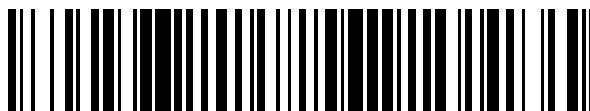


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 911 208**

51 Int. Cl.:

**A61B 5/053** (2011.01)  
**A61B 17/00** (2006.01)  
**A61B 17/16** (2006.01)  
**A61B 17/17** (2006.01)  
**A61C 1/00** (2006.01)  
**A61C 3/02** (2006.01)  
**A61C 19/04** (2006.01)  
**A61C 1/18** (2006.01)

12

## TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **08.03.2018** **PCT/US2018/021486**

87 Fecha y número de publicación internacional: **13.09.2018** **WO18165390**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **08.03.2018** **E 18763237 (7)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **19.01.2022** **EP 3592226**

54 Título: **Sistema de taladro dental con detección de impedancia eléctrica configurado para detectar límites de tejido blando-hueso y hueso cortical-esponjoso**

30 Prioridad:

**08.03.2017 US 201762468490 P**  
**23.03.2017 US 201762475724 P**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:  
**18.05.2022**

73 Titular/es:

**THE TRUSTEES OF DARTMOUTH COLLEGE**  
**(100.0%)**  
**11 Rope Ferry Road, Room 6210**  
**Hanover, NH 03755, US**

72 Inventor/es:

**HALTER, RYAN;**  
**BUTLER, REBECCA y**  
**SALIN, MICHAEL**

74 Agente/Representante:

**ELZABURU, S.L.P**

ES 2 911 208 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

Sistema de taladro dental con detección de impedancia eléctrica configurado para detectar límites de tejido blando-hueso y hueso cortical-esponjoso

La presente invención se refiere a un sistema de taladro dental.

### 5 Antecedentes

El hueso normalmente tiene dos formas significativamente diferentes, hueso cortical y hueso esponjoso. El hueso cortical se encuentra típicamente en las superficies de los huesos, incluso en las articulaciones, así como en las partes principales de la diáfisis de los huesos largos y otras áreas que pueden estar bajo mucha tensión. El hueso cortical o compacto recubre las superficies exteriores de todos los huesos y es de naturaleza más densa y estructurada que el  
10 hueso esponjoso. Se organiza en osteonas densamente empaquetadas, cada una de las cuales consiste en un canal Haversiano (de aproximadamente 50 micrómetros de diámetro) en el centro rodeado por anillos concéntricos de matriz. El hueso esponjoso tiene una estructura esponjosa, que forma una red de malla que soporta y transporta cargas hacia y desde el hueso cortical. El hueso esponjoso, también conocido como hueso trabecular, se encuentra en el interior de los huesos largos y los huesos de la mandíbula (maxilar y mandíbula) y proporciona principalmente un soporte  
15 estructural ligero y más flexible que el hueso cortical. Se compone de trabéculas ordenadas en una estructura similar a un panal y los poros dentro del hueso esponjoso a menudo están llenos de médula y vasos sanguíneos.

Las propiedades físicas y biológicas del hueso cortical y esponjoso difieren debido a las diferencias en la estructura ósea. En particular, debido a la porosidad muy diferente de estos tipos de hueso, la penetración y adhesión de los adhesivos, el grado en que un tornillo o clavo se sujetará al hueso y las tasas de crecimiento del hueso en objetos  
20 implantados porosos difieren entre el hueso cortical y el esponjoso.

El hueso se remodela a lo largo de la vida. Cuando el hueso cortical se encuentra sobre el hueso esponjoso, el grosor del hueso cortical varía según la genética, la nutrición infantil y el historial de ejercicio, la edad y la salud del paciente, así como el historial médico anterior, incluidas las fracturas, la enfermedad periodontal, las extracciones dentales, el uso de los músculos y el peso al nacer en el hueso, y otros factores. Los cirujanos deben esperar variaciones en la estructura  
25 ósea entre pacientes. En la mandíbula y el maxilar, específicamente, los clínicos caracterizan el hueso en los sitios de implantes dentales según la clasificación de Lekholm y Zarb para determinar la probabilidad de éxito del implante. Hay cuatro tipos, que van desde hueso cortical homogéneo, a una combinación de hueso cortical y esponjoso, hasta hueso esponjoso de baja densidad casi en su totalidad. La clasificación depende de dónde se encuentre el sitio del implante (es decir, en la región anterior frente a premolar frente a molar) y las características del paciente.

Los nervios y las arterias pueden penetrar en el hueso, y en particular en los huesos de la cabeza, incluidos la mandíbula y el maxilar, normalmente a través de foramen, o aberturas, a través del hueso. Estos nervios y arterias son estructuras críticas, ya que una lesión en ellos tiene el potencial de causar pérdida de sensibilidad en partes de la boca o la cara, o causar degradación necrótica de partes del hueso. Por ejemplo, el nervio alveolar inferior (IAN, del inglés *inferior alveolar nerve*) penetra a través de la mandíbula.

Al realizar una cirugía, incluida la cirugía oral, es deseable que el cirujano conozca el tipo y las dimensiones del hueso y las estructuras circundantes, incluidas las estructuras críticas, en las que está trabajando. Es posible que el cirujano deba modificar las técnicas quirúrgicas, como la profundidad y la trayectoria de la taladrado, según las dimensiones, el tipo y el grosor de las capas de hueso con las que trabaja el cirujano, para permanecer en el hueso y evitar penetrar estructuras adyacentes como senos paranasales como el seno maxilar y los nervios como el IAN.

