

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 726 709**

51 Int. Cl.:

**A61C 9/00** (2006.01)

**A61C 8/00** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **28.07.2016** E 16181809 (1)

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **13.02.2019** EP 3123975

54 Título: **Cuerpo de escaneado**

30 Prioridad:

**31.07.2015 BR 102015018460**

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

**08.10.2019**

73 Titular/es:

**JJGC INDÚSTRIA E COMÉRCIO DE MATERIAIS  
DENTÁRIOS S.A. (100.0%)  
Av. Juscelino Kubitschek de Oliveira, 3291, CIC  
81270-200 Curitiba (Parana), BR**

72 Inventor/es:

**THOMÉ, GENINHO;  
THOMÉ, THIAGO VIEIRA y  
MERTIN, FELIX ANDREAS**

74 Agente/Representante:

**ELZABURU, S.L.P**

**ES 2 726 709 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**

Cuerpo de escaneado

**Objeto**

5 La presente invención se refiere al campo de la odontología y, específicamente, a las técnicas de impresión asistida utilizadas para dentaduras postizas y moldes para impresión. Esta invención se refiere a un componente adaptado para transferir información de posición, dirección y rotación de un implante instalado en la boca de un paciente o en un molde para ser utilizado en equipos de escaneo y en la fabricación de prótesis personalizadas.

**Estado de la técnica**

10 Los implantes dentales, ampliamente conocidos en la técnica, se utilizan como soportes para reemplazar uno o más dientes perdidos. El implante, también conocido como pilar, es la primera de al menos dos partes de la restauración dental que también incluye uno o más elementos protésicos fijados al implante por medio de un tornillo. Los elementos protésicos son responsables de la sustitución estética de los dientes perdidos y generalmente consisten en un componente estructural intermedio conocido como conexión; y reemplazo estético, conocido como corona, comúnmente unido a través de adhesivo o cemento adecuado para uso dental. En algunos casos, solo se utiliza un  
15 componente protésico, que combina funciones estructurales y estéticas, para uno o más dientes perdidos.

El éxito de la restauración depende de la estabilidad de todo el conjunto, en particular de la ausencia de movimiento relativo entre el pilar y los elementos protésicos. Para este propósito, el apoyo típicamente incluye, en su parte superior, un acoplamiento hexagonal u octagonal como elemento antirrotación, u otra forma geométrica para evitar la rotación, incluso amorfa, que se aplica directamente a la superficie o dentro de un hueco cónico generalmente conocido como  
20 el cono morse.

El elemento protésico, a su vez, está acoplado al pilar, a la conexión tópica, e incluye geometría de acoplamiento complementaria, ya sea antirrotación o no (según sea el caso), de modo que cuando la conexión y el pilar se acoplan en la boca, la cooperación entre los elementos antirrotación evitan el movimiento relativo entre estos componentes o, en el caso de prótesis apoyadas en implantes múltiples, la disposición de más de un punto de apoyo evita el movimiento relativo. Por lo tanto, el tornillo que sujeta la conexión al pilar se usa solo para evitar la separación de estas dos partes y no impide el movimiento de rotación relativo entre ellas, minimizando la tensión en el tornillo y ampliando su vida útil.

La presencia de estos elementos antirrotación requiere un cuidado adicional en la fabricación del componente protésico para que, cuando se instalen, las superficies internas y las prótesis externas permanezcan alineadas con las de los dientes cercanos. Para este propósito, es necesario medir no solo la posición (x, y, y z), sino también la dirección (en ángulos alrededor de cada uno de los ejes x, y, y z), así como la alineación de los elementos de fijación antirrotación en la boca; es decir, en qué dirección se ubican las esquinas de este elemento antirrotación; de modo que, estas informaciones se tengan en cuenta durante la fabricación de la conexión y se reflejen en la forma en que se elabora la parte estética en relación con el elemento antirrotación subyacente. Esto ocurre porque, incluso si la instalación se realiza con cuidado para lograr una alineación específica, ciertos micro movimientos durante la fase de curación pueden llevar a una pérdida de alineación.  
30

