversal,
- 55 el segundo círculo tiene un radio menor que el primer círculo, y
- 60 las primeras porciones radialmente convexas y las segundas porciones radialmente convexas están dispuestas alternativamente a lo largo de la circunferencia de la sección transversal, con las respectivas porciones radialmente cóncavas dispuestas entre ellas.
- 65 6. El implante dental (1) según una de las reivindicaciones anteriores, en el que al menos en la sección coronal del implante están previstas varias estrías de corte (46).
7. El implante dental (1) de acuerdo con la reivindicación 6, en el que dichas estrías de corte (46) están colocadas simétricamente con respecto al eje longitudinal central de dicho cuerpo de núcleo (2).

- 5 8. El implante dental (1) de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 6 o 7, en el que de dicho cuerpo de núcleo (2) comprende una primera zona en forma de núcleo (22), en cuya primera zona en forma de núcleo (22) la sección transversal de dicho cuerpo de núcleo (2) tiene un número de direcciones principales en las que el radio que mide la distancia entre el centro (50) de la sección transversal y su contorno exterior toma un valor máximo relativo y, por lo tanto, un valor más alto que en orientaciones cercanas,
- 10 y en el que cada estrías de corte (46), tal como se observa en la dirección oriental alrededor del eje longitudinal central de dicho cuerpo de núcleo (2), está posicionada en un desplazamiento rotacional dado con respecto a una dirección principal cercana.
- 10 9. El implante dental (1) de acuerdo con la reivindicación 8, en el que el número de estrías de corte es igual al número de direcciones principales.
- 15 10. El implante dental (1) de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 6-9, en el que,
- las estrías de corte (46) están dispuestas en la región roscada del implante (1"), estando cada estría de corte (46) dispuesta con un desplazamiento con respecto a su estría de corte (46) cercana, de manera que en sus posiciones las estrías de corte (46) siguen el paso de la rosca (12) alrededor del eje longitudinal del implante (1").

FIG. 1

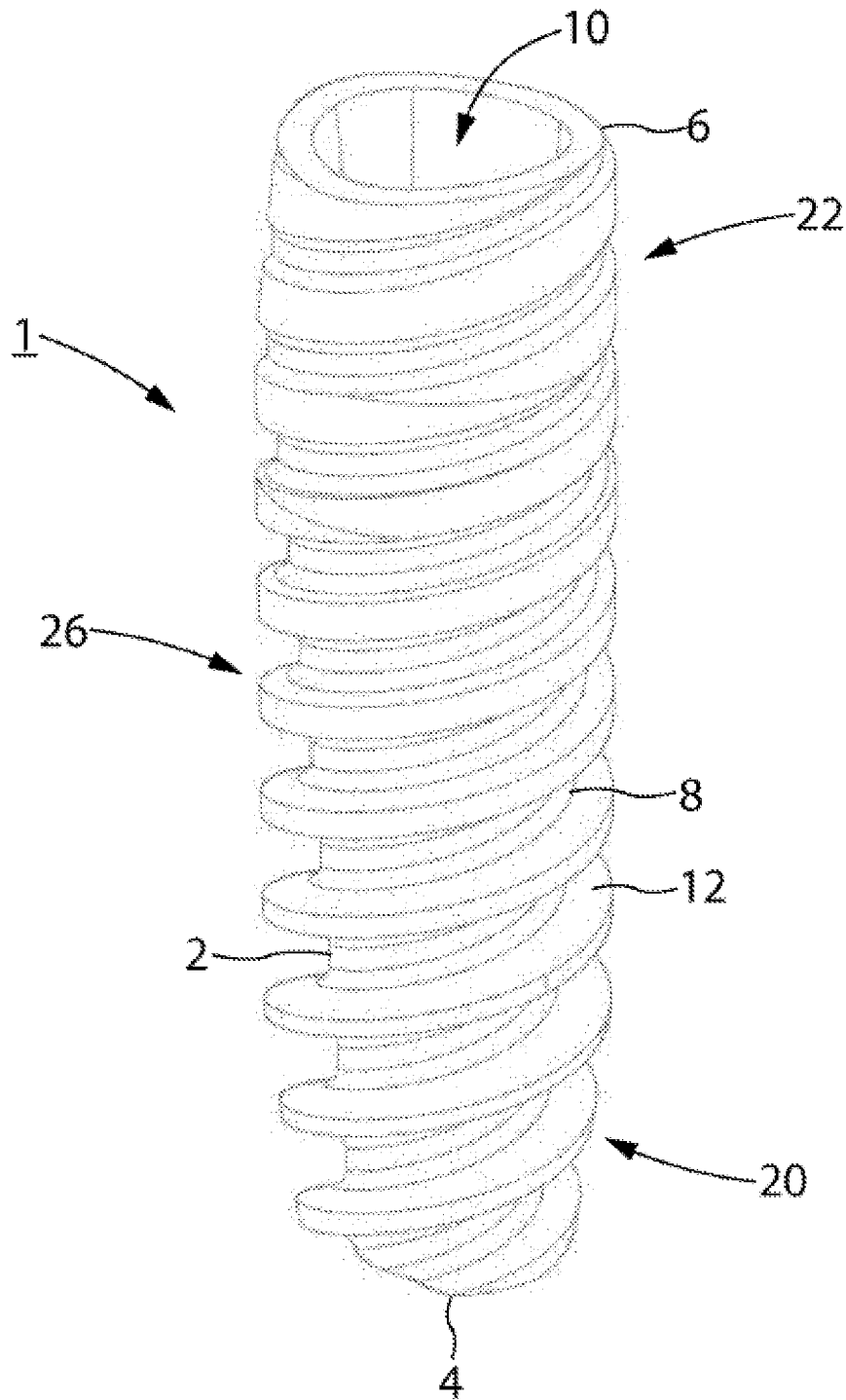


FIG. 2

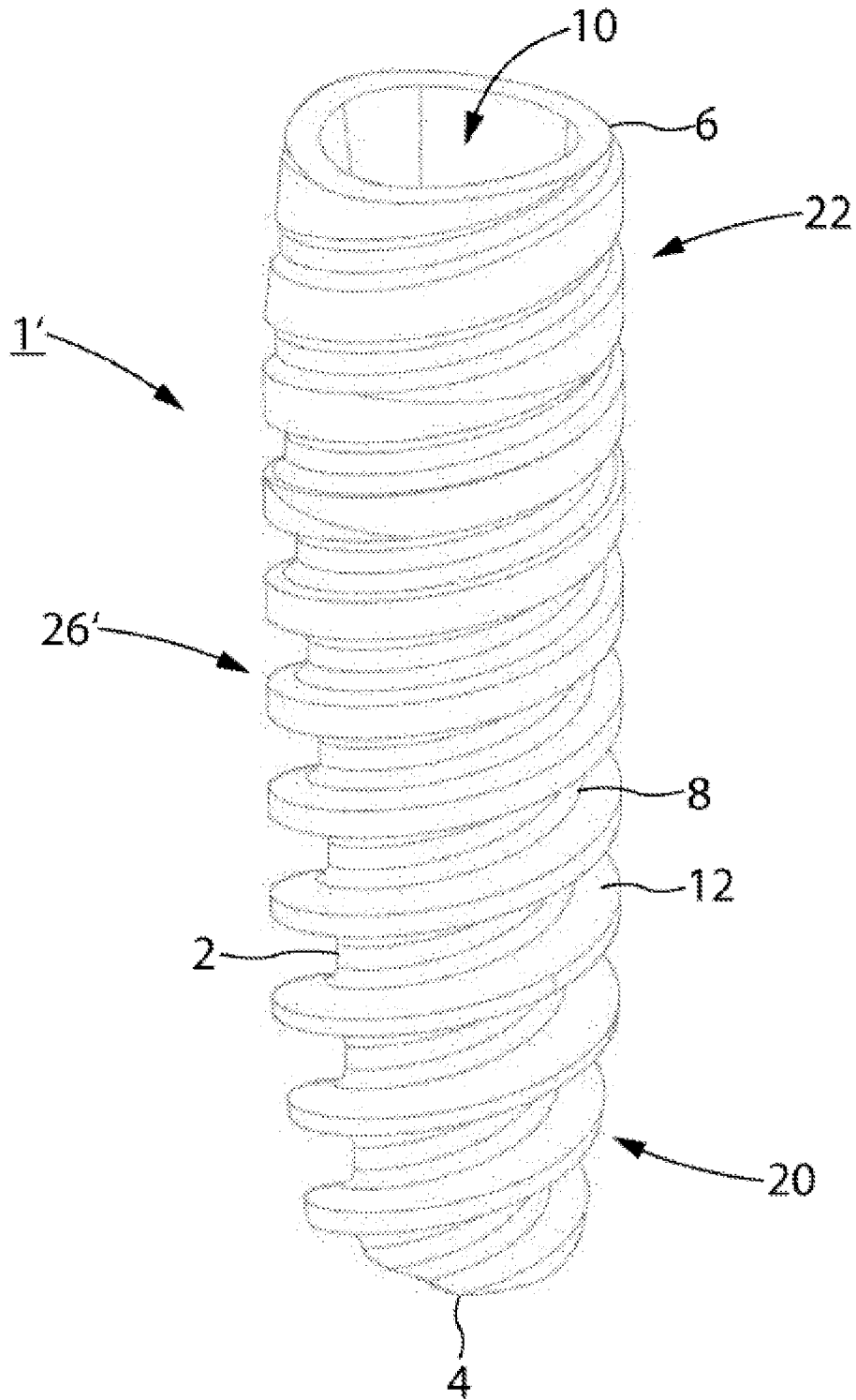
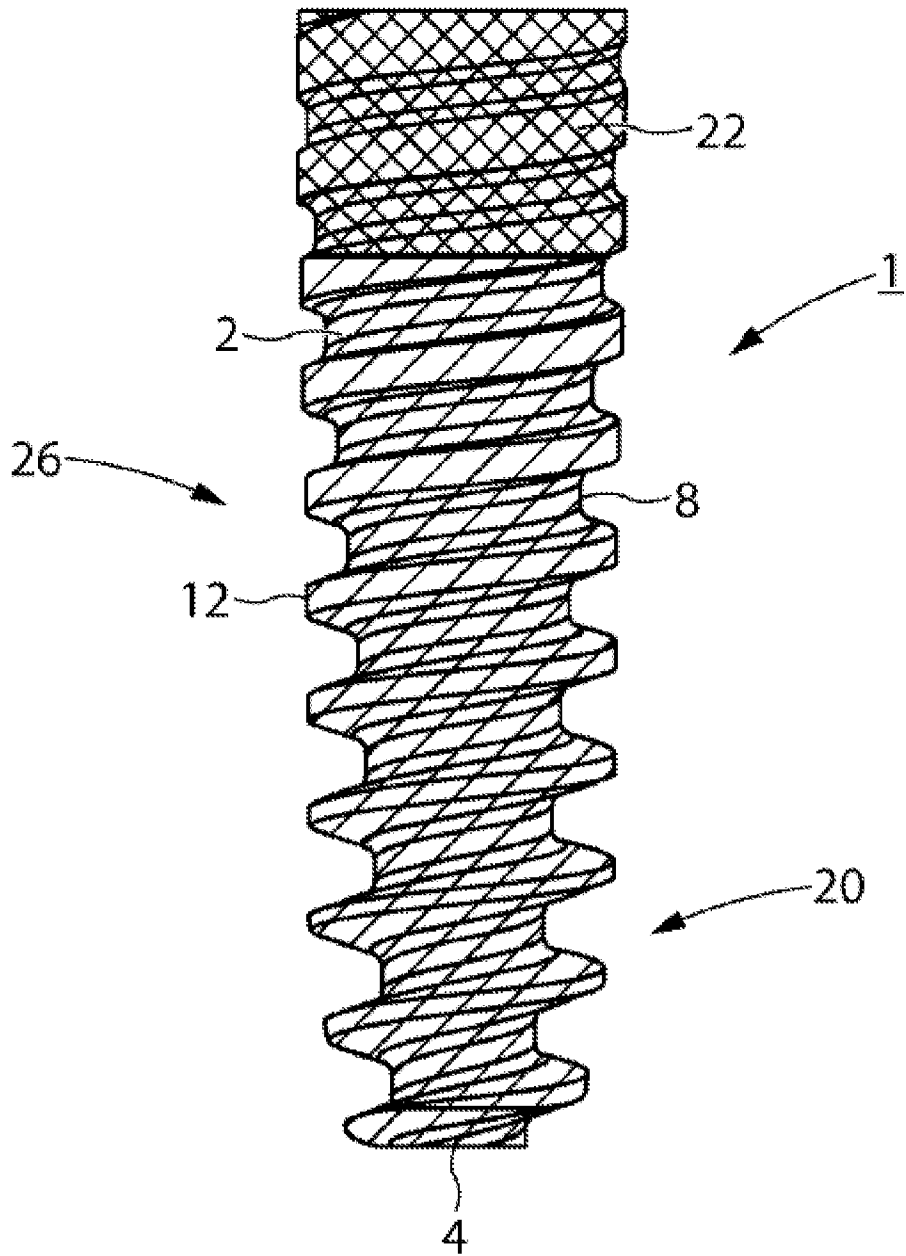
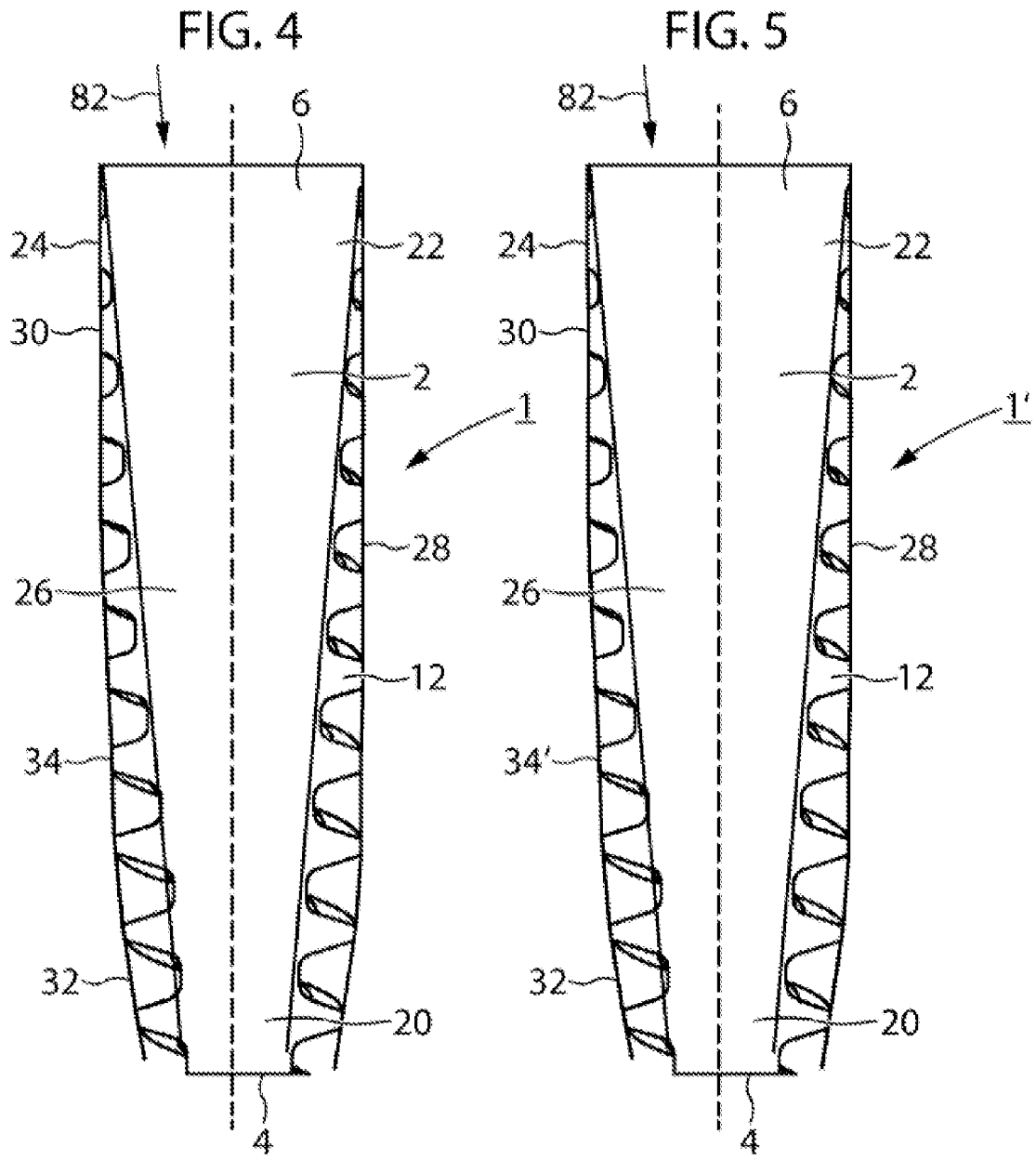
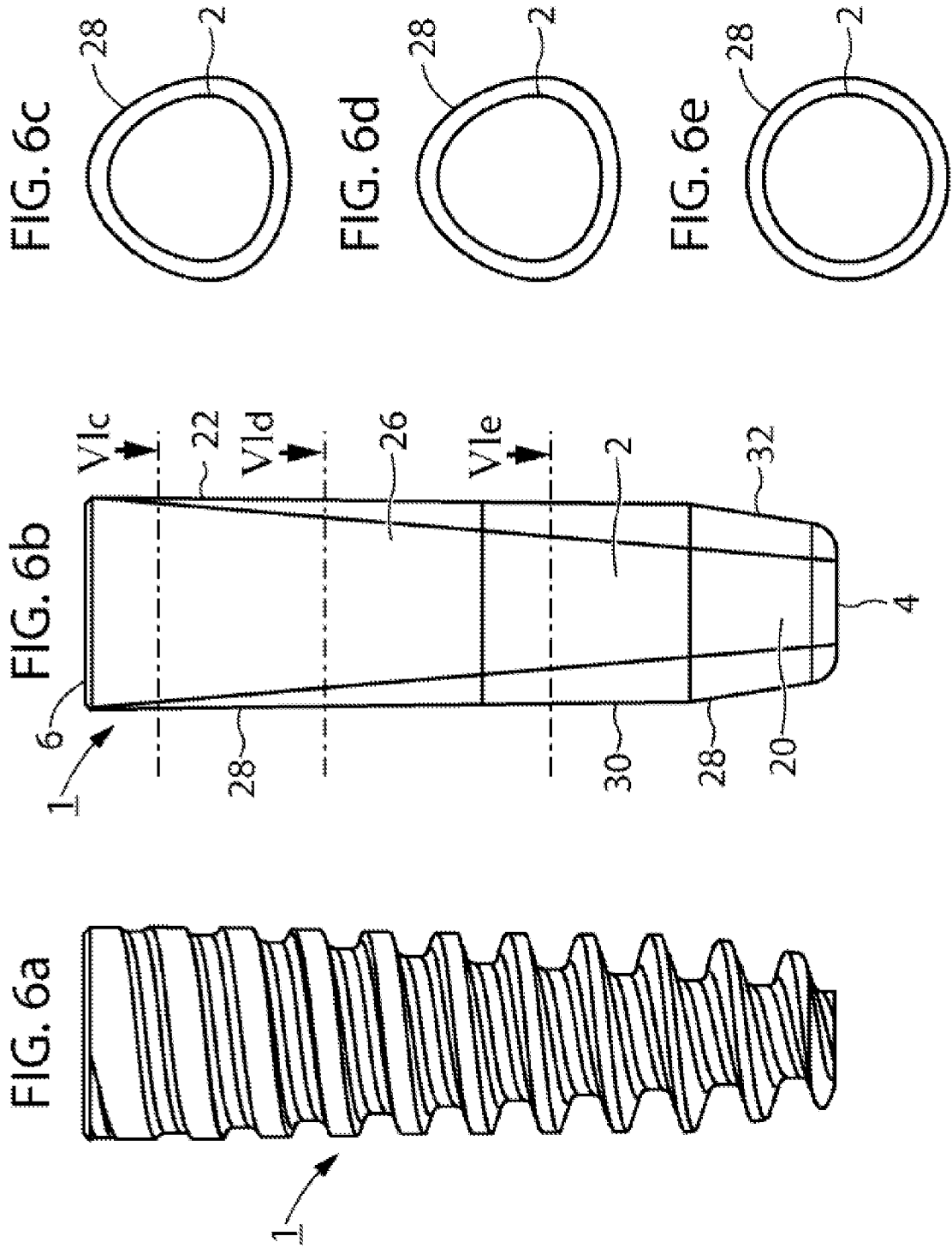
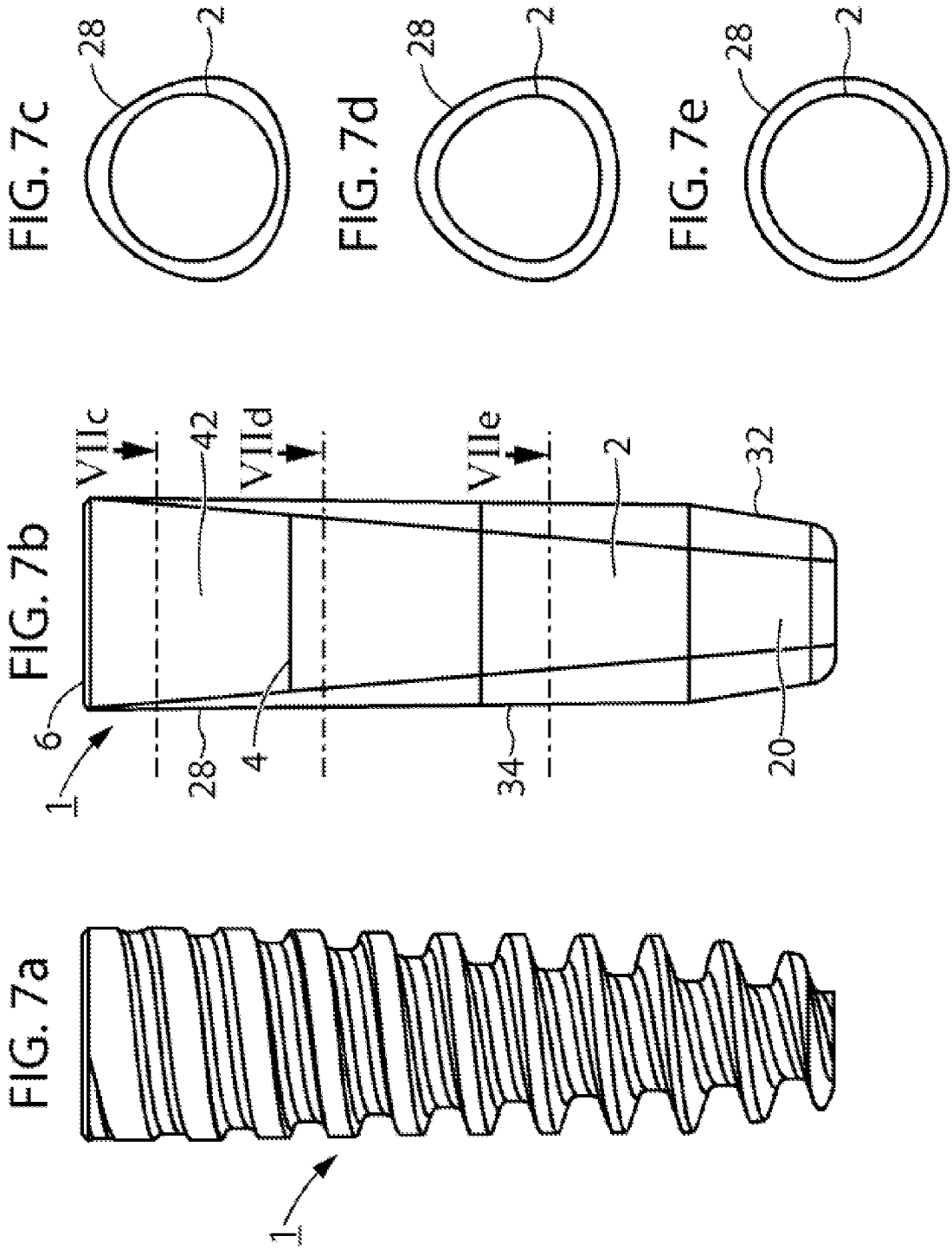