Un procedimiento de cirugía dental común es la colocación de un implante de anclaje al que se pueden unir aditamentos o dentaduras postizas. Este procedimiento requiere taladrar el hueso para formar una osteotomía inicial, o cavidad dentro del hueso, en la que se coloca el implante.

Al realizar una osteotomía inicial, el cirujano puede taladrar a través de una primera capa de hueso cortical antes de llegar al hueso esponjoso, debe taladrar el hueso suficientemente profundo como para que el implante tenga buenas  
45 superficies de unión, pero debe asegurarse de que el taladro no penetre una capa distal delgada de hueso cortical para prevenir complicaciones quirúrgicas tales como infecciones o alteraciones neurosensoriales que resultan de taladrar a través del maxilar en una cavidad del seno maxilar o en un nervio o vaso sanguíneo.

El documento US 2005/119660 A1 se refiere a un dispositivo que puede utilizarse para monitorizar la penetración de un miembro de penetración en estructuras anatómicas y, en particular, estructuras óseas de un cuerpo vivo, estructuras que tienen al menos dos áreas de impedancia eléctrica diferentes. El dispositivo comprende al menos un  
50 medidor de impedancia que puede conectarse a al menos dos electrodos, estando ubicado al menos uno de los electrodos en un extremo distal del miembro de penetración; y al menos un dispositivo de alerta que puede producir una señal de alerta si el medidor de impedancia detecta una variación de impedancia.

### Compendio

55 La presente invención proporciona un sistema de taladro dental que tiene las características de la reivindicación 1.

El sistema de taladro dental con detección de espectroscopia de impedancia eléctrica configurado para indicar si una broca del sistema de taladro está en hueso cortical o esponjoso adyacente, se aproxima a una interfaz de hueso esponjoso/cortical o se aproxima a una interfaz de hueso/tejido blando incluye un taladro dental que tiene en su dispositivo manual una broca canulada, teniendo la broca canulada un recubrimiento aislante que cubre toda la superficie excepto una parte de la superficie distal del borde cortante; un cojinete de cánula acoplado eléctricamente a un interior no aislado de una cánula de la broca canulada, una unidad de cálculo y medición de detección de espectroscopia de impedancia eléctrica (EIS) configurada para medir la impedancia entre el cojinete de cánula y una placa de tierra o electrodo de retorno, y un sistema de procesamiento configurado para distinguir los cambios en las propiedades eléctricas que indican una interfaz de hueso esponjoso/cortical que se aproxima o un cambio a medida que la broca del sistema de taladro se aproxima a una interfaz entre el hueso esponjoso y cortical, o una interfaz de hueso y tejido blando.

### Breve descripción de los dibujos

La figura 1 es un diagrama de bloques del sistema de taladrado con detección espectroscópica de impedancia eléctrica.

La figura 2 es un boceto de una broca del sistema de taladrado actual.

La figura 3 es una fotografía que muestra una realización de un taladro que tiene una broca con cojinete canular unido.

La figura 4 es una ilustración de la resistencia eléctrica y la reactancia de muestras de hueso cortical y esponjoso medidas con un prototipo integrado en un taladro Nobel Biocare con una broca helicoidal de 2 mm.

La figura 5 es una fotografía de una broca recubierta con DLC que tiene un extremo de corte descubierto.

La figura 6 ilustra el contraste de la media normalizada de resistencia y reactancia del hueso esponjoso y cortical medidas con un prototipo integrado en un taladro Nobel Biocare estándar con una broca en hueso *ex vivo*.

La figura 7 ilustra el contraste de la media normalizada de resistencia y reactancia del hueso esponjoso y cortical medido con un prototipo integrado en un taladro Nobel Biocare estándar con una broca en hueso fresco *in situ*.

La figura 8 es un diagrama de flujo de un método, que no forma parte de la materia de asunto reivindicada, para detectar la aproximación de una broca al hueso cortical durante procedimientos quirúrgicos.

### Descripción detallada de las realizaciones

Los constituyentes celulares muy diferentes del hueso cortical y esponjoso proporcionan un espectro de capacidades de transporte de carga eléctrica y almacenamiento de carga, que se representan por la conductividad eléctrica ( $\sigma$ ) y la permitividad ( $\epsilon$ ), respectivamente ( $\sigma$  y  $\epsilon$  están inversamente relacionados con la resistencia y la reactancia). Cuando se registran estas propiedades eléctricas en un amplio intervalo de frecuencias (centenas de Hz a decenas de MHz), como se hace en la espectroscopia de impedancia eléctrica (EIS), se ha informado que el hueso cortical y el esponjoso difieren significativamente. Los estudios han investigado mediciones de impedancia eléctrica en la inserción de tornillos pediculares en las vértebras y han demostrado que las diferencias de propiedades eléctricas entre el hueso esponjoso y el cortical pueden usarse para guiar a los cirujanos a través del hueso vertebral.