35 Cuando el elemento protésico está apoyado en múltiples implantes; por ejemplo, en el caso de un puente protésico, la posición y la dirección del pilar es una información vital para evitar problemas de asentamiento de prótesis que pueden ocurrir cuando, debido a la desalineación de los elementos de conexión que componen el puente, el dentista está obligado a forzar o ajustar el componente para que pueda ser implantado.  
40

Actualmente, después de un período de cicatrización en el que el implante permanece cerrado debajo de las encías, se expone en la boca para el montaje de una conexión de cicatrización. Durante el proceso, la posición del implante se puede capturar mediante moldeo físico o directamente al ordenador mediante un proceso de escaneo. Durante el proceso de moldeo físico, una pieza de impresión (como se describe en el documento US5829981) se puede pegar al elemento antirrotación del implante y la impresión de todo el arco mandibular se realiza mediante la captura de la pieza de trabajo. Posteriormente, se retira la impresión de la boca y se fija un componente similar al implante en la misma pieza de trabajo y el conjunto recibe una capa de yeso o un material de moldeo similar para obtener un modelo del arco mandibular del paciente después de la cicatrización del implante.  
45

Anteriormente, este paso fue seguido por el moldeo manual del componente protésico deseado, generalmente en cera, para una posterior fundición en metal biocompatible (por ejemplo, oro) y los problemas de alineación se resolvían agregando componentes intermedios como los descritos en la patente US4988297. Sin embargo, las tecnologías CAD/CAM para componentes protésicos, tal y como se describe en el documento US4742464 y, particularmente, a partir de bloques que incluyen el elemento antirrotación prefabricado, como se muestra en la patente US6991853, han allanado el camino para la fabricación de conexiones a través del ordenador sin la necesidad de moldes manuales o trabajos de cera. Para este propósito, los datos sobre la posición y la orientación del implante deben ser comunicados al ordenador, lo que se realiza mediante escaneo intraoral (por ejemplo, cámaras de infrarrojos láser o escáneres) como se describe en las patentes US4575805 y US4837732.  
50  
55

Sin embargo, es difícil trabajar con medios de escaneo directamente dentro de la boca, especialmente debido a dificultades de acceso, espacio limitado, mala iluminación y la presencia de fluidos (como la saliva), que causan reflejos no deseados que pueden afectar a la calidad del escaneo y comprometer la precisión de la medición. Capturar el elemento antirrotación en la parte superior del implante cuando podría estar oculto, en fluidos o cubierto por elementos cercanos es particularmente desafiante, lo que a menudo conduce a errores que deben ser compensados posteriormente.

Con el fin de evitar errores, los fabricantes de sistemas CAD/CAM comenzaron a utilizar dispositivos de medición o transferencias de escaneo, como lo indica el número de referencia 35 en US8480396, que tiene por objeto resaltar la posición y la orientación del implante para el dispositivo de escaneo. Estas transferencias se pueden colocar en la boca o sobre el molde de yeso producido con la ayuda de una pieza de impresión, como se realizó anteriormente. La ventaja del molde es la posibilidad de enviarlo a un laboratorio cuando el dentista no tiene el equipo para la exploración intraoral. El uso del molde como base para el escaneo de la posición y orientación del implante permite el uso de métodos de escaneo que son más baratos y de mayor tamaño, que no se pueden usar por vía intraoral.

Los cuerpos de escaneo utilizados para determinar la posición y orientación de los componentes como implantes están dotados de una técnica bien conocida. Por ejemplo, el documento US8747112 describe una pieza de trabajo que encaja en un implante dental en una orientación que define un eje central de inserción "X" y una dirección de inserción "D" de la pieza de trabajo. La pieza de trabajo incluye un ángulo de bisel plano en su parte superior y una conexión de ajuste, y el implante tiene un miembro de resorte elástico en su parte inferior para evitar su desplazamiento con respecto al implante cuando se inserta en el implante dental.

También, EP2130514 describe un elemento de escaneo dotado de una superficie biselada para permitir el escaneo óptico. El ángulo biselado plano se extiende a lo largo de la pieza de trabajo y su parte más grande está al lado de la base y su parte más pequeña está más cerca de la parte superior, y el ancho entre los dos bordes disminuye constantemente. El documento también menciona que el miembro se utiliza únicamente para la detección, y lo mismo se puede hacer en material de baja reflexión, reduciendo la necesidad de añadir material no reflectante.

