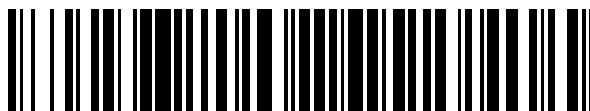


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 562 480**

51 Int. Cl.:

A61B 17/04	(2006.01)	A61L 27/50	(2006.01)
A61B 17/064	(2006.01)		
A61B 17/12	(2006.01)		
A61B 17/74	(2006.01)		
A61B 17/86	(2006.01)		
A61B 17/88	(2006.01)		
A61C 8/00	(2006.01)		
A61F 2/34	(2006.01)		
A61F 2/36	(2006.01)		
A61L 24/00	(2006.01)		

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **03.07.2007** **E 13002300 (5)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **25.11.2015** **EP 2630920**

54 Título: **Implante médico**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
04.03.2016

73 Titular/es:
SYNERGY BIOSURGICAL AG (100.0%)
Gubelstrasse 5
6301 Zug, CH

72 Inventor/es:
BÄHRE, WOLF-FRIEDRICH y
RUFFIEUX, KURT

74 Agente/Representante:
ISERN JARA, Jorge

ES 2 562 480 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 médico

5 La invención se refiere a un implante médico según el preámbulo de la reivindicación 1.

El uso de material termoplásticos biocompatibles para procedimientos osteosintéticos y similares para fines de fijación a huesos humanos o de animales es una técnica conocida y se ha intentado de diferentes maneras, por ejemplo, mediante la aplicación externa de calor de forma análoga a una pistola de cola caliente (por ejemplo, patente estadounidense 5290281) o mediante la licuación del polímero mediante energía de ultrasonido según el documento WO2006/002569 WOODWELDING. Sin embargo, estas técnicas tienen desventajas. El calentamiento mediante fuentes de calor externas - análogo a una pistola de cola caliente - hace que un implante se tenga que introducir muy rápidamente para no volver a enfriarse mientras entra en unión con el hueso, porque típicamente presenta solo una capacidad térmica muy reducida, y solo en el estado ablandado, el material termoplástico puede penetrar por ejemplo en los espacios intermedios en el hueso. Cuando el material se ha vuelto a enfriar, no se realiza ninguna otra unión con el hueso. También resulta desventajoso el calentamiento excesivo necesario del material termoplástico - para evitar una solidificación anticipada - porque daña tanto el material como el tejido (óseo). Además, no se calienta solo la zona de transición al tejido dentro del implante - lo que sería deseable en el caso ideal - sino también zonas que no deben calentarse ni ablandarse, porque están situadas entre la fuente de calor y la zona de destino en el material sintético. La eliminación posterior del termoplástico enfriado es difícil y apenas se puede realizar sin calentamiento excesivo del tejido circundante. Estas desventajas existen también en caso de la irradiación con radiación electromagnética, por ejemplo, luz infrarroja.

Los problemas mencionados anteriormente en contexto con una fuente de calor exterior existen en caso de la licuación con energía de ultrasonido aplicada directamente, pero la grave desventaja consiste en que el hueso tiene que oponer la suficiente resistencia mecánica para que se ablande el termoplástico (vibrante) en la zona de contacto con el hueso y existe el riesgo de un daño mecánico del hueso. Generalmente, tiene que existir un esqueleto lo más denso posible para garantizar la fusión segura del termoplástico. Precisamente donde sería deseable una buena fusión del polímero con el hueso, sobre todo en la zona de hueso osteoporótico, de esta manera no se puede conseguir de manera fiable la fusión del polímero y por falta de masa fundida no se produce ninguna unión mecánica. Otra desventaja de la técnica ultrasónica consiste en que después del endurecimiento del polímero, una vez producida la unión con el hueso, ya no se puede conseguir ninguna licuación, es decir, el implante no se puede volver a retirar sin mayor esfuerzo (abrir taladrando, arrancar, fundir, esperar hasta que se degrade).

Esto lo quiere solucionar la invención. La invención tiene el objetivo de proporcionar un implante médico que se puede ablandar mediante la generación de calor interno. El riesgo de un daño del tejido por calor excesivo (en lo sucesivo, descrito normalmente al ejemplo de huesos) se reduce especialmente en comparación con el estado de la técnica donde se usa una fuente de calor externa. Se reduce notablemente la dependencia del resultado de fijación de la calidad del hueso. El polímero electroconductor puede volver a ablandarse mediante corriente eléctrica y retirarse al menos en parte.