Describimos aquí un dispositivo de EIS integrado con un taladro configurado para taladrar orificios en el hueso, tal como puede ser necesario para una variedad de procedimientos quirúrgicos en odontología y algunas cirugías no dentales. El taladro se configura especialmente para medir espectros de bioimpedancia in vivo durante la osteotomía inicial de los procedimientos de implantes dentales. El taladro se adapta particularmente para medir los espectros de impedancia eléctrica de estructuras óseas in vivo a medida que el taladro avanza en la estructura. Este taladro EIS proporciona información en tiempo real al médico, ya sea como una señal auditiva o visual, lo que permite al clínico detener el taladro antes de que ocurra la perforación de la capa cortical (lo que permite una intervención clínica inmediata si es necesario). En una realización particular, el taladro es un taladro dental.

El sistema de taladro con detección EIS 100 se ilustra en la figura 1. Un dispositivo manual de taladro dental 102 contiene un motor de alta velocidad y un árbol de transmisión 104 que conduce a una unidad de engranajes cónicos en ángulo recto 106, la unidad de engranajes cónicos y una carcasa 110 del árbol de transmisión 104 están aislados con un recubrimiento aislante 108. Acoplada a la unidad de engranajes cónicos hay una broca 112 que tiene una parte aislada 114 y una parte cortante descubierta 116. La parte cortante descubierta 116 es una parte de una rebaba en forma de bola en algunas realizaciones y una punta de una broca helicoidal en otras realizaciones; la parte aislada se extiende desde la parte cortante hasta el extremo del dispositivo manual de la broca que se acopla mecánicamente a un dispositivo manual de taladro dental. Dentro de la unidad de engranajes cónicos 106 hay un cojinete canular 118 acoplado eléctricamente a la broca 112. El dispositivo manual 102 tiene una carcasa tubular umbilical 120 que sostiene un tubo 122 para el fluido de irrigación, un cable de accionamiento eléctrico para el motor del dispositivo manual 102 y un cable eléctrico adaptado para acoplar el cojinete canular 118 a una unidad de cálculo y medición de espectroscopia de impedancia eléctrica (EIS) 130, la unidad de cálculo y medición de EIS 130 también se acopla a través de otro cable 132 a una segunda placa de electrodo 134. Dentro de la unidad de cálculo y medición de EIS 130 hay una unidad de estímulo de EIS 136 capaz de funcionar a 100, 1000, 10000 y 100000 Hz bajo la dirección del

procesador 138 y una unidad de medición de impedancia EIS 140. En realizaciones alternativas, la unidad de cálculo y medición de impedancia EIS 130 es capaz de funcionar a dos o más frecuencias en el intervalo de 100 Hz a 1 MHz. El procesador 138 tiene una memoria 142 con firmware de medición EIS y firmware clasificador 144, el firmware clasificador adaptado para usar mediciones EIS para determinar si la broca 112 está taladrando hueso esponjoso o cortical y para anunciar en qué tipo de hueso está la broca 112 usando el indicador 146.

En la figura 2 se ilustra con más detalle una realización de broca helicoidal. Una broca helicoidal 160 tiene un extremo descubierto o no aislado 162 con bordes cortantes que pueden entrar en contacto y taladrar orificios en el hueso. La broca 160 también tiene una parte aislada eléctricamente 164 que lleva un recubrimiento de carbono tipo diamante (DLC, del inglés *diamond-like carbon*), un recubrimiento que es muy duro, de modo que se desgasta poco mientras se taladran orificios en el hueso, y eléctricamente de alta resistividad, el recubrimiento de DLC se extiende por todo el resto del exterior de la broca 160 hasta el extremo de taladrado de la broca 160, incluidas las partes que se acoplan con el engranaje cónico de la cabeza de taladrado 170, e incluidas las partes sobre las acanaladuras 171. La broca 160 también tiene un orificio axial 172 sin aislamiento que se extiende desde el extremo de taladra de la broca dentro, pero no completamente, de la broca.

Dentro del orificio axial 172 y en contacto eléctrico con la superficie no aislada de la broca 160 en ese orificio hay una parte extrema no aislada 174 del cojinete canular 166. El cojinete canular 166 se extiende desde el extremo de la broca 160 a través del aislamiento 176 hasta la unidad electrónica de medición y cálculo EIS 130 (Figura 1). El árbol de transmisión 178 y el engranaje cónico 180 rotan para impulsar el engranaje cónico 168 de la cabeza de taladro 170 para rotar la broca 160 para taladrar los orificios en el hueso.

Las figuras 1 y 2 son esquemas, la figura 3 es una fotografía que muestra una realización de un taladro experimental 202 que tiene una broca 204 con un cojinete canular 206 y un cable aislado 208 unidos, y la figura 4 es una fotografía que muestra un par de cojinetes canulares sin instalar 210. En una realización, los cojinetes canulares 210, 206 se hacen de acero inoxidable.

En diversas realizaciones, la parte extrema no aislada 174 de la broca 160, o la parte esférica no aislada de la broca 116, tiene una longitud de uno a tres milímetros.

Funcionamiento del sistema de taladro EIS:

La unidad de cálculo y medición EIS, el taladro y la broca con cojinete canular juntos forman el sistema de taladrado EIS. Colocar el cojinete 206 dentro de la cánula de la broca no disminuye el espacio de trabajo quirúrgico y todavía permite la irrigación a través del canal intracanalular o alrededor de la superficie exterior de la broca. El cojinete canular se conecta a un cable que interactúa con el analizador de impedancia. De manera similar, el electrodo de retorno 134 (figura 1) se conecta a otro conductor que interactúa con el analizador de impedancia. Entre los dos elementos de electrodo se aplica una corriente alterna (CA) de tensión limitada a varias frecuencias y se registra la tensión y la fase inducida entre ellos. A partir de estas medidas, la impedancia se calcula como la relación entre la tensión y la corriente.