De acuerdo con los documentos mencionados y los componentes disponibles en el mercado, los cuerpos de escaneo de última generación utilizan superficies planas sobre un cuerpo generalmente cilíndrico para determinar la orientación del implante y, específicamente, la orientación del elemento antirrotación del implante. Esta superficie plana es generalmente en forma de laminado o de forma de llavero o, como en el caso descrito en el documento EP2218423, de un elemento prismático compuesto por múltiples superficies planas.

El problema con los escáneres actuales es que su geometría genera imágenes fantasmas (también conocidos como errores) durante el escaneo. Estas imágenes fantasmas aparecen debido a la forma en que la luz emitida por los escáneres interactúa con las superficies planas de las piezas. Los errores se compensan en un paso de procesamiento posterior, que prolonga el proceso de escaneo. A veces, cuando el error de medición es significativo incluso después de un procesamiento adicional, es necesario cubrir la pieza con pulverizadores opacos o polvo no reflectante antes de realizar una nueva medición.

Además, cuando la pieza no presenta superficies planas, como en el caso del logro principal presentado en el documento EP2400917, no es posible ubicar la orientación del elemento antirrotación en el cabezal de apoyo. El cuerpo de escaneo según EP2400917 también está sujeto a problemas en la identificación de la posición y dirección del implante cuando se coloca entre los elementos dentales restantes y solo funciona de manera eficiente en caso de pérdida de dientes.

Además, el material utilizado actualmente en la fabricación de escáneres presenta problemas. El metal utilizado de varias maneras mencionadas anteriormente es caro y presenta superficies brillantes después del mecanizado. Los materiales plásticos, por otro lado, se fabrican mediante un proceso de inyección para minimizar los costos; sin embargo, la inyección da como resultado un acabado casi pulido, que resalta los problemas de brillo, exigiendo el uso de pulverizadores opacos. Entre los materiales plásticos utilizados en el proceso de inyección, la cetona de éter de poliéster natural (PEEK) es uno de los más utilizados; sin embargo, no presenta un buen rendimiento durante el proceso de escaneo debido a la reflexión. Se requiere un producto más eficiente, que se pueda escanear de forma total e impecable y que garantice la calidad y la precisión del proceso de escaneo en cualquier tipo de escáner.

EP 2 457 536 A2 describe un dispositivo que tiene un área de escaneo tridimensional provista en la parte inferior del implante para detectar la superficie no ambigua del paciente a partir de diversos parámetros de escaneo; y se forma una región de transición entre la parte inferior del implante y el área de escaneo. Varias partes del contorno están distribuidas y dispuestas a lo largo de la periferia del área de escaneo. Las partes del contorno se proyectan radialmente hacia la parte exterior de la región de transición.

### **Sumario**

La mejora en el rendimiento del cuerpo de escaneo depende de dos características: materia prima y la geometría externa. Con respecto a la materia prima, es necesario realizar un efecto sobre el material opaco que se puede utilizar en los escáneres CAD/CAM, que se utiliza para dispensar polvo o aplicación de pulverización durante el proceso de escaneo. Con respecto a la geometría, es necesario proporcionar una geometría que favorezca el escaneo en todas las regiones de la boca con la correcta identificación de la posición, la dirección y la rotación del implante o de

los análogos del implante. El cuerpo de escaneado debe ser asimétrico para garantizar la correcta identificación de la posición, la dirección y la rotación de los análogos, sin generar ningún error de medición de asimetría.

Uno de los objetivos de la presente invención es proporcionar una geometría de cuerpo de escaneado para fines de escaneado que minimice o, preferiblemente, elimine la formación de artefactos (errores) durante el escaneo; de modo que, aumente la precisión y confiabilidad del escaneado de modelos con análogos, así se facilita la fabricación de estructuras protésicas. Un segundo objetivo de la invención es eliminar la necesidad de utilizar polvos no reflectantes o pulverizadores opacificadores durante el proceso de escaneado.