El estado de la técnica más próximo se da a conocer en el documento EP0358601 que describe un implante con un material termoplástico que se volvió conductivo mediante hilos de carbón o de cobre insertados.

Los riesgos del uso del implante médico según la invención están reducidos porque la generación de calor en sí (para el reblandecimiento del polímero) se produce en el interior del implante y en la transición entre el implante y el hueso. La emisión de energía por la corriente se concentra en el interior del implante allí donde el implante toca el hueso, y por la superficie de sección transversal funcional relativamente más reducida del implante conductor allí (en el caso ideal en el punto de contacto) es donde se produce la mayor generación de calor con la mayor densidad de corriente. Este efecto se puede reforzar además mediante un diseño adecuado del implante y del electrodo. Además, se ha acreditado que después de fundir el polímero, con una composición adecuada, este puede reducir su resistencia eléctrica en un factor de hasta 10^3 a 10^8 y de esta manera ya no es calentado de forma relevante por la corriente que corre. Así, el sistema es en cierta medida autorregulador térmica y mecánicamente y cuida el tejido circundante. En otras formas de realización también ha resultado ser ventajosa eventualmente una elevación correspondiente de la resistencia (para la fusión de piezas poliméricas unas con otras, por ejemplo).

Además, el hueso se puede proteger de tal forma que la conductividad eléctrica del implante o del hueso de implante de transición se elige más baja que la del hueso, por lo que este también se calienta menos.

60 En caso de necesidad también es posible enfriar el hueso de forma selectiva con elementos refrigerantes, líquido de lavado o gas/aire.

El implante médico según la invención se puede realizar en diferentes formas de implante, especialmente como tornillo, espiga, clip, clavija, placa, clavo, alambre Kirschner, jaula, tornillo (clavo) pedicular, estent, expansor, piercing, unión de piel, portador de medicamento, portador de material genético, portador de factores bioactivos (por ejemplo, factores de crecimiento, sustancias que fomentan la formación de hueso, analgésicos etc.) portadores de

otros implantes, taco, grapa, perla, implante dental, implante de raíz dental, tubo flexible, tubo, hilo, hilo dentro de tubo flexible o tubo, tejido, trenzado, género de malla, manguito, cinta, fibras sueltas, ovillo de fibras, flóculos de fibras, granulado, cadena, ancla con o sin ojal de deslizamiento de hilo. Una vez implantado, el implante también puede servir como electrodo dentro o sobre el cuerpo para fines de diagnóstico, estimulación o monitoreo. Los mismos elementos también se pueden usar con un alambre, una espiga u otro conductor de corriente (del mismo o de otro material, por ejemplo metal) incorporados que sirven como alimentación eléctrica temporal pero no directamente para el calentamiento y que posteriormente se pueden eliminar facultativamente. Estos elementos conductores de corriente también pueden permanecer después y estar concebidos de forma biorreabsorbible (por ejemplo de magnesio).

La invención consigue el objetivo propuesto con un implante médico que presenta las características según la reivindicación 1.

En el implante médico según la invención se usa el efecto de que en conductores eléctricos o en la transición entre conductores eléctricos, durante el flujo de una corriente eléctrica se produce calor en el lugar de la máxima resistencia (p.ej. óhmica) (en un circuito eléctrico). Para el implante médico según la invención es específico que se usa corriente eléctrica para el calentamiento de un polímero, preferentemente de un material termoplástico que es electroconductor por sí mismo o se hace electroconductor mediante aditivos. Con la ayuda de un polímero termoplástico electroconductor de este tipo se logra de manera sorprendente mediante el ablandamiento del termoplástico y un diseño adecuado del implante conseguir uniones mecánicas de, a y con huesos humanos o de animales, preferentemente durante una intervención quirúrgica. Dado que la mayor generación de calor se produce allí donde se encuentre la máxima resistencia en un circuito eléctrico y por tanto la mayor caída de tensión, también es posible controlar el proceso de calentamiento de tal forma que el material se reblandezca solo en ciertos puntos preferibles. Cabe tener en cuenta que la corriente se busca el recorrido de la menor resistencia y forma un circuito eléctrico. El lugar de la máxima resistencia corresponde al lugar de la máxima resistencia en un circuito eléctrico de este tipo y el implante ha de concebirse de tal forma que la corriente se vea forzada a fluir por las zonas deseadas dentro del implante y que no pueda salir por otro lado. Por lo demás, el material del implante actúa como aislador parcial y es atravesado poco por corriente y por tanto se reblandece poco. El cuerpo humano o animal, en particular el hueso, ha resultado ser un conductor eléctrico muy adecuado para actuar como continuación del circuito eléctrico y en la aplicación específica descrita aquí se reblandece sorprendentemente poco. Esto se ve favorecido adicionalmente por polímeros que reducen su resistencia en estado fundido.