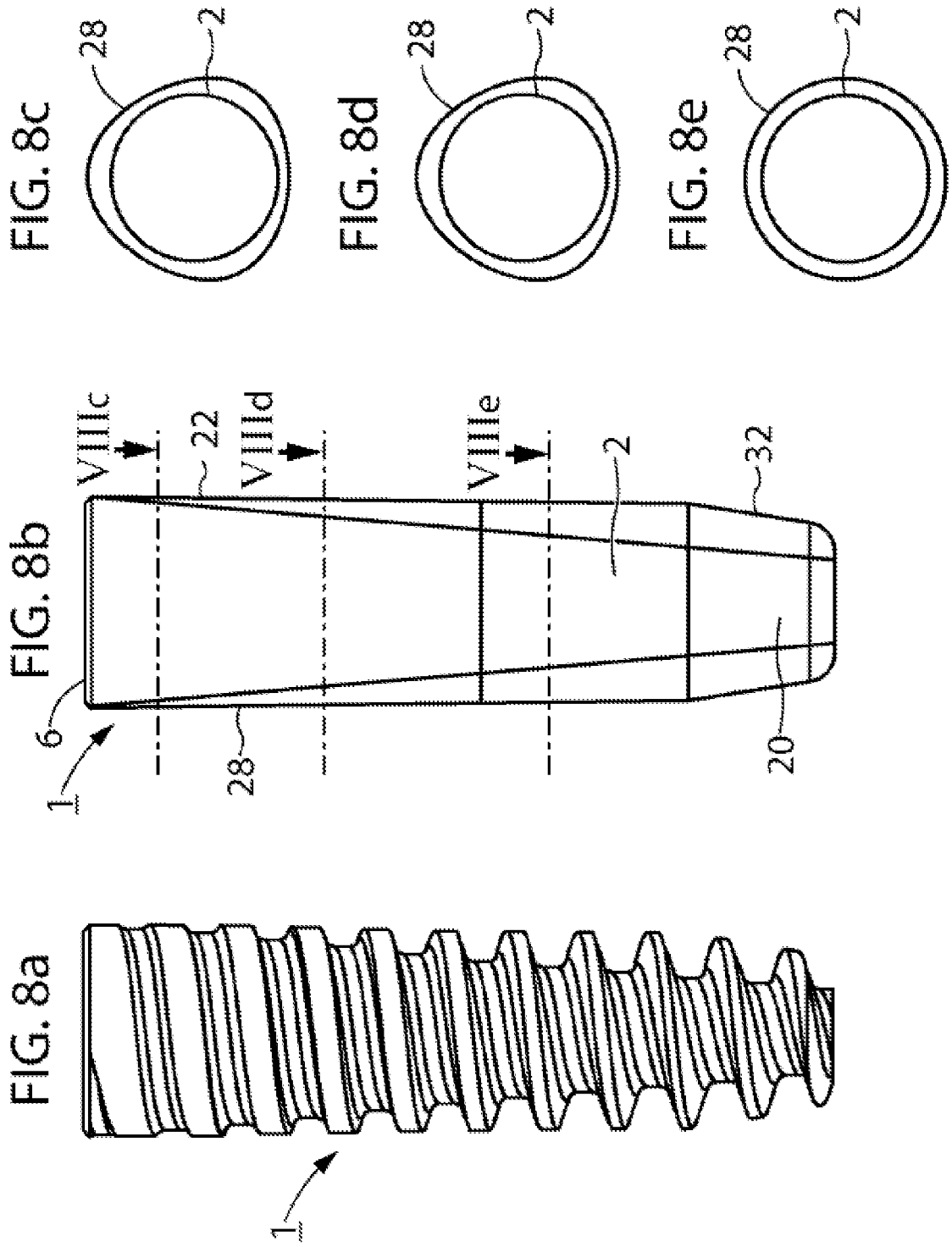
FIG. 3











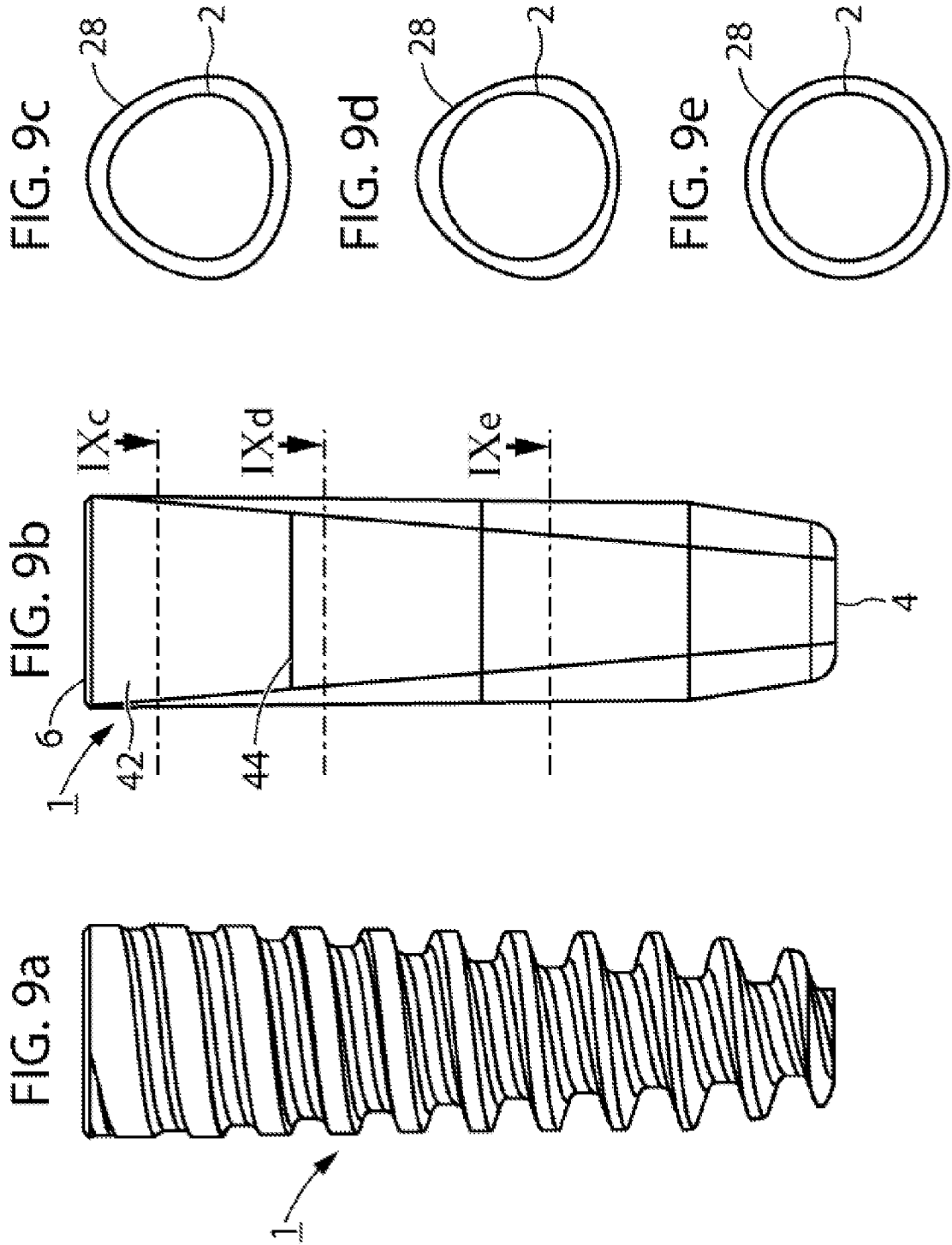


FIG. 10a

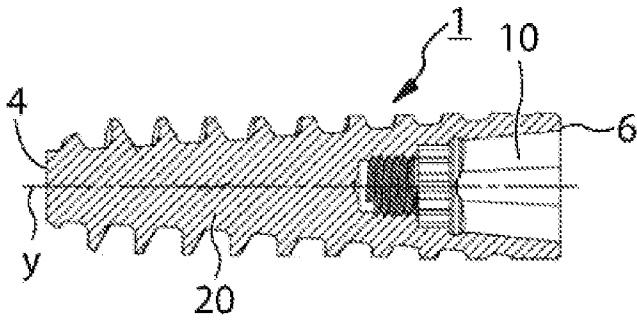


FIG. 10e

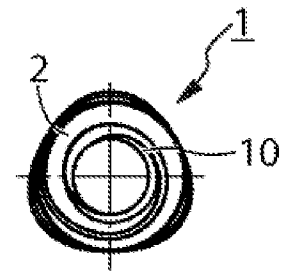


FIG. 10b

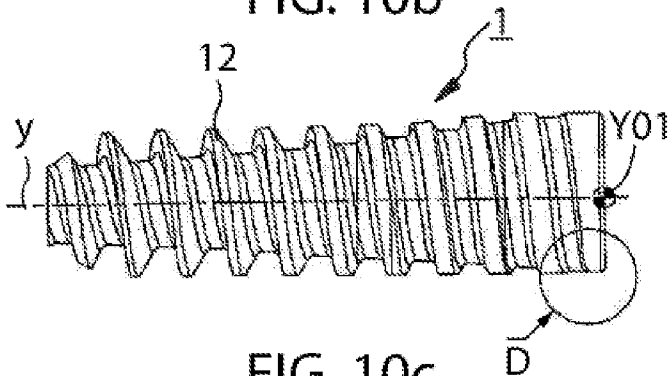


FIG. 10f

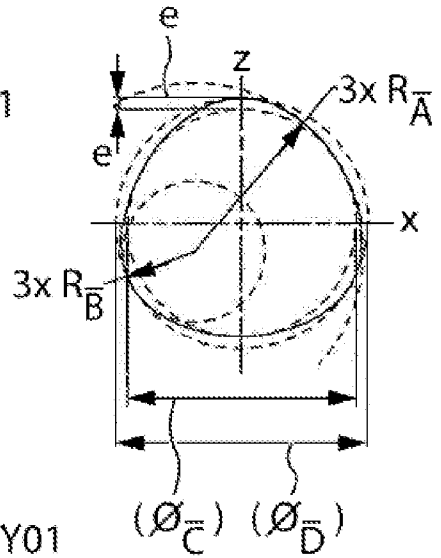


FIG. 10c

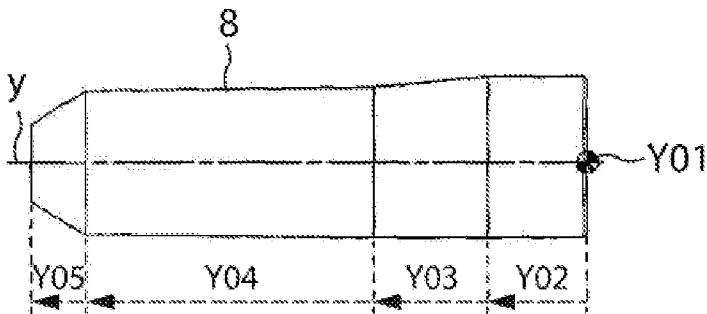


FIG. 10d

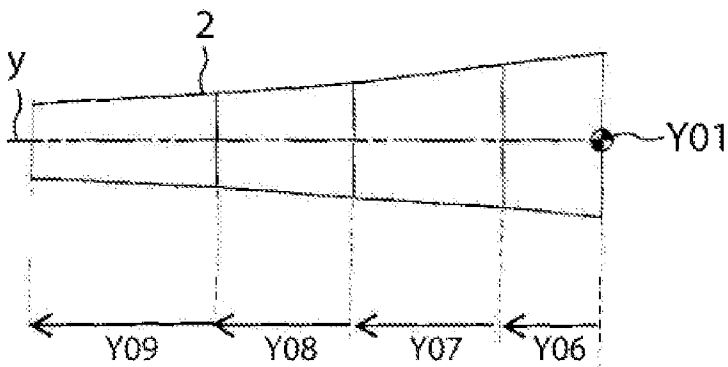


FIG. 11

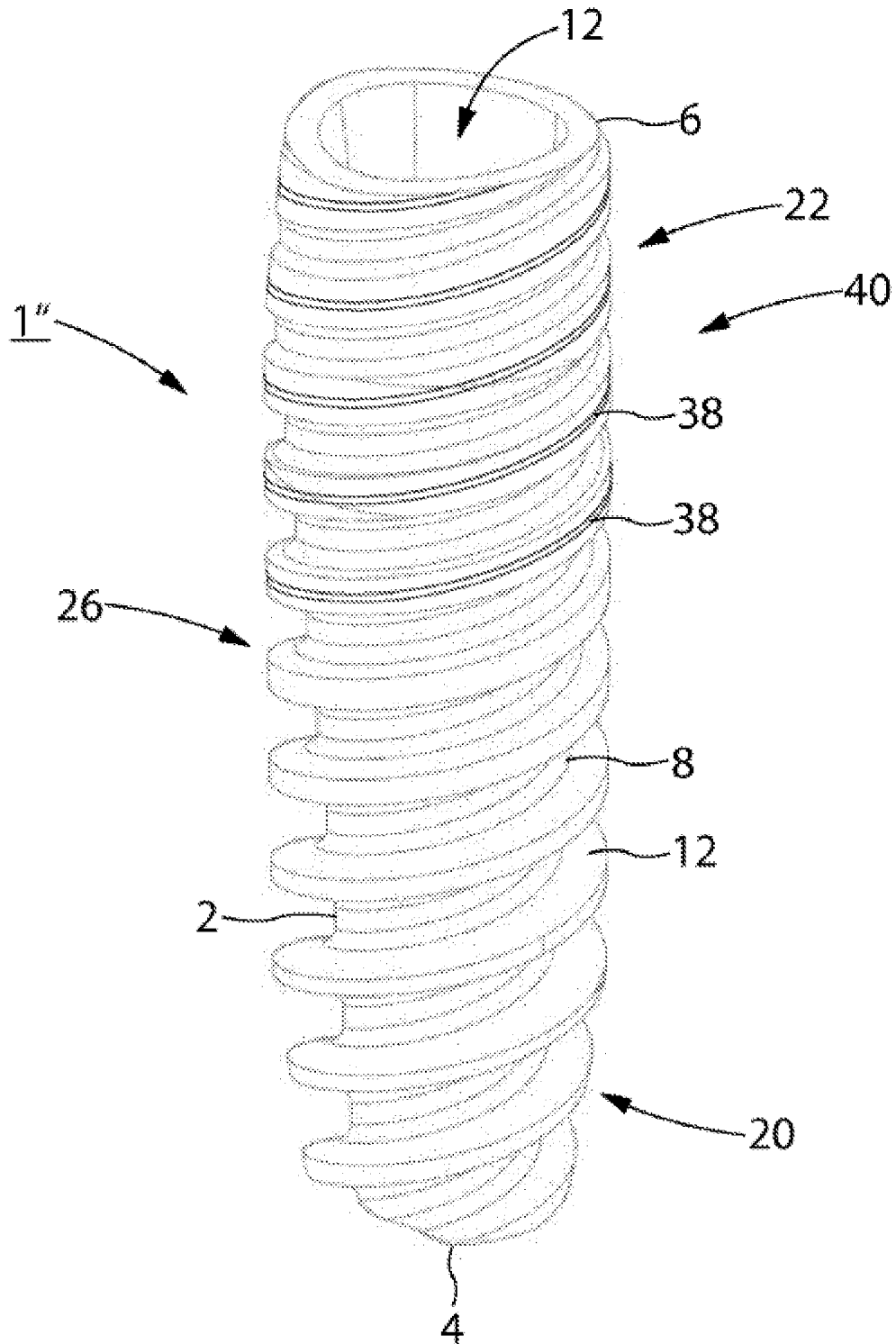


FIG. 12a

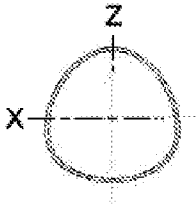


FIG. 12b

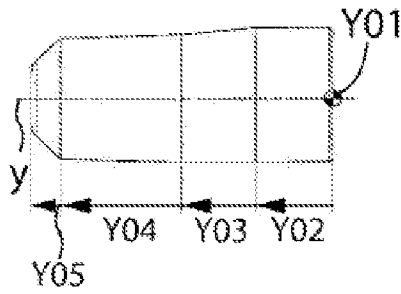


FIG. 12c

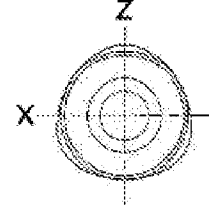


FIG. 12d

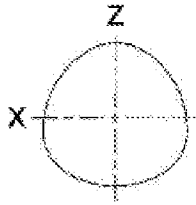


FIG. 12e

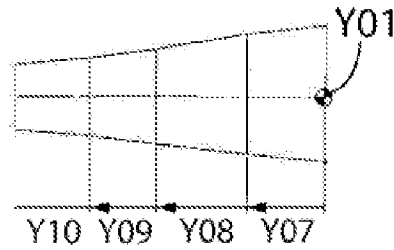


FIG. 12f

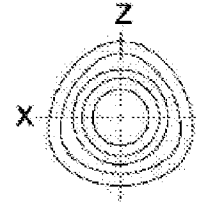


FIG. 12g

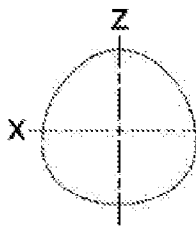


FIG. 12h

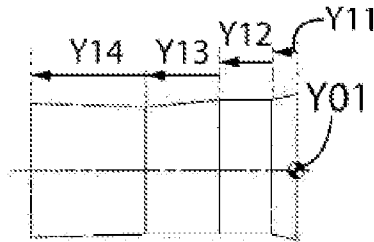


FIG. 12i

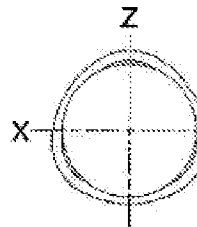
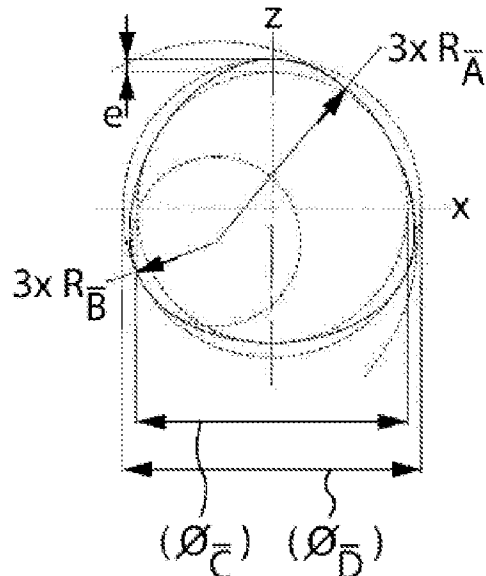
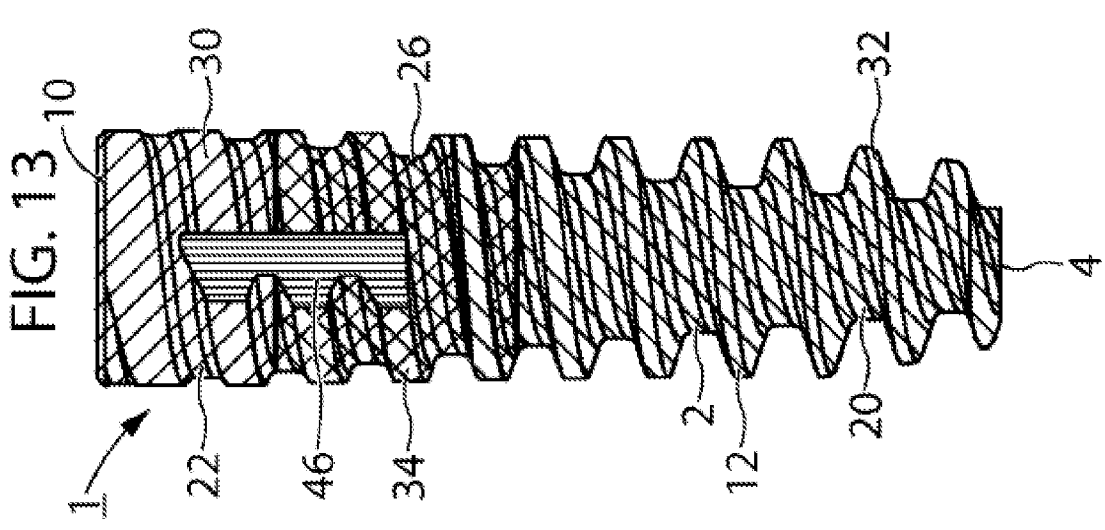
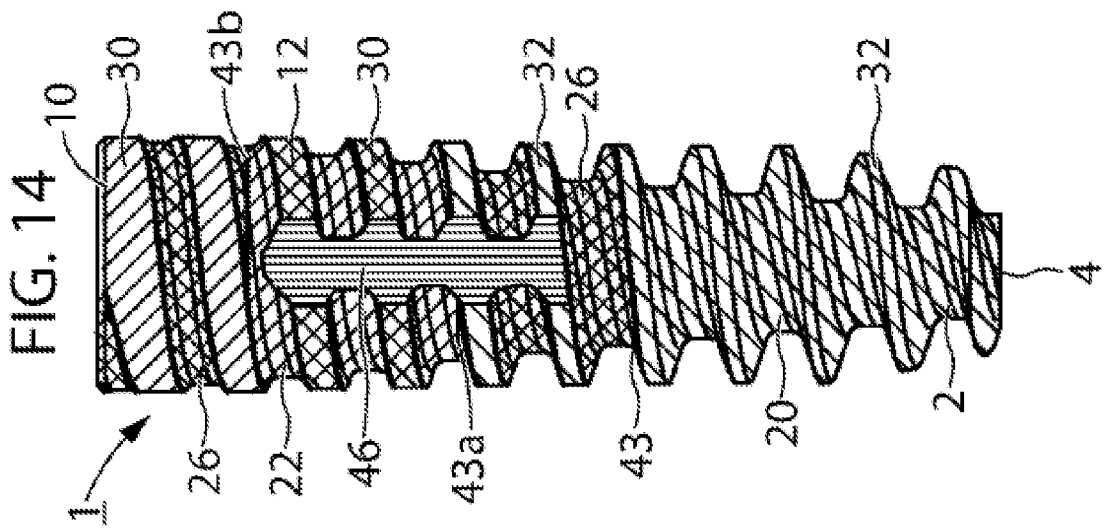
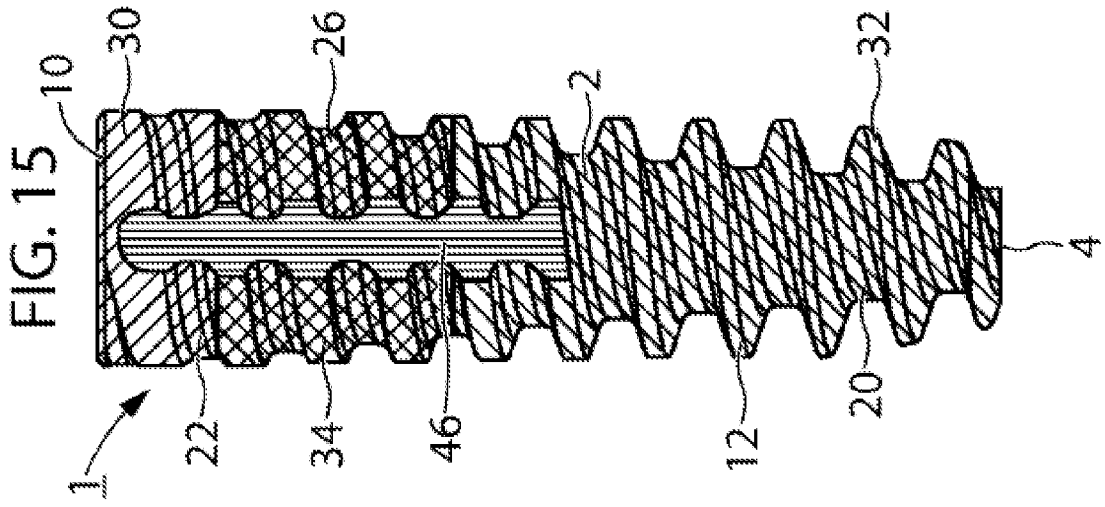