La impedancia ( $Z$ ) se calcula como la relación entre la tensión medida y la corriente inyectada; consideramos la impedancia como una cantidad compleja, que consiste en un componente resistivo real ( $R$ ) y un componente reactivo imaginario ( $X$ ), según la ecuación,  $Z = R + jX$ . La caja electrónica calcula una medición de  $R$  y  $X$  en cada frecuencia que se prueba. A partir de ellos se calcula la impedancia, la conductividad, la resistividad y similares.

Hemos demostrado en experimentos anteriores en fémures de cerdo *ex vivo* e *in situ* que el hueso cortical tiene una mayor resistividad e impedancia que el hueso esponjoso. La relación de resistividad cortical a esponjosa osciló entre 1,28 - 1,48 en hueso *ex vivo* y entre 2,82 - 2,94 en hueso fresco *in situ*. Como resultado, se espera que, a medida que la broca se mueve a través del hueso esponjoso hacia una interfaz cortical, se vea un aumento en la impedancia/resistividad a medida que nos aproximamos a esa interfaz.

En una realización, la unidad de cálculo y medición de EIS se configura para proporcionar una alarma visual y/o auditiva cuando la broca se aproxima al hueso cortical.

El uso clínico de este dispositivo implica usar el taladro para crear la osteotomía inicial (orificio en el hueso) marcada para la inserción del implante. Las propiedades eléctricas, específicamente la resistencia y la reactancia del hueso, se registran en una o varias frecuencias a medida que el taladro avanza en el hueso. Estas mediciones se introducirán en una unidad de clasificación en tiempo real utilizada para detectar una transición de tejido que se aproxima (es decir, la interfaz esponjosa-cortical). Una señal visual o auditiva que aumenta la tasa de repetición, según el cambio de impedancia, se utilizará como retroalimentación del clínico.

Hemos recopilado un conjunto de datos significativo de propiedades eléctricas *ex vivo* e *in situ* del hueso cortical y esponjoso y han mostrado un contraste de impedancia significativo entre los dos tipos de hueso.

En el experimento *ex vivo*, colocamos brocas canuladas estándar de tres milímetros de profundidad en 10 muestras de hueso cortical y esponjoso recién extraído de cerdos y registramos la impedancia de 100 Hz-1 MHz a 41 frecuencias. Se demostró que existen diferencias significativas de  $R$  y  $X$  ( $p < 0,05$ ) entre los dos tipos de hueso con contrastes en la resistencia del 41%, 37%, 29% y 32% a 0,1 kHz, 1 kHz, 10 kHz y 100 kHz, respectivamente. Estas tendencias,

registradas con nuestro prototipo, son similares a las reportadas previamente para hueso esponjoso y cortical.

En el experimento *in situ*, utilizamos una broca recubierta con DLC personalizada para registrar las impedancias de 40 muestras de hueso cortical y esponjoso en los fémures de cerdos 30 minutos después de la eutanasia. Se demostró que existen diferencias significativas de R y X ( $p < 0,001$ ) entre los tipos de tejido, con un contraste de resistencia máximo de ~300% a 100 kHz y un contraste de reactancia máximo de ~250% a 1 kHz.

La detección de impedancia eléctrica responde no solo al tipo de tejido en donde se encuentra la punta, sino también a los tipos de tejido cerca de la punta. Por lo tanto, el sistema puede observar los cambios de impedancia a medida que el taladro penetra en el hueso y generar una alarma cuando los cambios de impedancia indican que la punta se aproxima a una interfaz de hueso esponjoso-cortical, o cuando la punta se aproxima a una interfaz de hueso-tejido blando; las interfaces hueso-tejido blando incluyen interfaces entre el hueso y los vasos sanguíneos, los nervios, el revestimiento de los senos paranasales, los músculos y otros tejidos no osificados.

#### Características

Las características de este sistema de taladro dental con detección de espectroscopia de impedancia eléctrica incluyen:

- 1) una broca dental recubierta como electrodo sensor o conductor,
- 2) un recubrimiento de carbono tipo diamante (DLC) para aislar todo menos los pocos milímetros distales de la broca,
- 3) un cojinete intracanal para interconectar la broca con el módulo de detección de impedancia,
- 4) recopilar mediciones de impedancia en múltiples frecuencias para esta aplicación de taladro quirúrgico en particular, y
- 5) extender la función de detección de interfaz más allá de la detección de umbral puro.

Además, al interconectar nuestro sistema con el taladro de implante dental a través del espacio canular, no es necesario aumentar el taladro de ninguna manera ni disminuir el volumen de trabajo disponible para el cirujano. La irrigación aún es posible a pesar de la presencia del cojinete, lo que permite a los cirujanos continuar usando las brocas canuladas como se pretendía.

Los recubrimientos DLC se diseñan para tener una dureza extremadamente alta (4000-9000 HV), alta resistividad (hasta  $10^6 \Omega\text{-cm}$ ), y son biocompatibles. Al aplicar este recubrimiento aislante a la mayor parte de la broca y dejar solo los 1-3 mm distales expuestos para la detección, se proporcionan mediciones de impedancia más sólidas y repetibles que no dependen de la profundidad de la broca en el material. Aunque alguna técnica anterior incluye provisiones para un material aislante aplicado al dispositivo de taladrado, no especifican el tipo de material aislante, ni dejan un área en el extremo distal expuesta para detección.