Estos objetivos se logran al ensamblar un cuerpo de escaneado que sólo utiliza superficies redondeadas en la cara para determinar la orientación de rotación de la pieza de trabajo y aplicando un diseño de geometría de doble cono al cuerpo de escaneado. Cuando se reemplazan superficies planas por superficies redondeadas, se mejora la calidad de la recogida de datos, ya que las superficies disminuyen la incidencia de reflexiones en el elemento de captura del escáner. Además, para ampliar el área de lectura sin generar reflejos no deseados, la geometría de doble cono que forma el cuerpo de escaneado permite determinar la altura de la pieza de forma mayor precisión. La facilidad para reconocer la geometría afecta convenientemente al programa necesario para el proceso de escaneado, ya que se requieren menos rutinas de corrección de errores durante el escaneado.

El mecanizado de la pieza en lugar de fabricarla mediante moldeo por inyección también contribuye a lograr los objetivos de la invención, ya que las micro ranuras resultantes del proceso de mecanizado ayudan a aumentar la opacidad de la superficie del cuerpo de escaneado.

### **Breve descripción de los dibujos**

El cuerpo de escaneado de la presente invención se describe a continuación haciendo referencia a los dibujos, que: Las figuras 1A y 1B ilustran la primera variante y una vista en sección transversal del cuerpo de escaneado propuesto; Las figuras 2A y 2B ilustran una segunda variante dotada de un orificio para el acceso del tornillo de fijación; Las figuras 3, 4, 5 y 6 ilustran variantes de esta invención provistas de diferentes elementos de acoplamiento. Las figuras 7A y 7B ilustran el efecto logrado por las superficies de la presente invención durante la operación de escaneado; y Las figuras 8A y 8B ilustran, para fines de comparación, el problema de la técnica anterior durante el procedimiento de escaneado.

### **Descripción**

La figura 1 ilustra las características principales del dispositivo del cuerpo de escaneado propuesto. El dispositivo de escaneado (10) comprende un cuerpo (12) y una base (16) interconectados por una parte central para mantener constante la altura de conjunto del cuerpo y la base cuando se utilizan diferentes tipos de elementos antirrotación.

La parte inferior de la base (16) se ajusta a la geometría antirrotación del implante dental, ya sea que se encuentre en una fijación instalada en la boca o análoga fijada a un modelo de escayola. Como se ve en los números relacionados en las figuras 2A, 3, 4, 5 y 6, se pueden usar diferentes geometrías de base (16, 26, 36, 46, 56, 66), siempre en función del tipo de geometría de acoplamiento del pilar utilizado, según sea el caso.

El cuerpo (12) está formado por una geometría de doble cono, formada específicamente por dos conos truncados unidos entre sí base a base, que de ahora en adelante se llamarán elemento troncocónico primario y secundario. La principal característica del cuerpo que permite que la invención alcance sus objetivos es el hecho de que su ensamblaje troncocónico se produce sin ninguna superficie plana.

Las superficies redondeadas, como se observa esquemáticamente en las figuras 7A y 7B, que deben ser irradiadas por una fuente de luz (1) siempre presentan al menos un punto de reflexión de luz que lleva parte de las ondas de luz reflejadas (3) hacia un receptor (2). El intervalo de tiempo entre la emisión y la detección de las ondas de luz se utiliza para medir la distancia recorrida y, en consecuencia, la geometría de la pieza que se está escaneando.

Cuando una pieza de trabajo tiene superficies planas, como se muestra en las figuras 8A y 8B, en algunos puntos ninguna onda (3) irradiada por una fuente de luz (1) llega al receptor (2). Este fallo de medición da como resultado errores de estimación de geometría si se ven como puntos irregulares en la superficie de la parte escaneada cuando se muestran en el ordenador. En casos extremos, tales errores de lectura son suficientes para enmascarar la geometría exacta que conduce a la fabricación del elemento protésico defectuosos que necesitan ser corregidos después de la fabricación. La técnica actual corrige este tipo de problema con las etapas del procesamiento posterior dentro del ordenador. Lo que requiere programas de ordenador más sofisticados y más tiempo de procesamiento. Por lo tanto, la presente invención resuelve el mismo problema cambiando la geometría del cuerpo de escaneado.