FIG. 12j





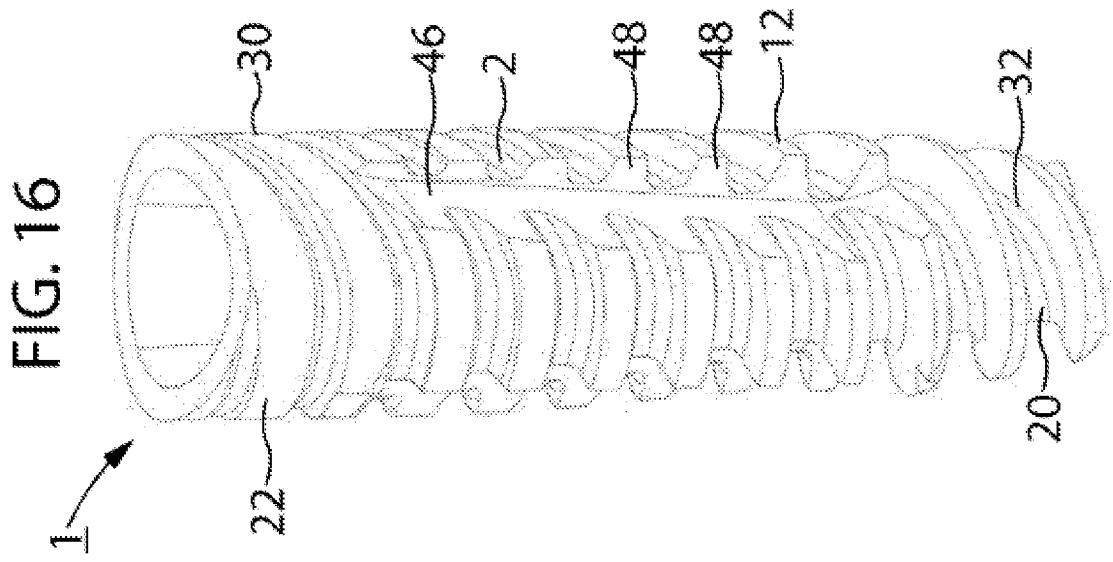
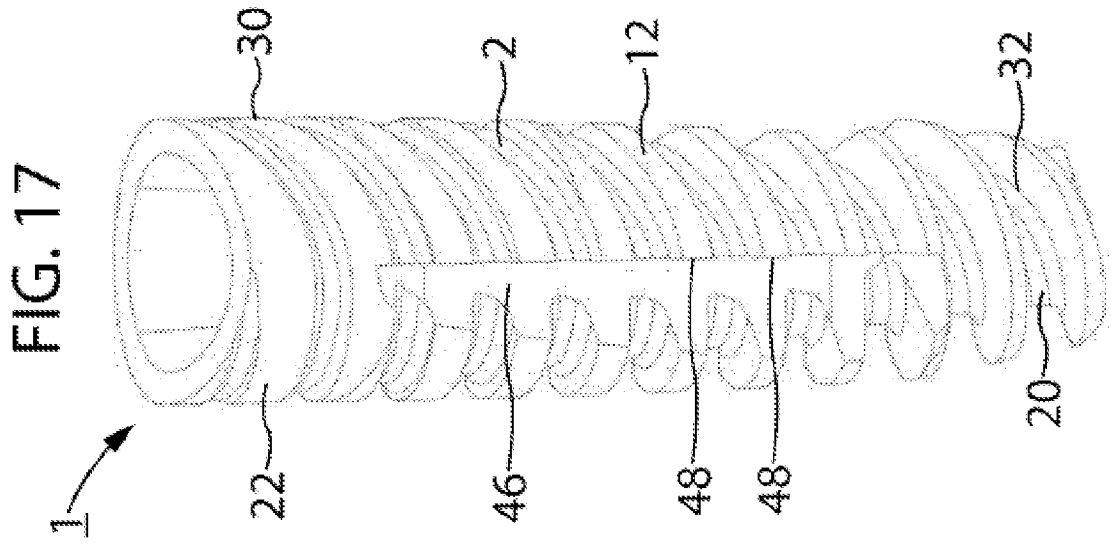
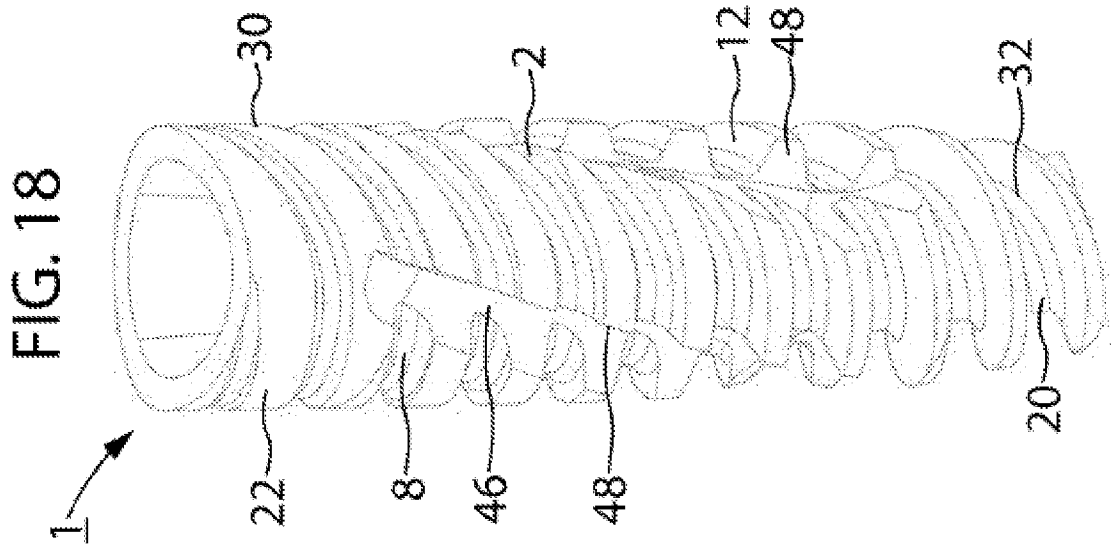