La recopilación de mediciones de impedancia en múltiples frecuencias, en lugar de una sola frecuencia, tiene el potencial de una mejor clasificación entre hueso esponjoso y cortical. El mayor número de mediciones permitirá explorar características adicionales que se pueden usar para contrastar los dos tipos de huesos. La mayor parte de la técnica anterior se basa en la detección de umbral en una sola frecuencia para alertar a los clínicos de una interfaz de tejido que se aproxima. Se usan múltiples características y algoritmos para encontrar una combinación óptima para usar en la detección de interfaz.

El método descrito para detectar la aproximación de una broca al hueso cortical mientras se taladra hueso con la broca incluye proporcionar 302 (figura 8) un recubrimiento aislante que se extiende desde cerca de un extremo cortante de la broca hasta un extremo de dispositivo manual de la broca, y poner en contacto 304 la broca con un cojinete canular. Luego, la unidad de cálculo y medición de EIS impulsa 306 una corriente de tensión limitada entre la broca y una placa de tierra en al menos una frecuencia de corriente alterna y mide la tensión y la fase, luego determina 308 la impedancia a partir de las mediciones de tensión y fase entre la broca y la placa de tierra; y genera 310 una alarma cuando cambia la impedancia, lo que indica la aproximación a las interfaces hueso esponjoso-cortical o hueso-tejido blando.

En una divulgación alternativa, una parte de contacto del extremo de dispositivo manual de la broca está desnuda del recubrimiento aislante DLC, y el dispositivo manual se modifica para proporcionar contacto eléctrico desde el dispositivo de cálculo y medición EIS a esa parte desnuda del extremo de dispositivo manual de la broca mientras se aísla el resto del taladro manual del dispositivo de cálculo y medición EIS.

**REIVINDICACIONES**

1. Un sistema de taladro dental (100) con detección de impedancia eléctrica (EIS) configurado para indicar si una broca del sistema de taladro se está aproximando a una interfaz de hueso esponjoso-cortical o una interfaz de hueso-tejido blando que comprende:
  - 5 un taladro dental que tiene en su dispositivo manual (102) una broca canulada (112), teniendo la broca canulada un recubrimiento aislante (108) que se extiende desde cerca de un extremo de corte de la broca hasta un extremo del dispositivo manual de la broca,  
un cojinete de cánula (118) acoplado eléctricamente a un interior no aislado de una cánula de la broca canulada,  
10 una unidad de cálculo y medición EIS (130) configurada para medir la impedancia entre el cojinete de cánula y una placa de tierra, y  
un sistema de procesamiento (138) configurado para distinguir cuando la broca del sistema de taladro (100) se aproxima a una interfaz hueso esponjoso-cortical o hueso-tejido blando.
  2. El sistema de taladro dental (100) de la reivindicación 1, en donde la parte aislada eléctricamente de la broca de taladro se aísla con un recubrimiento de carbono tipo diamante (DLC).
  - 15 3. El sistema de taladro dental (100) de la reivindicación 1, en donde la unidad de cálculo y medición EIS (130) proporciona una corriente de tensión limitada en cada una de una pluralidad de frecuencias y mide una tensión y una fase resultantes.
  4. El sistema de taladro dental (100) de la reivindicación 1, en donde la unidad de cálculo y medición EIS (130) se configura para proporcionar una alarma visual y/o auditiva cuando la broca de taladro se aproxima al hueso cortical.
  - 20 5. El sistema de taladro dental (100) de la reivindicación 1, 2, 3 o 4, en donde la unidad de cálculo y medición EIS (130) se configura para medir la impedancia en al menos dos frecuencias en el intervalo de 100 a 100000 Hertz.