Se observa que las diferentes variantes del cuerpo de escaneado que es objeto de la presente invención, el cuerpo (12, 22, 32, 42, 52, 62) dispuesto para la lectura del escáner siempre muestran el elemento troncocónico primario opuesto (121, 221, 321, 421, 521, 621), base a base a un elemento troncocónico secundario (122, 222, 322, 422, 522, 622). Esta geometría troncocónica doble aumenta el área de lectura, y es esencial determinar la posición del implante,

especialmente al instalar el implante en la boca. Esta mayor área de lectura aumenta la transferencia de posición del implante durante el escaneado para minimizar los problemas de fallo de asentamiento de la prótesis final.

5 En algunos casos, por ejemplo, la fabricación de puentes, que son prótesis apoyadas en múltiples implantes en los que el cuerpo, con dos elementos troncocónicos, es suficiente para detectar la información de la posición y la dirección del implante. Esto ocurre porque, en esos casos, al tener múltiples puntos de apoyo, el elemento protésico no depende de la geometría antirrotación que se encuentra en la cabeza del implante para asegurar su alineación dentro de la boca. La figura 6 ilustra el componente de escaneado que se utilizará en este caso.

10 En otros casos, como en el ejemplo de un reemplazo de un solo diente, no solo es necesario determinar la posición y la dirección, sino también la posición de rotación del elemento antirrotación, de modo que el componente protésico se coloque en la misma posición para alinearlo con el resto del arco dental. Para cumplir con esos casos, la invención puede comprender adicionalmente superficies cóncavas (123, 223, 323, 423, 523) dispuestas en el lado del cuerpo (12, 22, 32, 42, 52), de manera que, permite medir la información de rotación sin hacer uso de superficies planas.

15 Las figuras 2A y 2B ilustran un cuerpo de escaneado de acuerdo con la presente invención que adicionalmente incluye un orificio (5) y un canal que se ajusta a un tornillo de fijación. Aunque es opcional, el uso de tornillos de fijación facilita el acoplamiento del cuerpo de escaneado al implante, ya sea en la boca del paciente o en el modelo, evitando desplazamientos durante el escaneado.

20 Las figuras 3, 4, 5 y 6 ilustran variantes de esta invención provistas de diferentes elementos de acoplamiento en su base. Las figuras 3, 4 y 5 ilustran las geometrías de acoplamiento antirrotación, mientras que la figura 6 muestra la geometría de acoplamiento rotativo, la última utilizada para prótesis apoyadas en múltiples implantes cuando la posición del elemento de implante antirrotación no es relevante.

La Figura 3 ilustra el cuerpo de escaneado (30) con geometría antirrotación de cono Morse (361) en su base (36) asociada a un prisma (362) con tres lados cóncavos (3621) alojados dentro de tres lados convexos (3622).

25 La figura 4, a su vez, ilustra el cuerpo de escaneado (40) con geometría antirrotación de tipo universal (461) en la base (46); es decir, se puede acoplar a diferentes tipos de geometrías de antirrotación asociadas con las abrazaderas de sujeción del cuerpo de escaneado (462) durante la operación de escaneado.

30 La figura 5, a su vez, ilustra un cuerpo de escaneado (50) con geometría antirrotación de tipo cono Morse (561) en la base (56) asociada con un prisma hexagonal (562). La figura 6, a su vez, ilustra el cuerpo de escaneado (60) con una geometría de acoplamiento de rotación troncocónica recta (661) en la base (66), que es útil en el caso de que se usen múltiples implantes para apoyar; por ejemplo, un puente protésico, como se ha mencionado anteriormente, en caso de que la información de orientación rotativa no sea tan relevante.