Así, en una aplicación especial, el implante se puede disponer en un polo (en caso de corriente continua) o en el conductor de fase (en caso de corriente alterna, corriente de radiofrecuencia) del circuito eléctrico, mientras en el cuerpo (hueso) se dispone a través de un electrodo de gran superficie el otro polo o el conductor neutro. La corriente fluye a través de un electrodo al implante, después por el implante, y en la superficie de contacto / el punto de contacto con el cuerpo, por ejemplo el hueso, sigue fluyendo entrando en este y saliendo después a través de un electrodo neutro. La corriente calentará y ablandará el implante en el lugar deseado de la máxima resistencia eléctrica (óhmica, inductiva o capacitiva u otra) o caída de tensión en el circuito eléctrico.

Como alternativa, la corriente también se puede conducir por el implante directamente entre dos polos ("bipolar") dispuestos adecuadamente, sin pasar por el cuerpo del paciente, y de esta manera el implante se calienta y se ablanda / se funde a su vez en el punto / la región de la máxima resistencia.

Para los siguientes términos empleados frecuentemente en toda la descripción son válidas las siguientes definiciones:

Corriente: La invención usa para calentar y ablandar el implante corriente eléctrica que fluye por el implante, siendo aplicada adecuadamente mediante electrodos. La corriente puede ser una corriente óhmica en la que fluyen electrones como en el caso de corriente continua en metal. Como portadores de carga que han de ser desplazados entran en consideración también protones u otras partículas cargadas. Pero la corriente puede ser también un desplazamiento de iones, como ocurre en el caso del flujo de corriente en una solución salina. También son posibles reacciones químicas que de manera similar a una batería permitan el desplazamiento de electrones o cargas. Especialmente, está incluida también la corriente inductiva o capacitiva, siendo los desplazamientos de cargas capacitivas en esta aplicación el tipo preferible de flujo de corriente. La corriente también puede fluir de diferentes maneras, por ejemplo dentro del hueso como corriente de iones y corriente de protones, y dentro del polímero por ejemplo al mismo tiempo como corriente de electrones. La corriente o la tensión eléctrica se puede utilizar como corriente continua, corriente alterna o, preferentemente, como corriente alterna de alta frecuencia (radiofrecuencia). También se puede utilizar un salto de chispas para la aplicación según la invención.

Fundición / ablandamiento / reblandecimiento: Por fusión, reblandecimiento o ablandamiento del material de implante en el sentido según la invención se entiende el reblandecimiento del implante por el flujo de corriente mismo o por el calor generado por ello, hasta que el implante que antes no era plásticamente deformable de forma útil (típicamente a mano) pueda deformarse dentro del cuerpo con la aplicación de una fuerza moderada (típicamente a mano) y usarse de la manera según la invención.

Resistencia y conductividad: Por "resistencia eléctrica" o "conductividad" se entiende la resistencia superficial (ohmios/cuadrado), la conductividad en volumen (S/cm) o la resistencia absoluta para el tipo de corriente empleado respectivamente. Estas definiciones son intercambiables y no tienen carácter restrictivo. Especialmente, la invención aspira a una conductividad suficiente del material para conseguir un flujo de corriente suficiente para el ablandamiento necesario, y por otra parte, es necesaria cierta resistencia para conseguir una caída de tensión suficientemente grande y por tanto una liberación suficientemente grande de energía dentro del implante para reblandecerlo. En el caso ideal, parece deseable una conductividad notablemente menor que en el tejido circundante, ya que de esta manera, este se cuida (menos calentamiento allí). Finalmente, la conductividad es una función del tipo de corriente, la tensión, la sección transversal del material y la conductividad en volumen / la resistencia del material mismo y debe estar adaptada para la aplicación correspondiente. En el complejo cálculo de corriente alterna, el término "resistencia" se sustituye por una magnitud compleja, la llamada "impedancia" con los componentes "resistencia R" y "reactancia X".