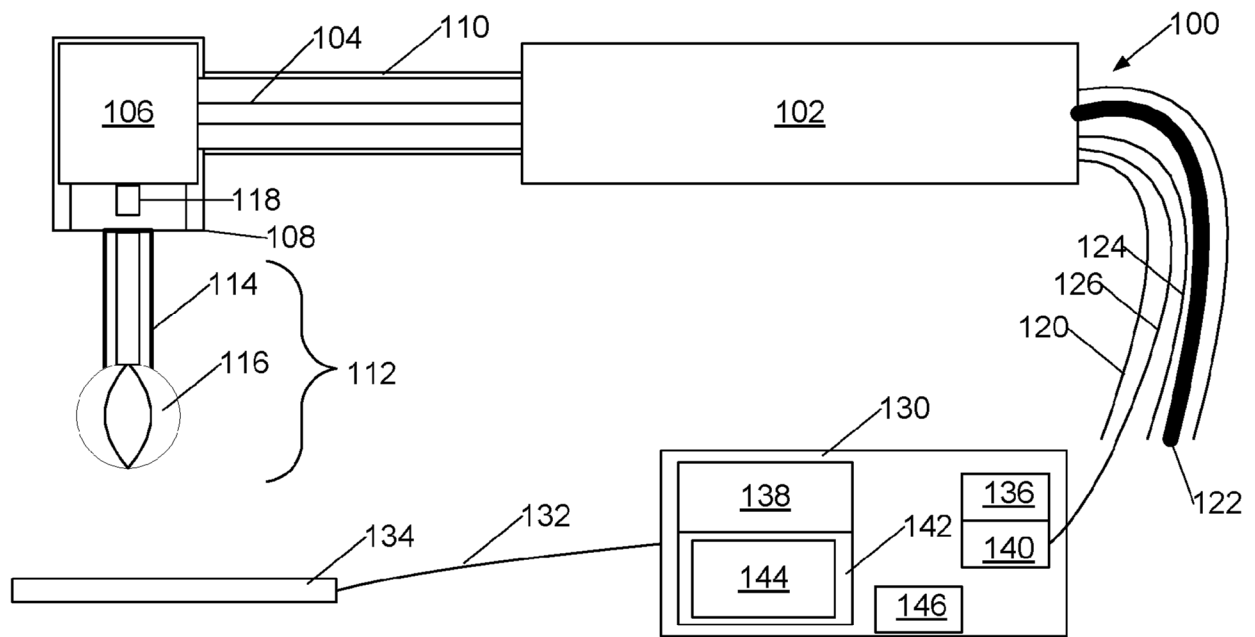


Fig. 1

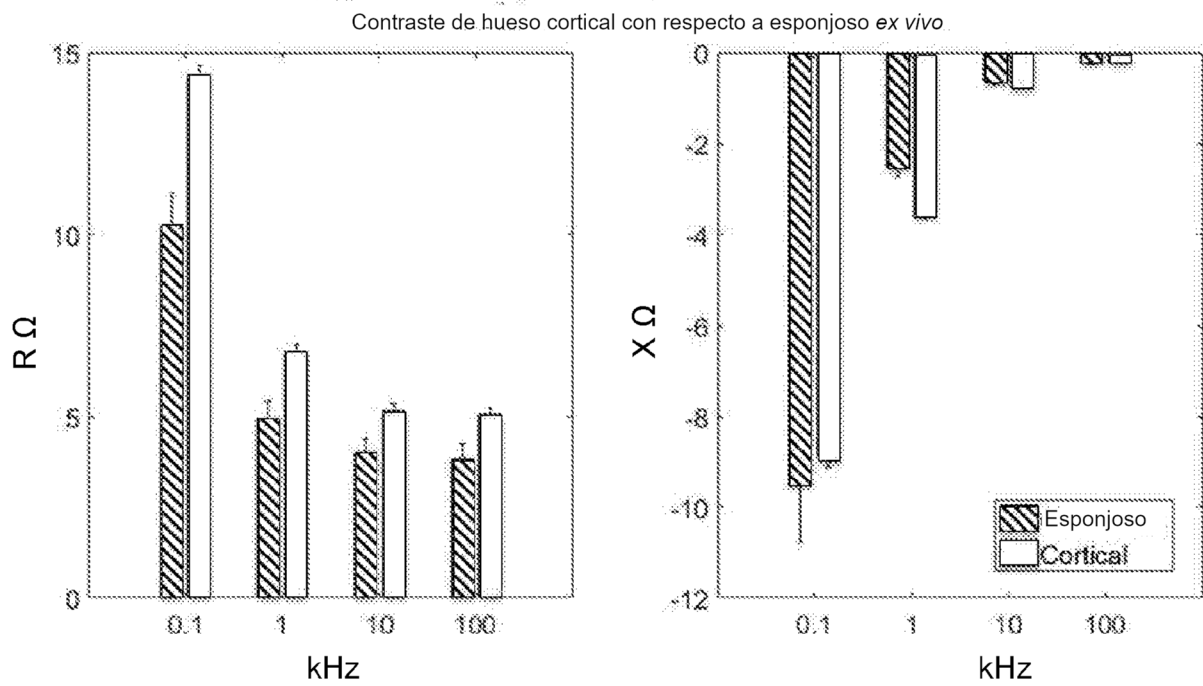


Fig. 6

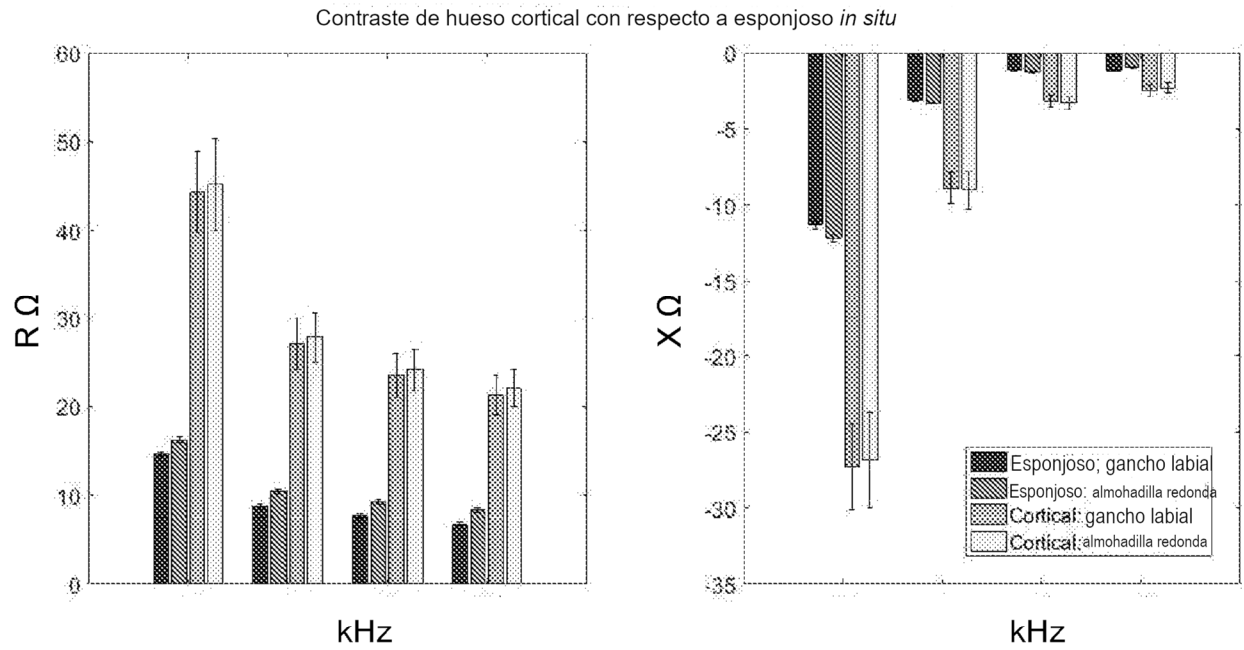