35 Diferentes materiales opacos pueden ser utilizados para producir cuerpos de escaneado utilizando la geometría de la presente invención. Preferiblemente, tales materiales deberían ser biocompatibles y autoclavados para su desinfección para minimizar la aparición de problemas cuando los cuerpos de escaneado se emplean en un entorno intraoral. Los ensayos de laboratorio mostraron que se puede aplicar ventajosamente a la resina blanca PEEK-Classix™, desarrollada por Invibio®, y a subproductos de calidad para ciencias de la vida como el plástico Ketron® PEEK LSG, cuyas características de opacidad son más altas que las del PEEK natural. También con el objetivo de mejorar las características de opacidad del cuerpo de escaneado para la presente invención, se mecaniza en lugar de moldeo por inyección, ya que los cuerpos de escaneado se fabrican de acuerdo con dicha técnica. La superficie micro resultante del proceso de mecanizado aporta más beneficios en términos de menor reflectividad (mayor opacidad) de la pieza.

40

**REIVINDICACIONES**

1. **Un cuerpo de escaneado** (10, 20, 30, 40, 50, 60) que comprende una base (16, 26, 36, 46, 56, 66) con geometría de acoplamiento que está adaptada para encajar en una geometría antirrotación de un implante dental y un cuerpo (12,22, 32, 42, 52, 62) preparado para el escaneado; donde la superficie lateral del cuerpo tiene elementos geométricos (121, 122, 221, 222, 321, 322, 421, 422, 521, 522, 621, 622) que permiten la identificación de información relativa a la posición, dirección y rotación del cuerpo de escaneado, en donde la superficie lateral del cuerpo no muestra ninguna área plana; **caracterizado por que** el cuerpo (12,22, 32, 42, 52, 62) está formado por una geometría de doble cono formada por elementos troncocónicos, el primario (121, 221, 321, 421, 521, 621) y el secundario (122, 222, 322, 422, 522, 622) que se unen base a base.
2. **Cuerpo de escaneado** de acuerdo con la reivindicación 1; **caracterizado por** que una superficie cóncava (12, 22, 32, 42, 52) está dispuesta a un lado del cuerpo (123, 223, 323, 423, 523).
3. **Cuerpo de escaneado** de acuerdo con las reivindicaciones 1 o 2; **caracterizado por** que incluye un orificio (5) y un canal que se ajusta a un tornillo de fijación.
4. **Cuerpo de escaneado** de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3; **caracterizado por** que comprende una geometría antirrotación cono Morse (361) en su base asociada a un prisma con tres lados cóncavos (3621) alojados dentro de tres lados convexos.
5. **Cuerpo de escaneado** (40) de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3; **caracterizado por** que la geometría de acoplamiento en la base (46) es de tipo universal (461) asociada con las abrazaderas de sujeción (362) para asegurar el cuerpo de escaneado.
6. **Cuerpo de escaneado** (50) de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3; **caracterizado por** que la geometría de acoplamiento en la base (56) es de tipo cono Morse (561) asociado con un prisma hexagonal (362).
7. **Cuerpo de escaneado** (60) de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3; **caracterizado por** que la geometría de acoplamiento en la base (66) es de tipo troncocónico recto (661).
8. **Cuerpo de escaneado** (10, 20, 30, 40, 50, 60), según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 7; **caracterizado por** que se fabrica a partir de material biocompatible.
9. Método de fabricación de un cuerpo de escaneado según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 8; **caracterizado por** que el cuerpo de escaneado está mecanizado con control numérico de las herramientas.