Electrodo neutro: Por el "electrodo neutro", en el caso de la corriente alterna se entiende el polo que está conectado al conductor neutro o a tierra.

Monopolar: Por "monopolar" se entiende una aplicación en la que por el cuerpo se produce la salida de corriente (vía conductor neutro, "electrodo neutro" o puesta a tierra sobre la piel o en otra parte del cuerpo mediante un electrodo de gran superficie) y la tensión alterna típicamente se alimenta por vía del implante. Los polos también se pueden invertir.

Bipolar: Por "bipolar" se entiende aquí la entrada y salida directas de la corriente por dos electrodos que se disponen en la proximidad directa del implante (por ejemplo, pinzas eléctricas con dos polos). La ventaja es aquí que se puede reducir o evitar el flujo de corriente por el cuerpo.

Semiconductores orgánicos: Los "semiconductores orgánicos" representan un grupo de polímeros conductores, por una parte el grupo de los complejos de transferencia de carga ("*charge transfer complexes*") y por otra parte los poliacetilenos, los polipirroles, las polianilinas etc., así como sus derivados. Estos polímeros pueden estar presentes siempre en cualesquiera mezclas o en forma pura de sus formas *trans* y *cis*.

Polímero autoconductor: Por ello se entienden polímeros que son electroconductivos sin más aditivos, estando incluidos adicionalmente también los copolímeros (por ejemplo copolímero entre lactida con pirrol) que igualmente son electroconductivos).

Polímero hecho conductivo: Por ello se entienden polímeros que están provistos de aditivos, típicamente polvo del intervalo micrométrico o nanométrico, polímeros autoconductores, sustancias de bajo peso molecular o líquidos, y que mediante estos aditivos se vuelven electroconductivos. De este grupo se excluyen expresamente los polímeros dotados de componentes macroscópicos adicionales, en concreto, esteras de fibras, fibras sinfín, alambres, hilos, agujas etc., y de esta manera el polímero mismo ya no conductivo, sino solo el componente adicional contenido en el polímero, mediante cuyo calentamiento se ablanda el polímero circundante.

El implante médico según la invención permite la solución de diferentes objetivos, algunos de las cuales se describen en detalle a continuación.

Objetivo A: Calentamiento selectivo o global y ablandamiento o licuación de implantes médicos mediante corriente eléctrica durante la implantación de los mismos.

Mediante el ejemplo de un pin recto se realiza un circuito eléctrico por vía de un electrodo que se conecta a un extremo (lado opuesto al hueso) de un pin electroconductor, a través del pin mismo, y después, a través del punto de contacto con el cuerpo (p.ej. hueso) y a través del cuerpo, hacia un electrodo neutro. En el punto de contacto entre el implante y el hueso se produce la mayor caída de tensión (máxima resistencia) y el termoplástico se calienta y se vuelve entre blando y líquido. El núcleo del pin está concebido de tal forma que no se calienta o se calienta solo en parte y se mantiene duro. Así, el pin se puede empujar ahora al interior de un agujero taladrado previamente que puede presentar por ejemplo una diferencia inferior, y el termoplástico conductivo blando queda presionado a los espacios intermedios en el hueso. Después de desconectar la corriente, el termoplástico se enfría y se endurece rápidamente (< 1 a 2 minutos), está establecida la unión mecánica.

Objetivo B: Calentamiento selectivo o global de un implante que comprende un termoplástico para conseguir una deformación durante la implantación del mismo.

Durante ello, por ejemplo, un pin conductor se provee en su extensión con una zona de mayor resistencia y se introduce a su vez en el circuito eléctrico, en la zona con la mayor resistencia se calentará el pin. En este punto, el pin se puede deformar.

Objetivo C: Consecución de una fijación local de un implante que comprende un termoplástico conductivo, dentro del cuerpo.