FIG. 19

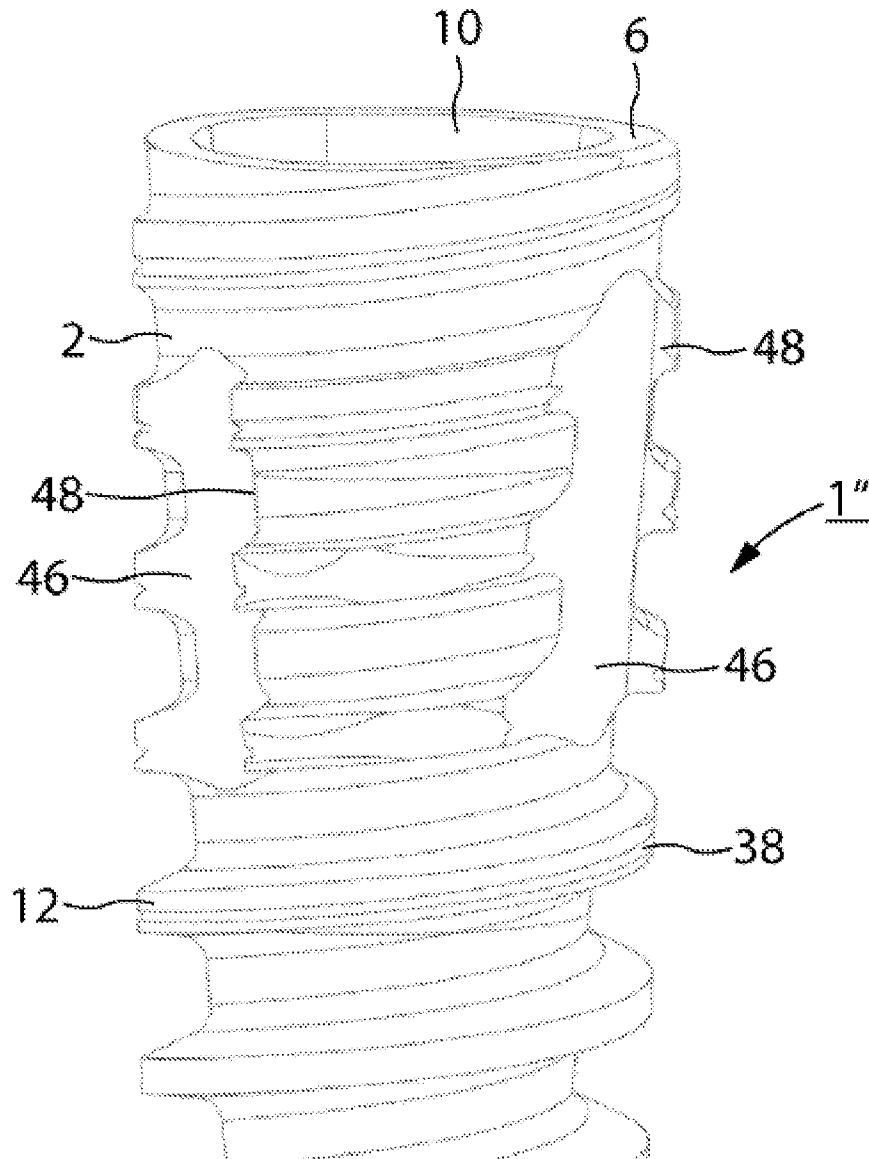


FIG. 21

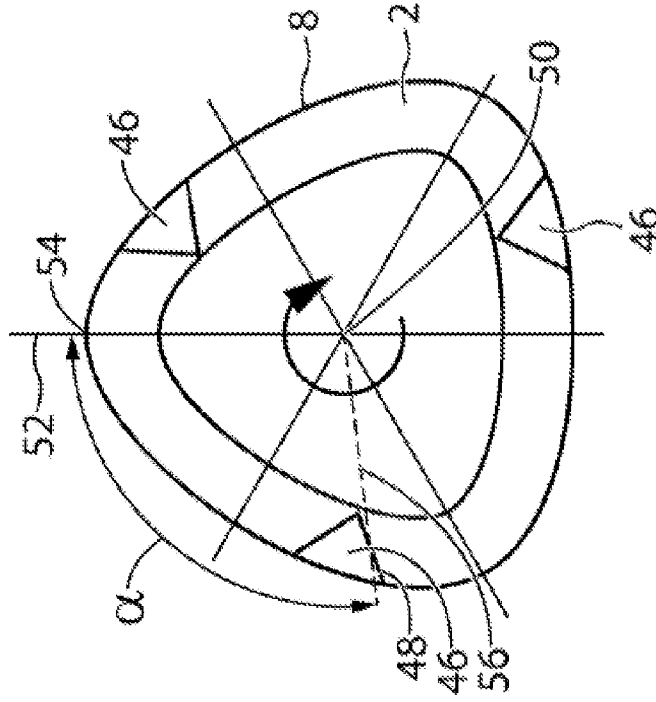


FIG. 20

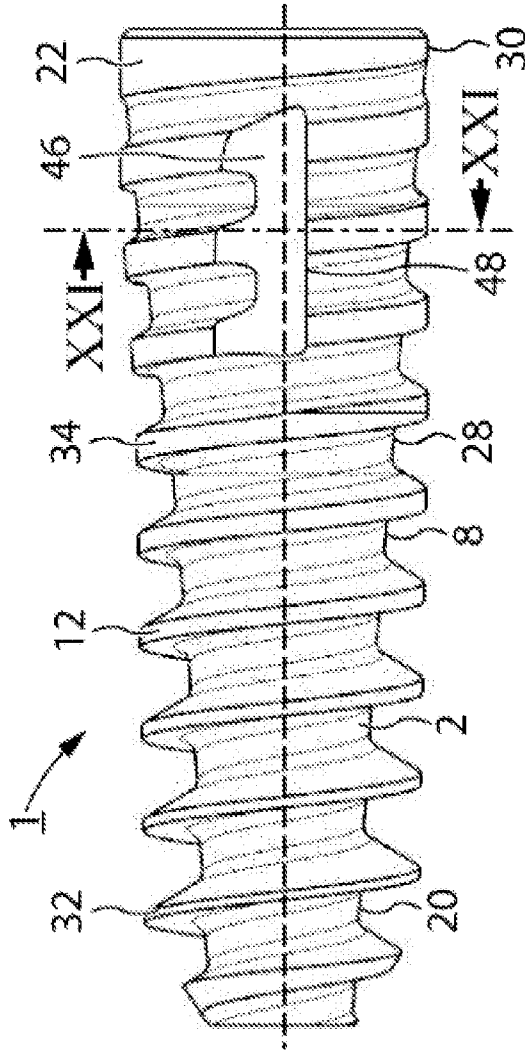


FIG. 24

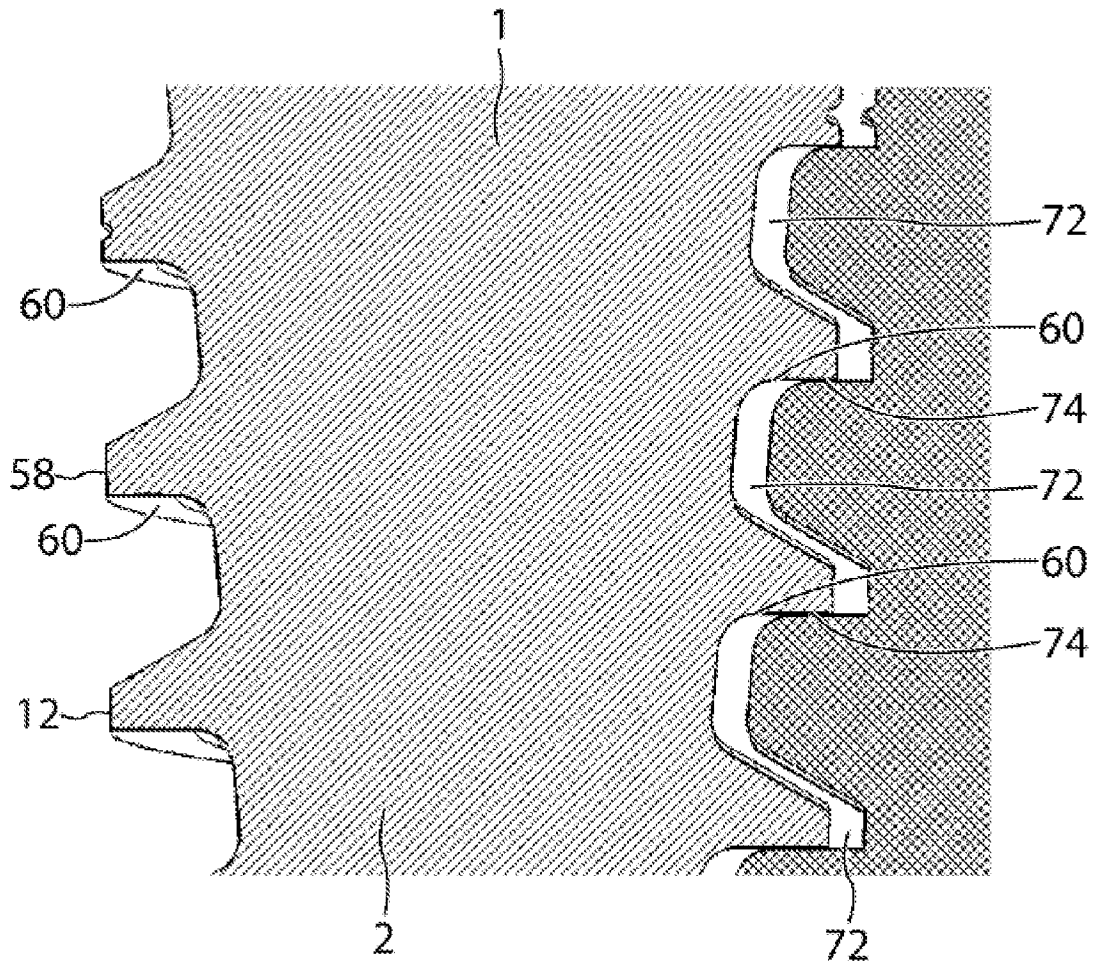


FIG. 25a

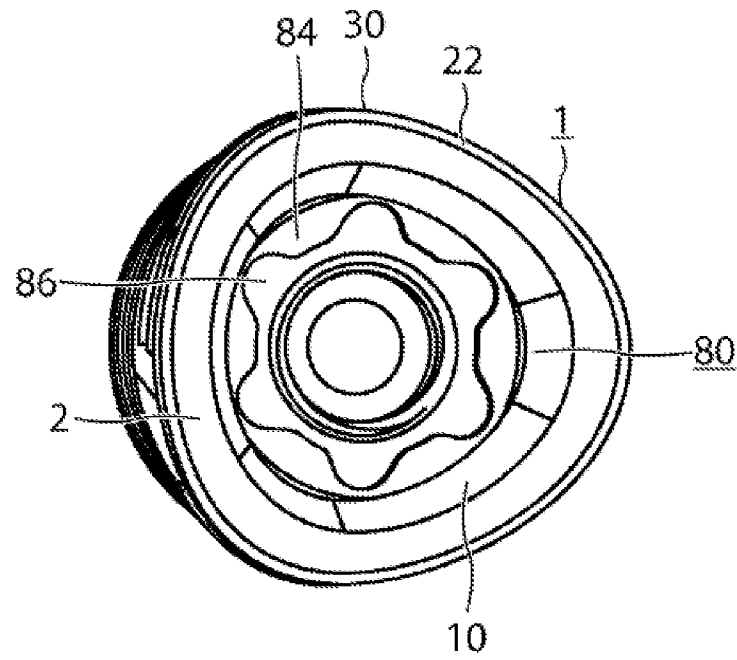


FIG. 25b

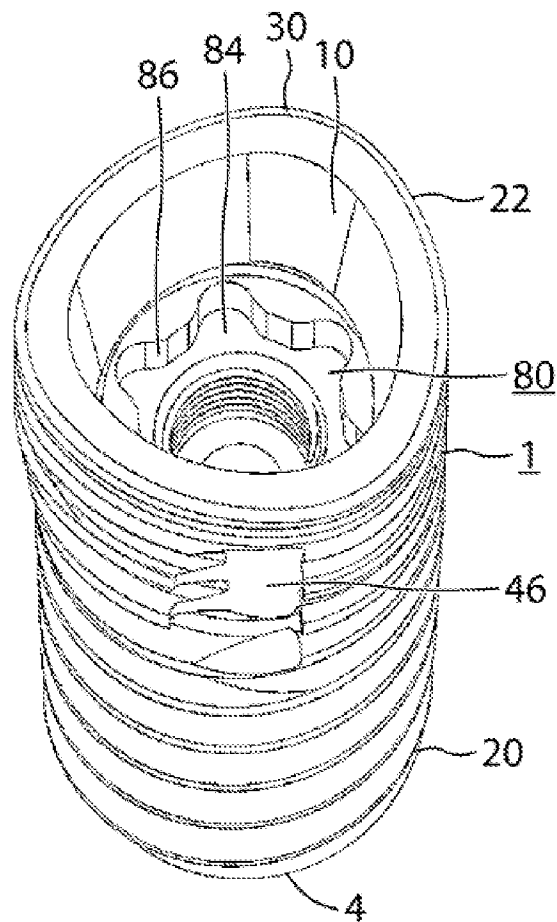


FIG. 26

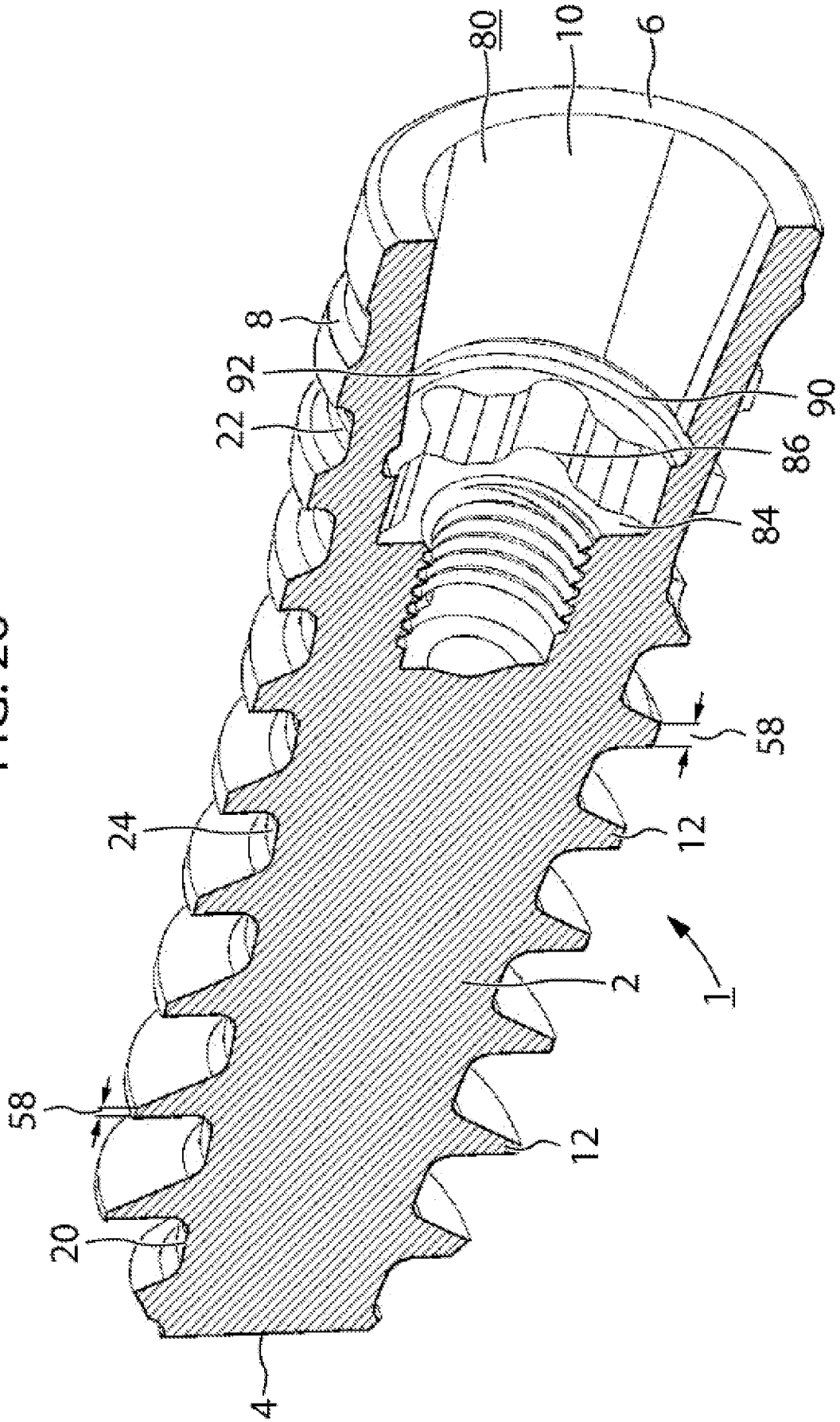


FIG. 27