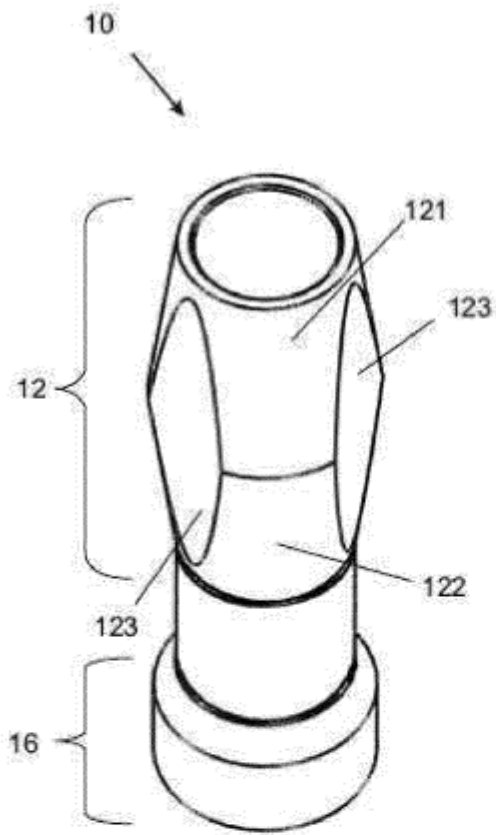


Figure 1A

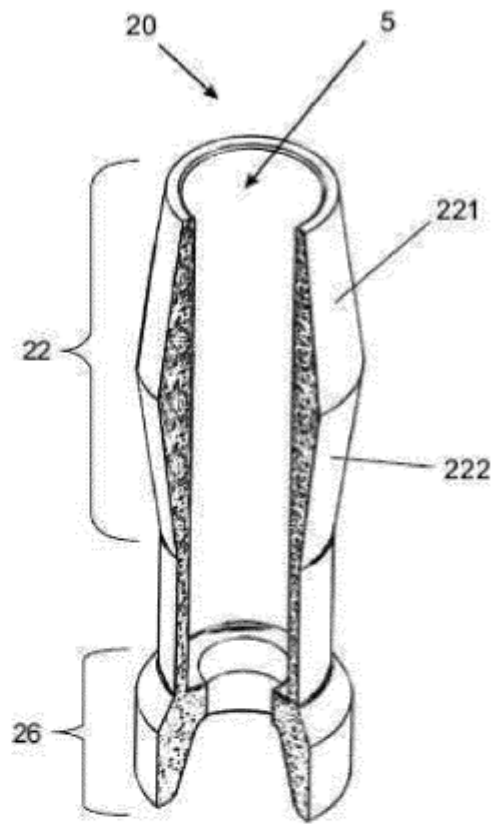


Figure 2A

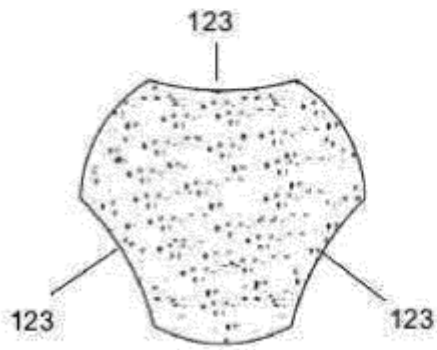


Figure 1B

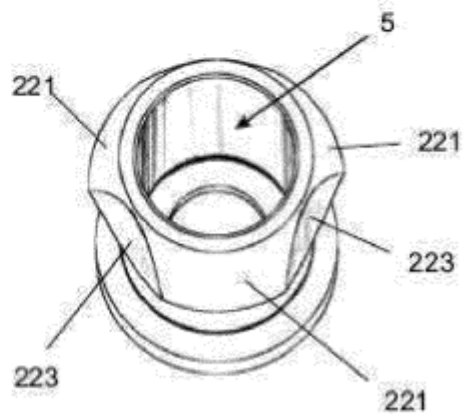
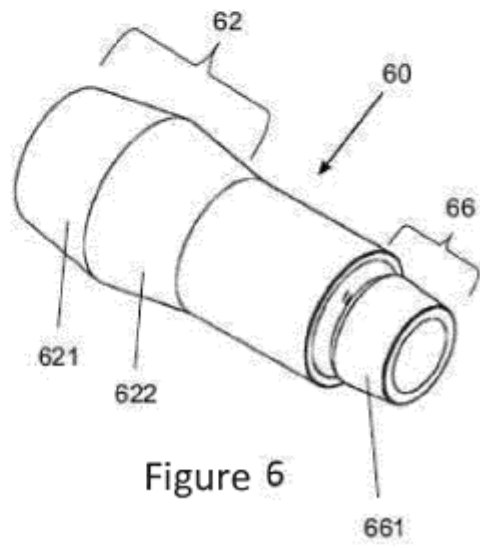
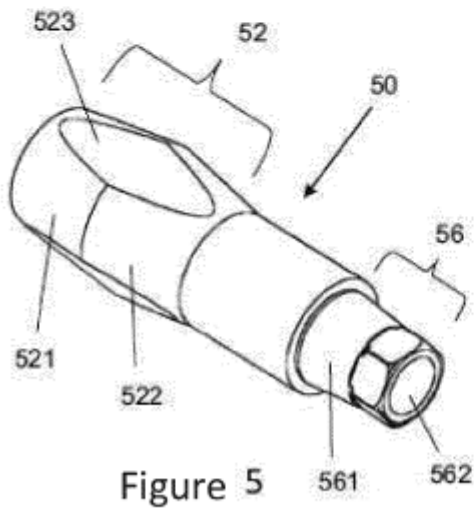