Fig. 7

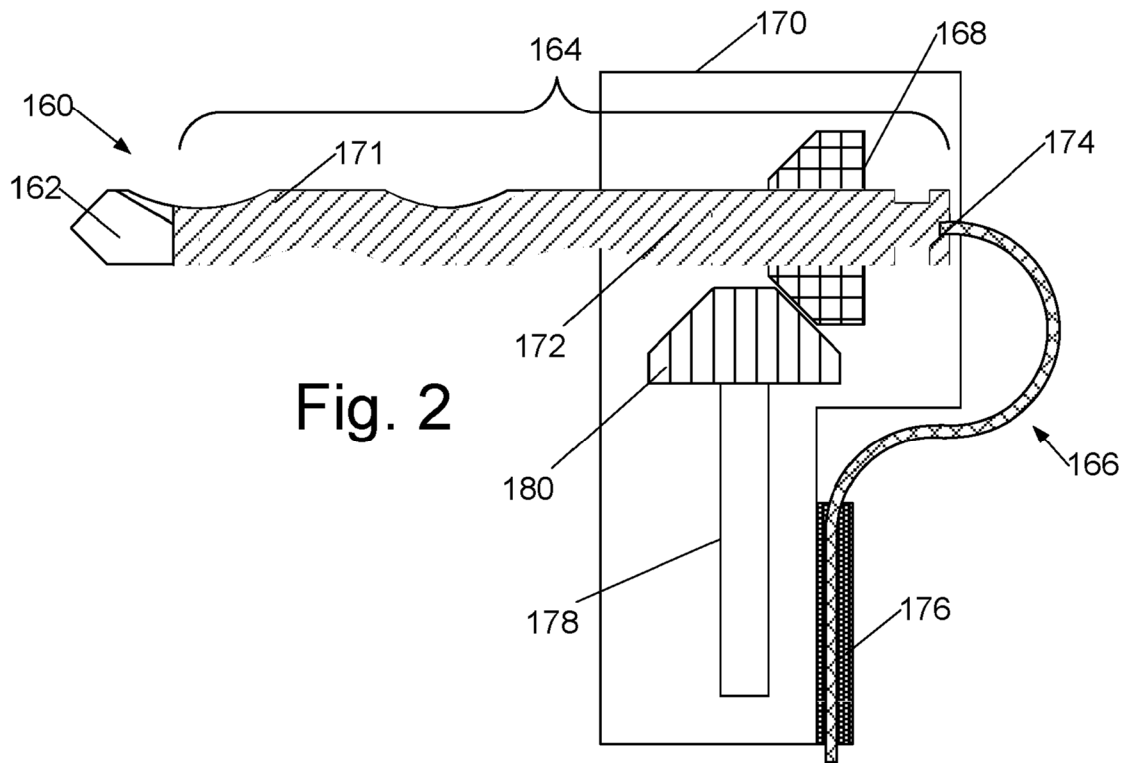


Fig. 2



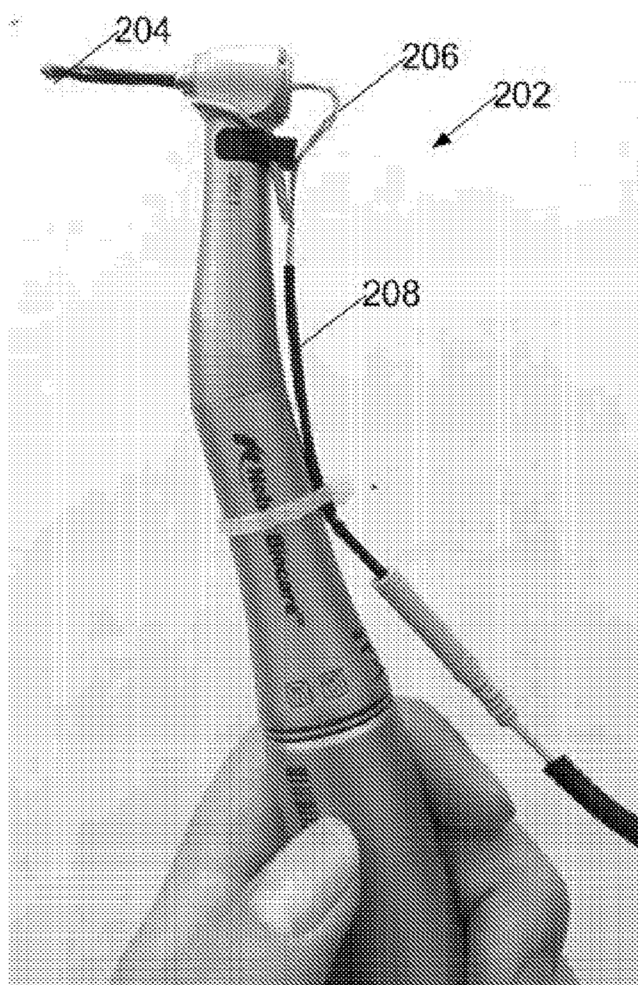


Fig. 3