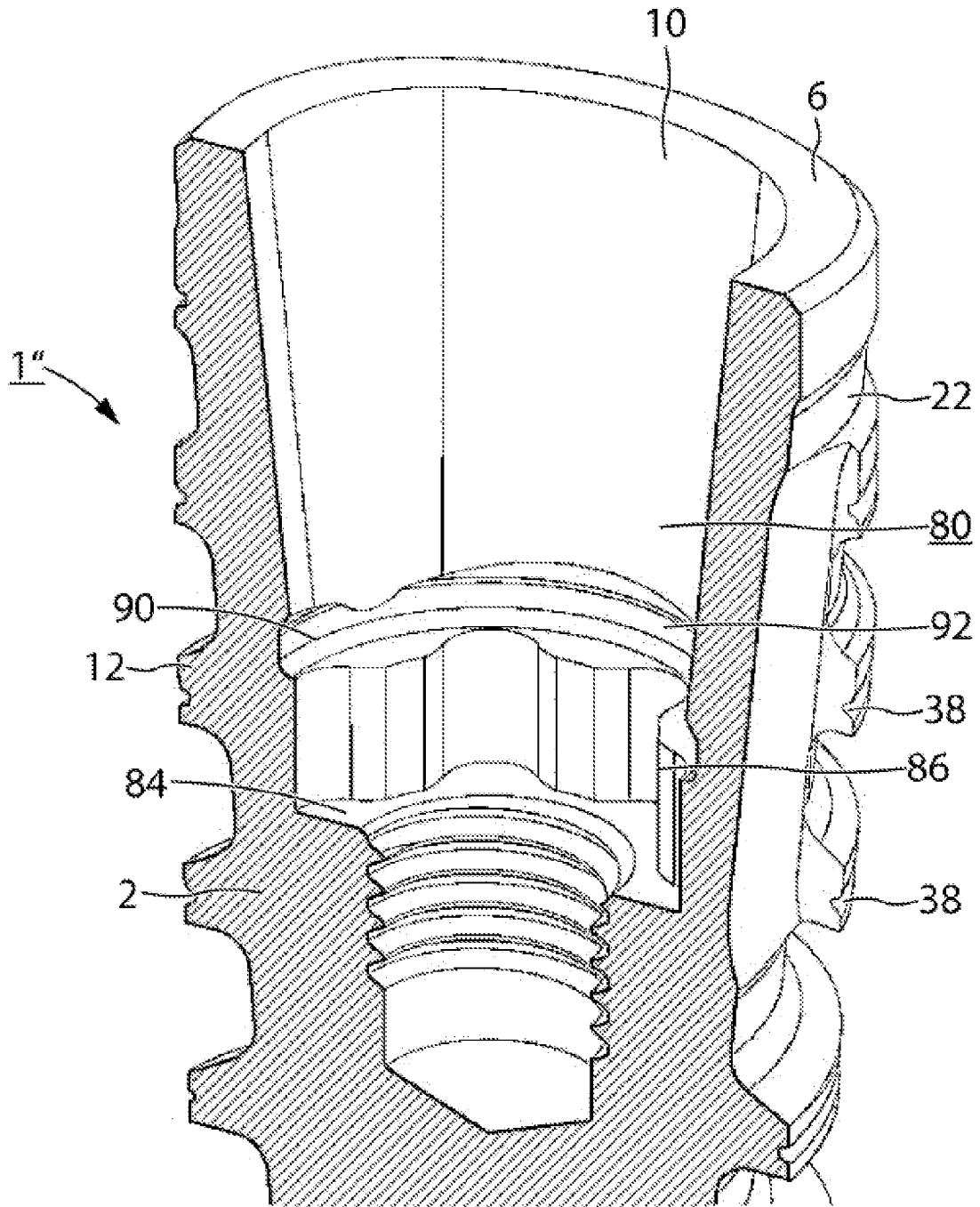


FIG. 28

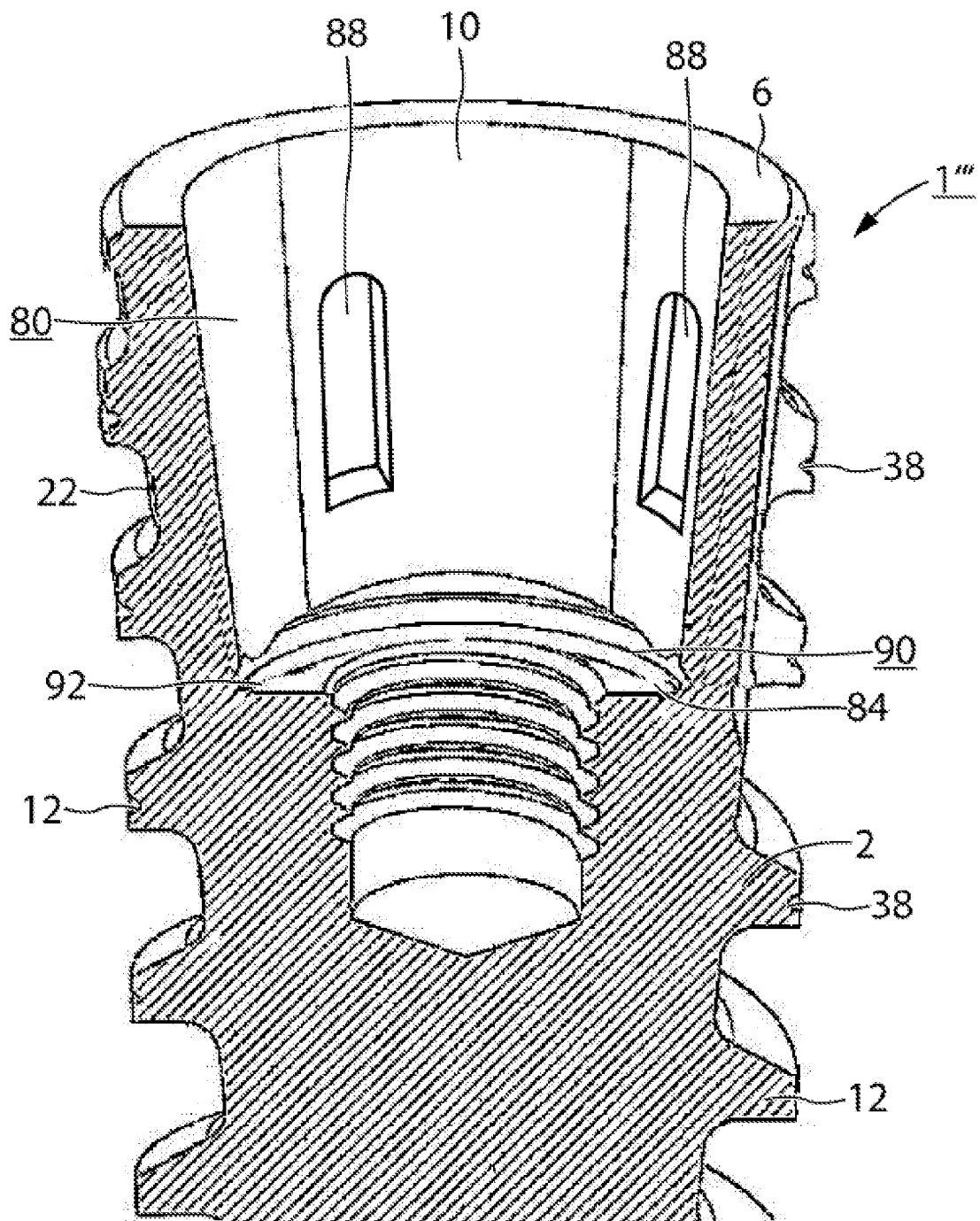


FIG. 29

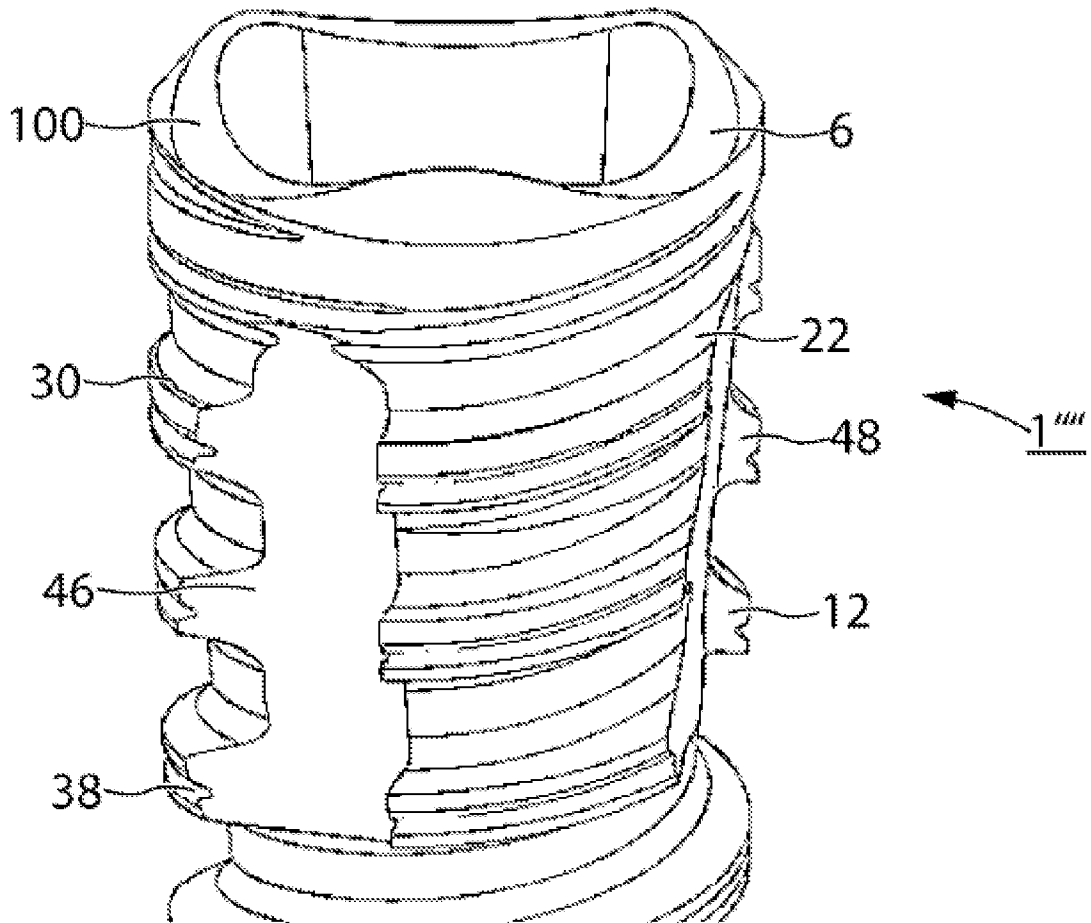


FIG. 30

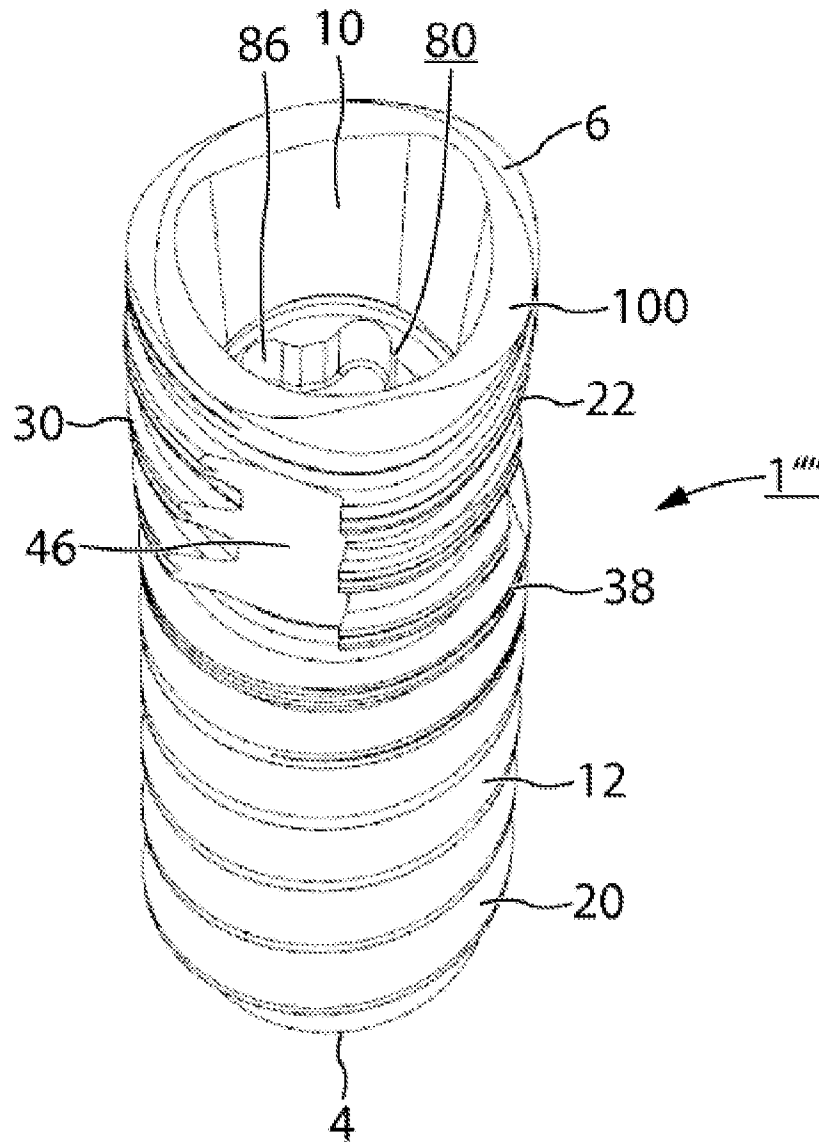


FIG. 31

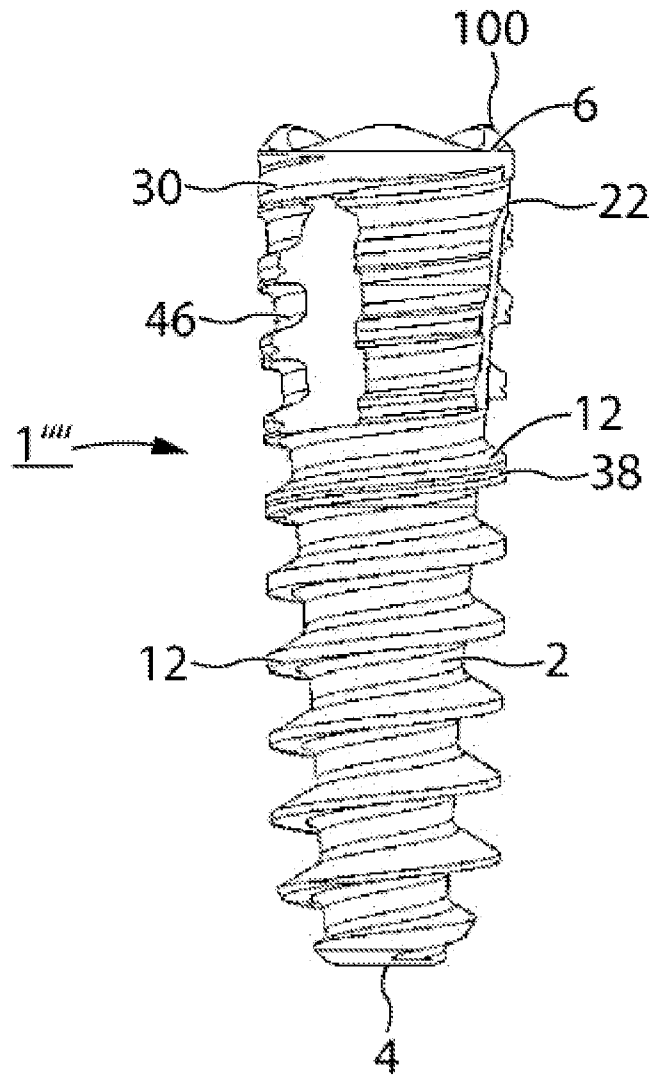


FIG. 32

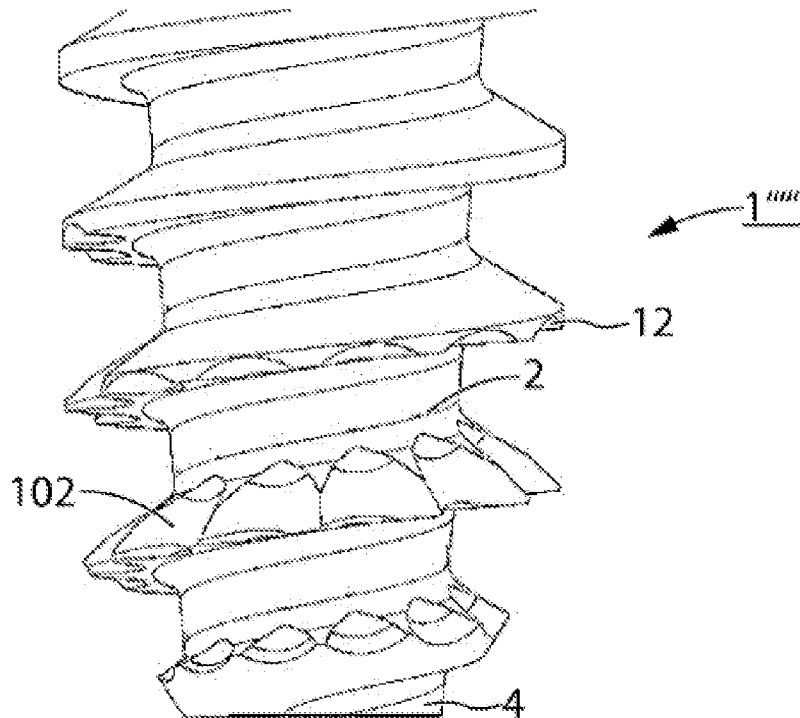


FIG. 33

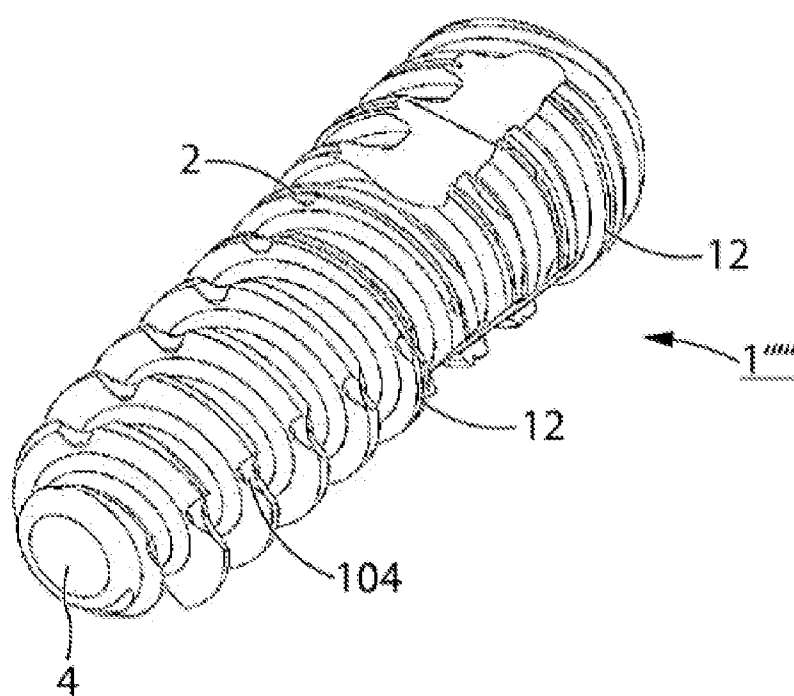
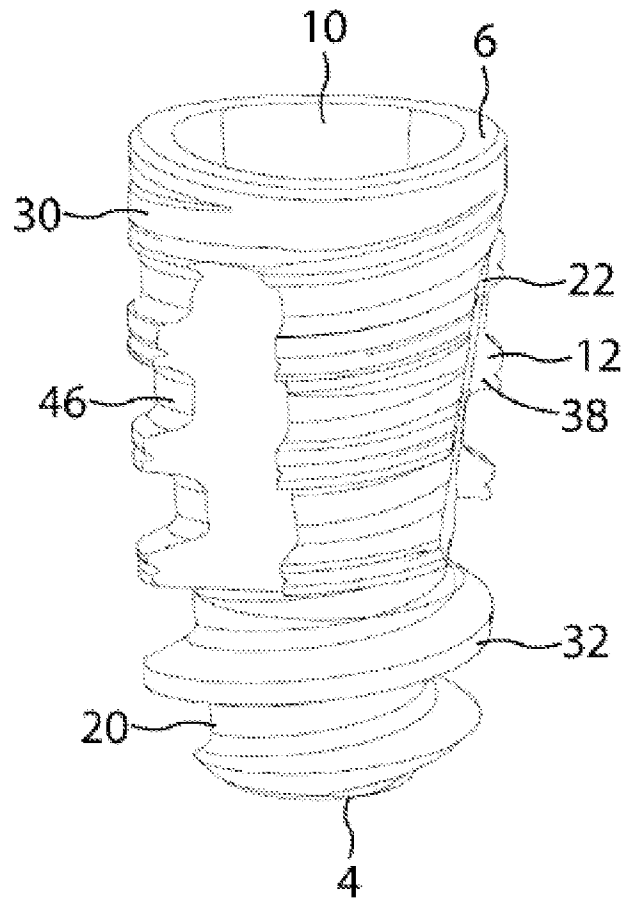