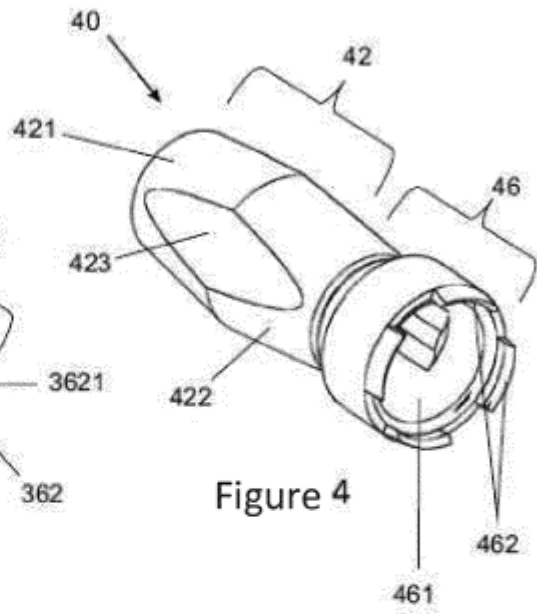
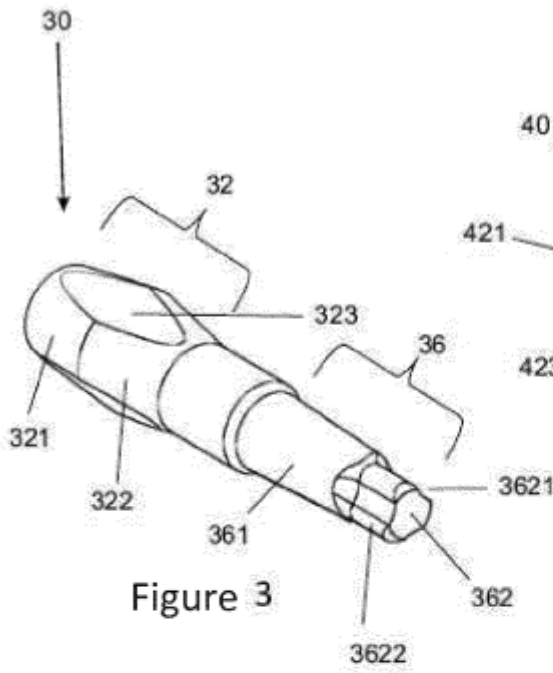


Figure 2B





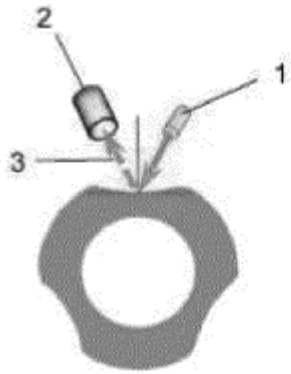


Figure 7A



Figure 7B

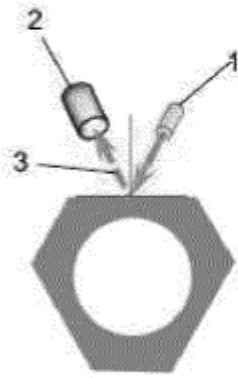


Figure 8A

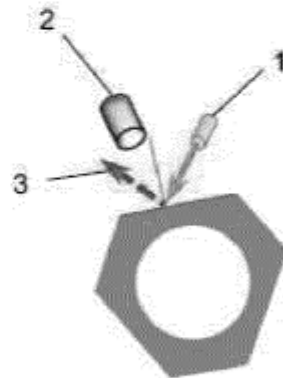


Figure 8B