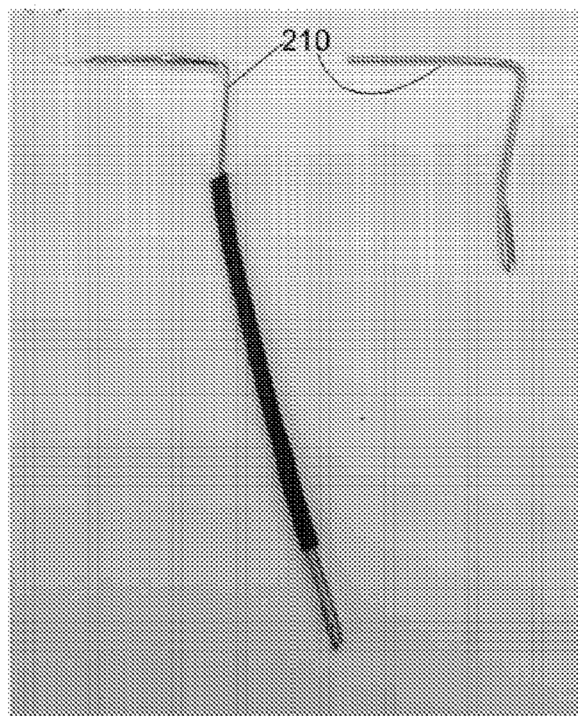


Fig. 4

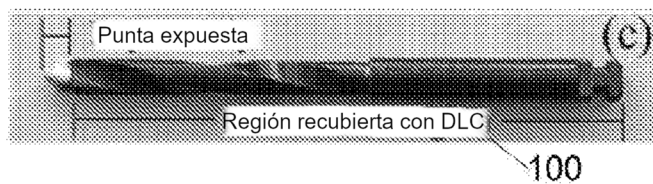


Fig. 5

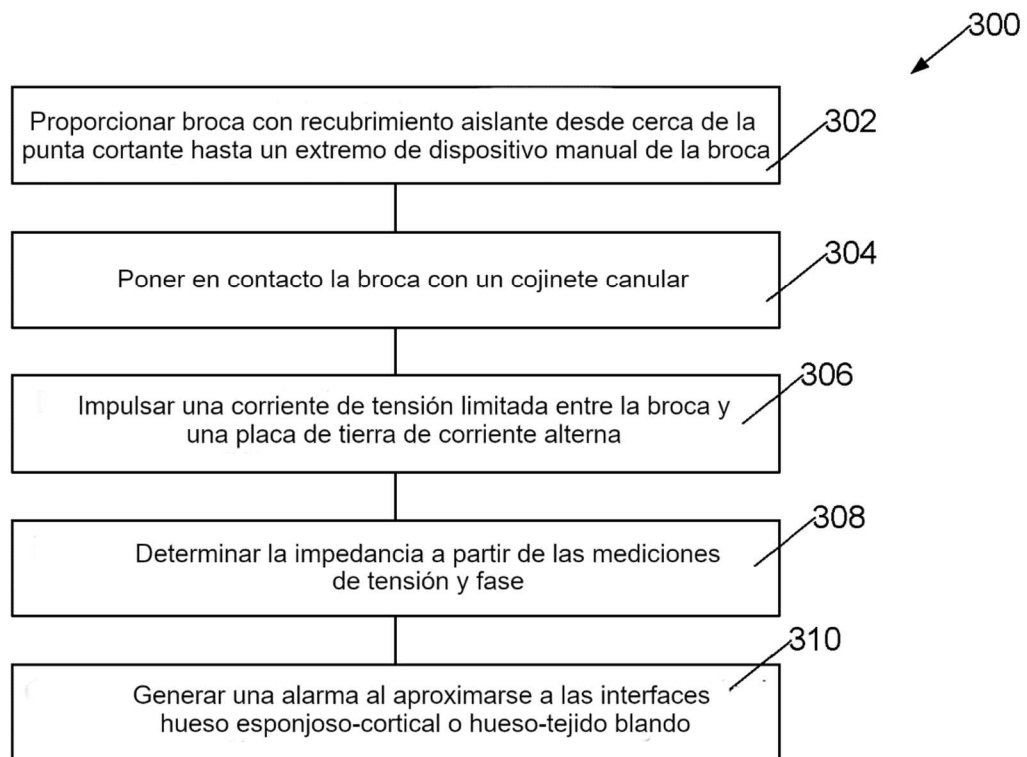


Fig. 8