FIG. 34



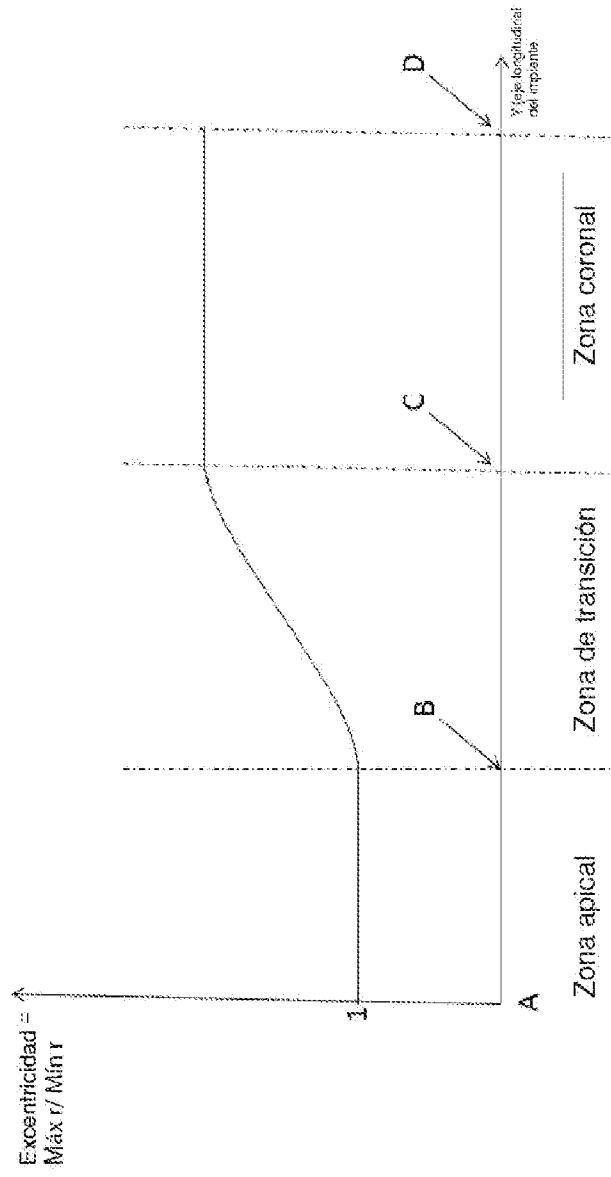


Fig. 35

FIG. 36a

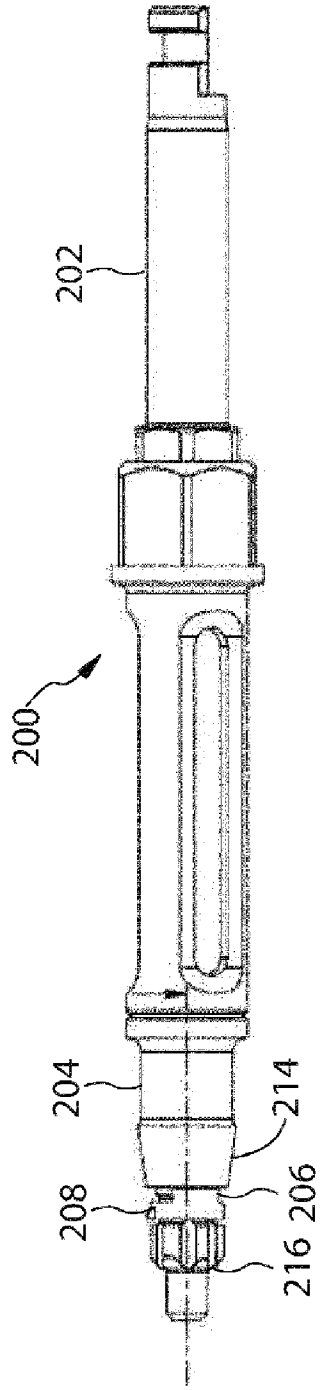


FIG. 36b

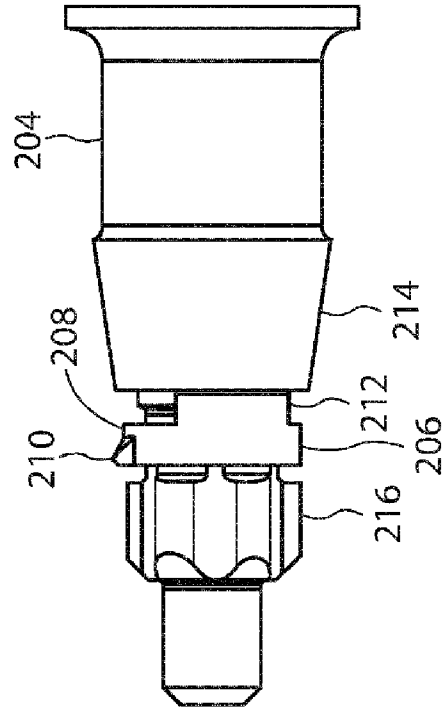
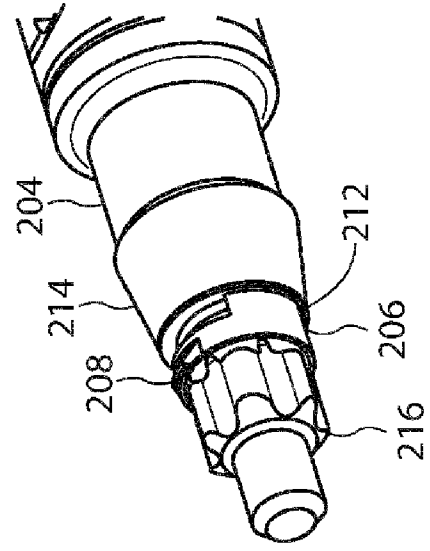
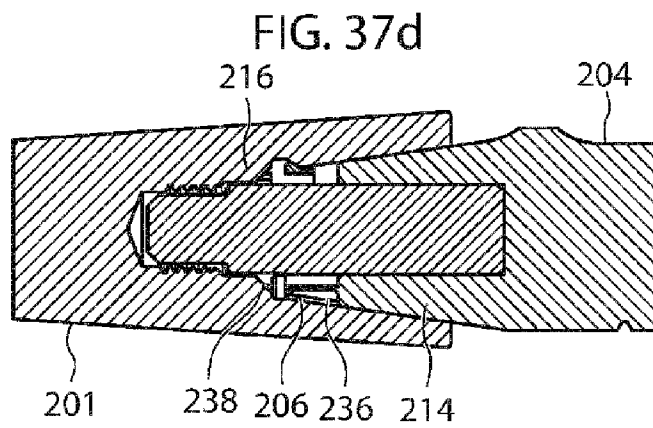
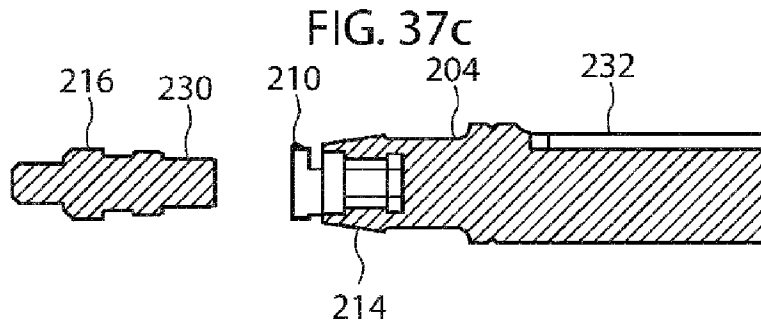
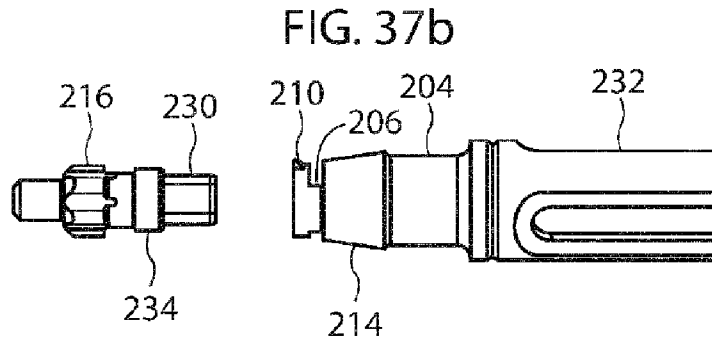
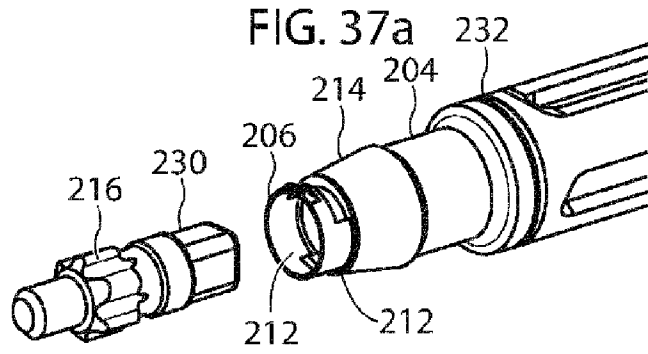


FIG. 36c





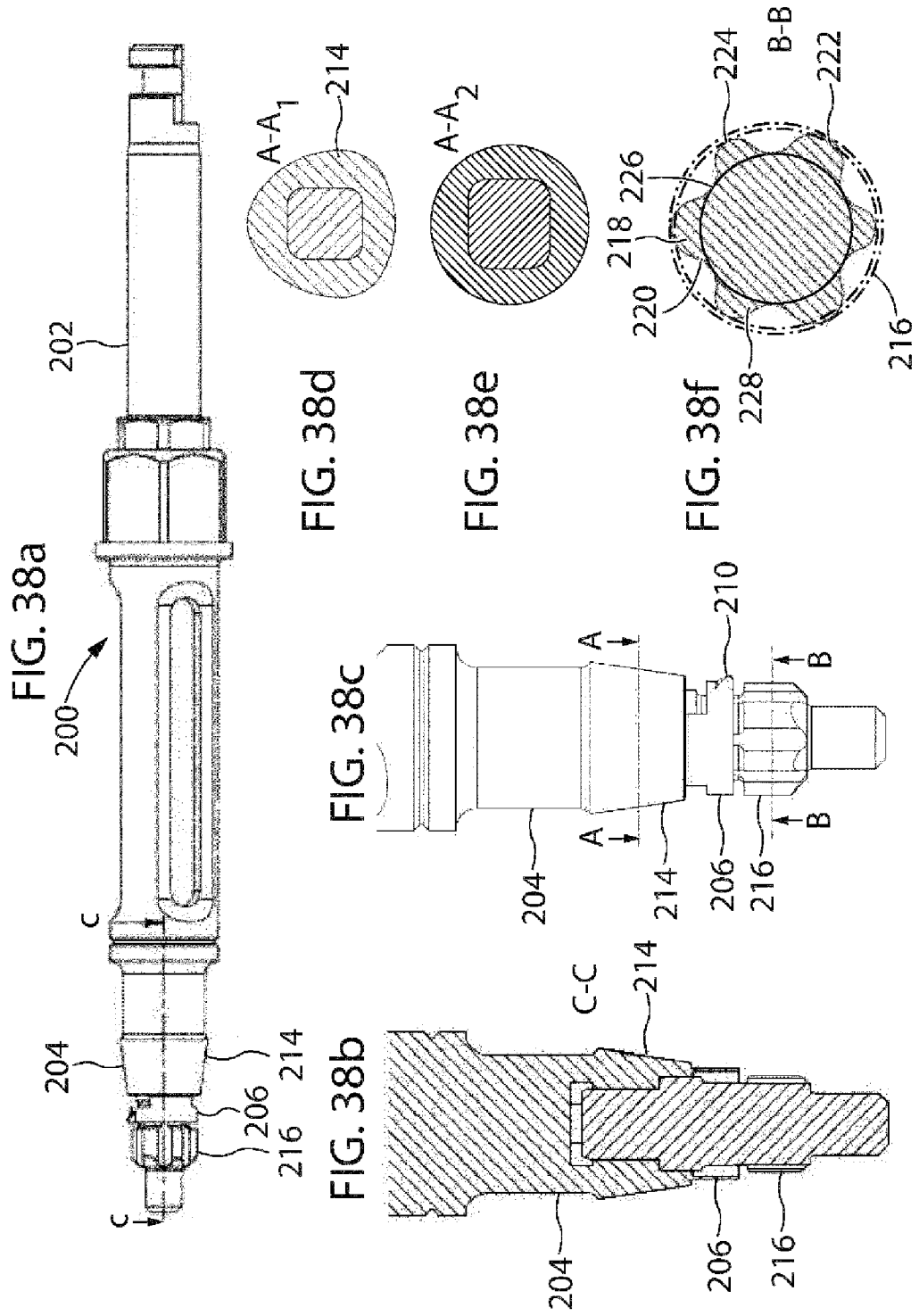


FIG. 39a

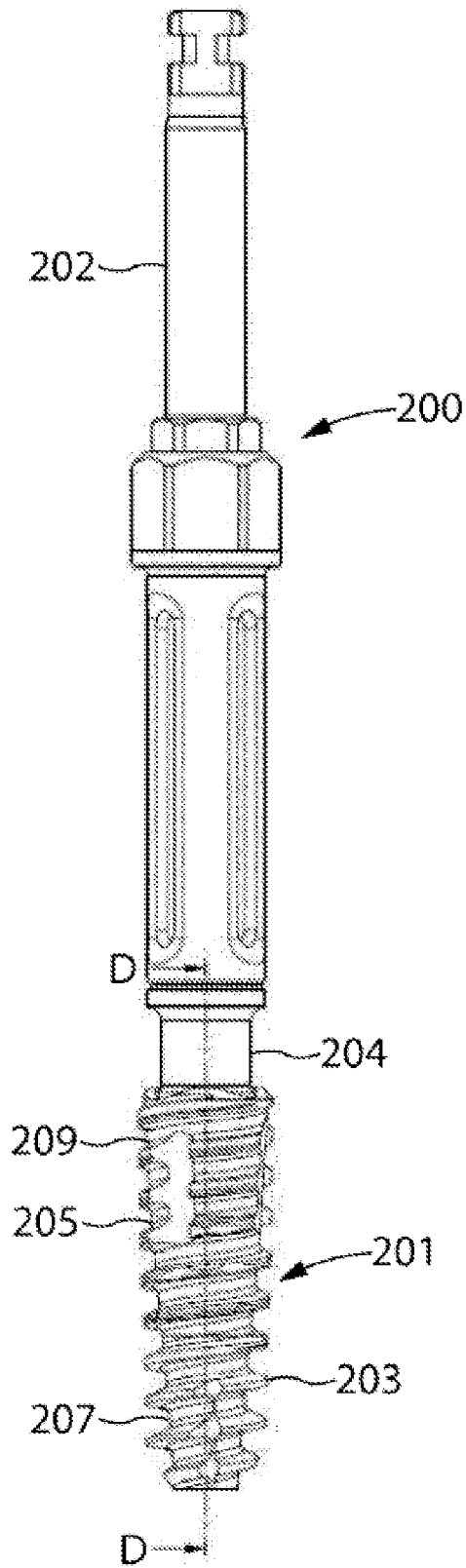


FIG. 39b

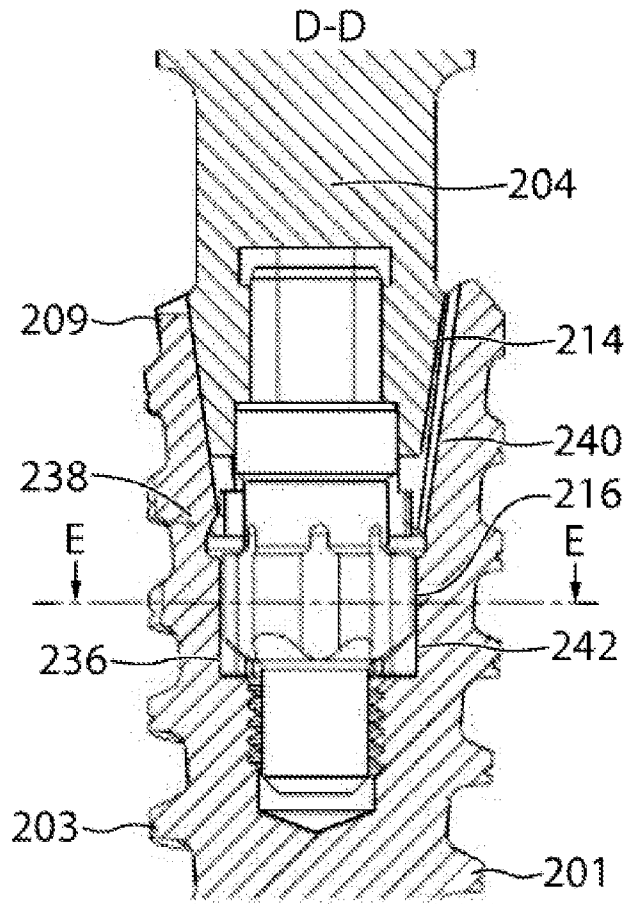


FIG. 39c

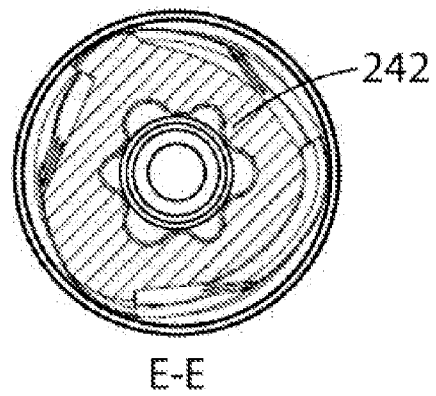


FIG. 40a

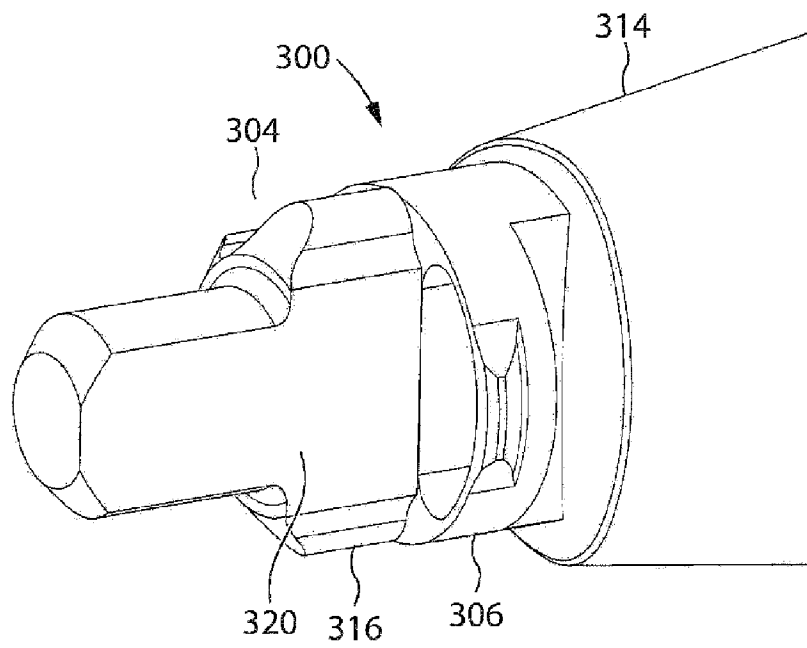
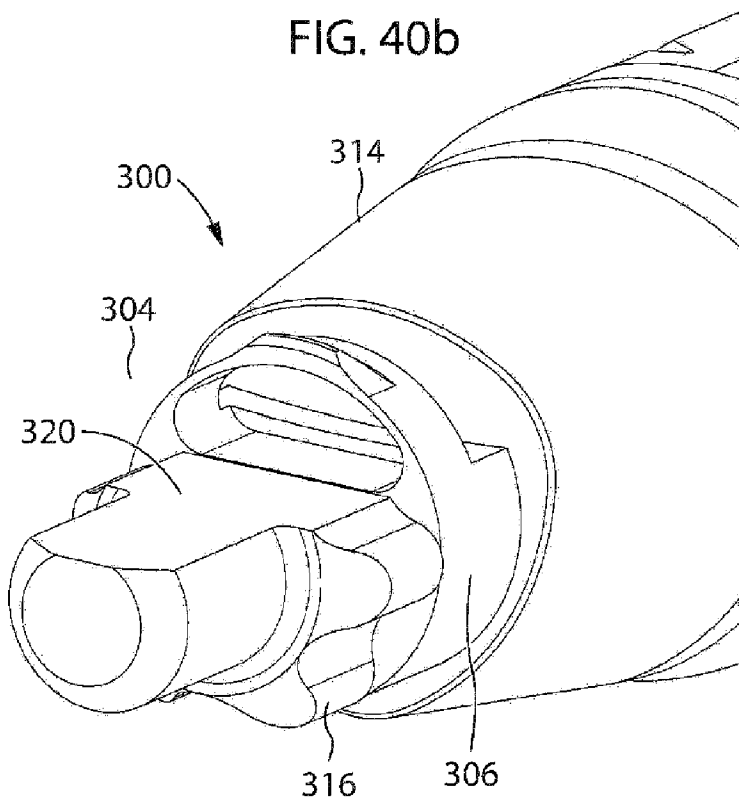


FIG. 40b



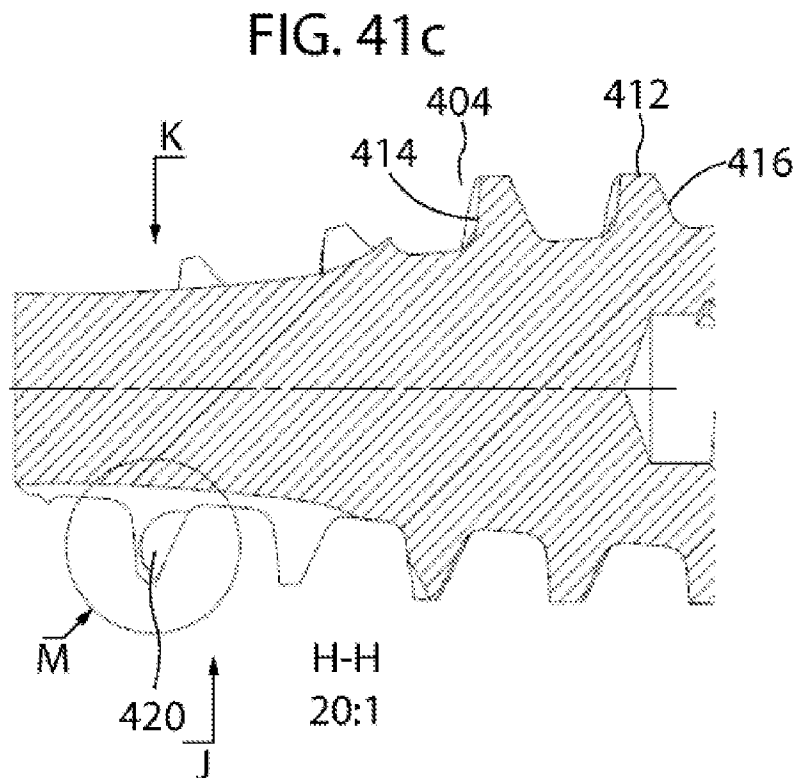
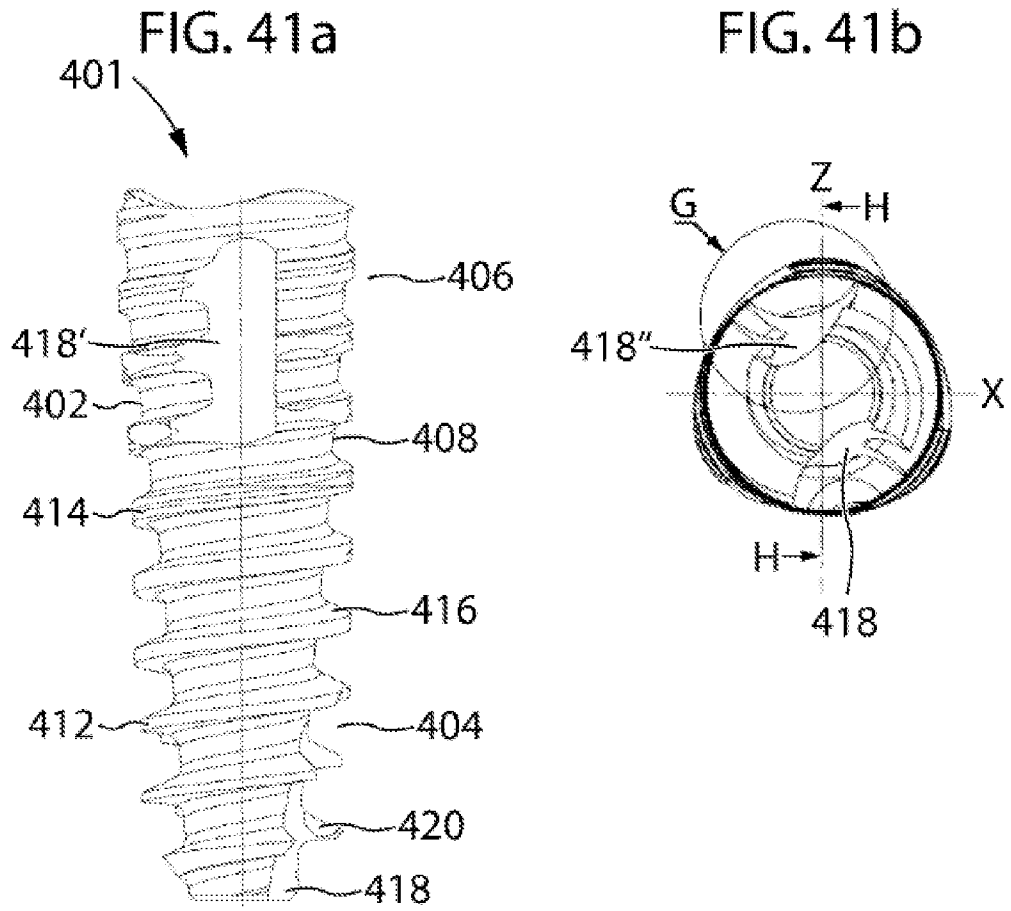


FIG. 42a

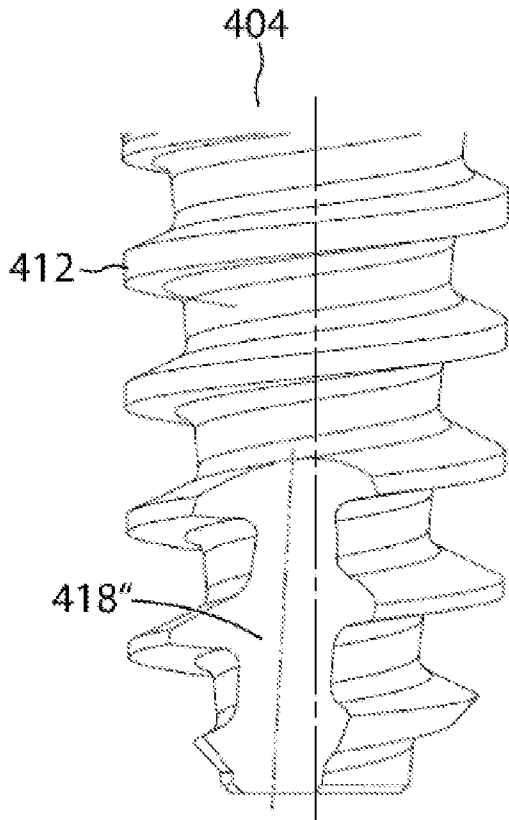


FIG. 42b

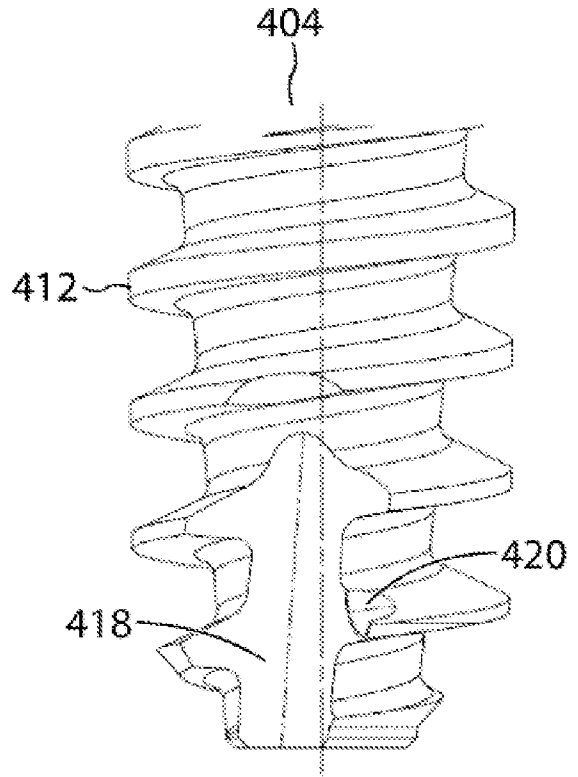
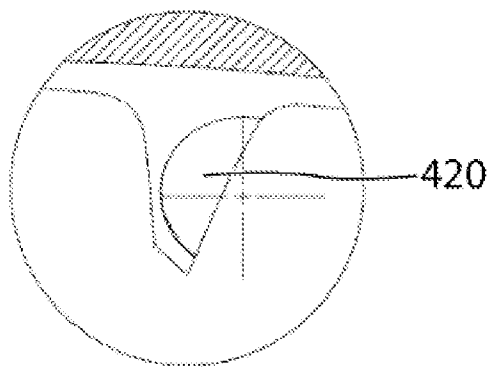
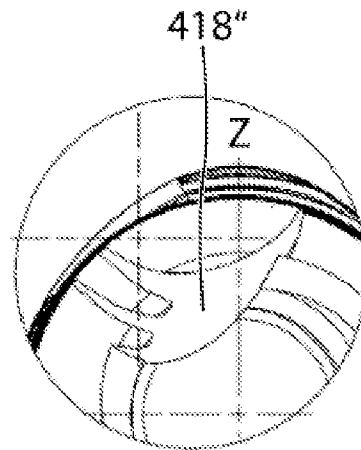


FIG. 42c



M
50:1

FIG. 42d



G
20:1

FIG. 43a

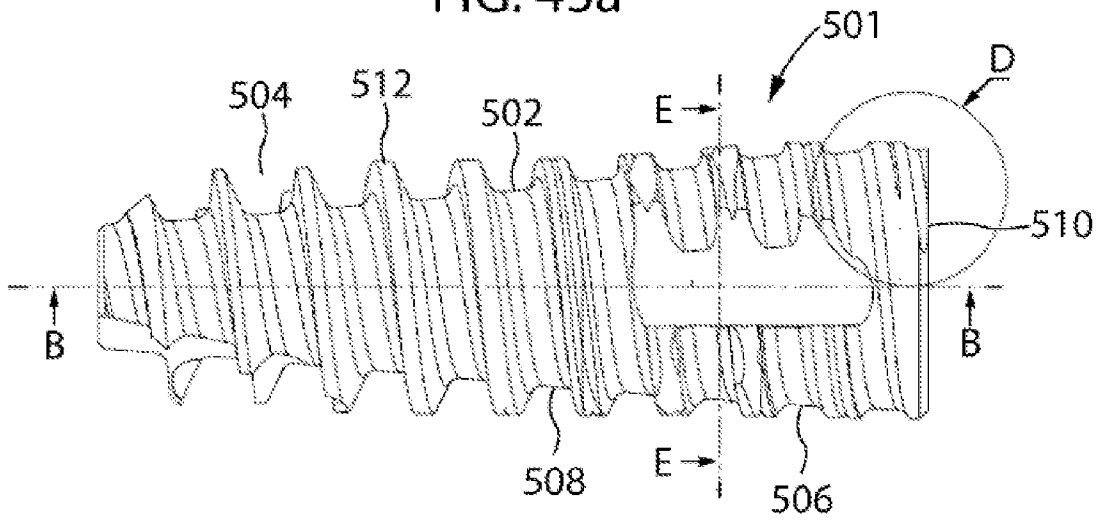


FIG. 43b

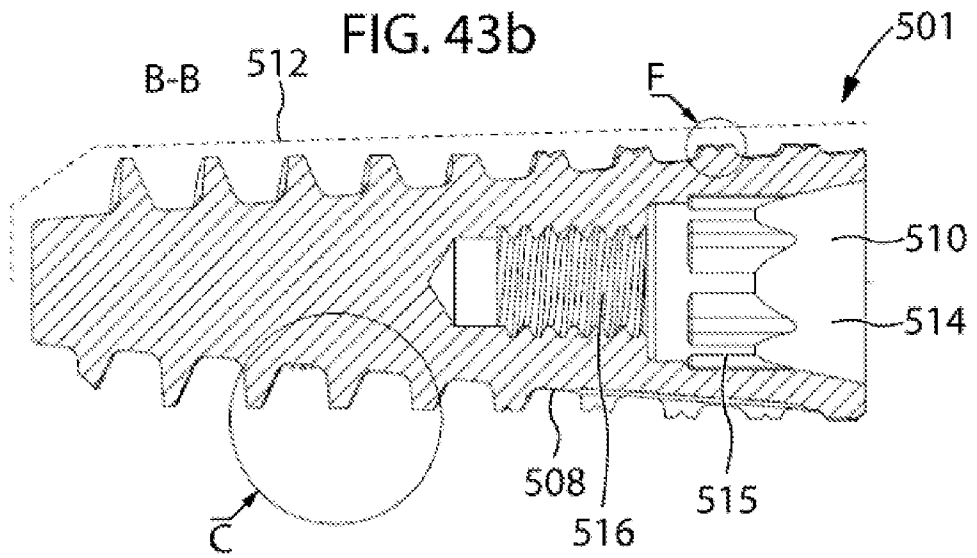


FIG. 43c