Un pin se provee de una tensión propia mediante un procedimiento de fabricación adecuado, por ejemplo mediante moldeo por inyección. Mediante el calentamiento del pin completo se relaja el termoplástico y el pin se vuelve más corto y aumenta en diámetro, lo que conduce a una fijación dentro del o al tejido circundante.

5 Objetivo D: Consecución de una unión local entre varios implantes que comprenden un termoplástico conductivo, mediante la unión soldada entre los mismos.

Esta consiste en la unión de dos piezas de implante termoplásticas que se pueden introducir por separado en el cuerpo. Para ello, debe quedar garantizado que la corriente necesaria pueda fluir por ambas (o una multiplicidad de) piezas de implante que han de ser unidas. Una vez introducidas las dos (o la multiplicidad de) piezas de implante se introduce la corriente, las piezas de implante se reblandecen en su punto de contacto y se pueden ensamblar mediante la aplicación de presión. De esta manera, es posible por ejemplo también encolar un hilo para prescindir de un nudo, para lo que, por ejemplo con una fuente de corriente bipolar, la corriente se conduce directamente a través de los puntos de unión.

15 Objetivo E: revestimiento de órganos huecos.

Los vasos sanguíneos, el intestino, el estómago, los huesos, el uréter, la vejiga, el útero, la vesícula biliar, los tubos, la vagina, la uretra etc. se pueden revestir de un implante médico fabricado del material de implante descrito, por ejemplo en forma de un estent, y de esta manera se pueden aumentar por ejemplo mecánicamente. Un estent que está bajo tensión propia se puede expandir por un calentamiento, o el estent puede deformarse en el estado reblandecido, con la ayuda de presión mecánica, por ejemplo, mediante la expansión del globo.

25 Objetivo F: enclavamiento o revestimiento de partes blandas o de huesos.

Por ejemplo, se puede conformar una cinta para el estómago a partir del material de implante (como anillo abierto) y se puede hacer deformable por suministro de corriente y unirse formando un anillo cerrado. De forma análoga, una cinta polimérica también se puede usar como material de cerclaje.

30 Objetivo G: cierre de piel.

Especialmente los polímeros con un punto de fusión preferentemente bajo pueden pegarse también directamente en la piel, por ejemplo para el cierre de piel mecánico o por ejemplo como electrodo de electrocardiograma.

35 Objetivo H: fabricación de implantes que una vez introducidos en el cuerpo pueden modificarse seccionando el material de implante.

El material de implante empleado y descrito aquí también se puede usar para fabricar implantes que de forma selectiva se pueden seccionar o abrir con corriente eléctrica, así por ejemplo un hilo electroconductor se puede seccionar también con un cauterio eléctrico especialmente con una alta tensión o corriente y un electrodo "afilado" preferentemente pequeño. De esta manera, los pin introducidos a golpe o por fusión pueden ser cortados o moldeados por ejemplo en la superficie del hueso hasta quedar a ras con la superficie del hueso. De esta manera, es posible abrir portadores de medicamentos y liberar principios activos. Para el ablandamiento o la licuación del implante médico según la invención resulta adecuado cualquier tipo de corriente, especialmente corriente continua, corriente alterna, corriente inductiva (microondas), corriente trifásica, corriente polifásica / multipolar, patrón de corriente típico del cauterio eléctrico.

La conducción de corriente se puede realizar de diferentes maneras, como por ejemplo la conducción de corriente directamente mediante 2 electrodos ("bipolar") por el termoplástico o ("monopolar") vía el cuerpo, la conducción de corriente por vía de corriente capacitiva, óhmica o iónica, la conducción de corriente mediante salto de chispas (arco voltaico). Como fuente de corriente resultan adecuadas por ejemplo las fuentes tales como cauterios eléctricos, VAPR (nombre de producto, Johnson & Johnson) o emisores de microondas.

En el caso de la tensión alterna de radiofrecuencia, la frecuencia preferible de la tensión alterna: > 20 kHz, típicamente > 300 kHz a 3 MHz (radiofrecuencia). Potencia media típica de la fuente de corriente: para pequeños pin o elementos de fijación (diámetro 0,1 a 5,0 mm): aprox. 0,1 a 50,0 vatios, preferentemente 0,5 a 10,0 vatios. Para la fijación de prótesis grandes o para el relleno de grandes defectos de hueso 1 a 2.000 vatios. La potencia cresta durante impulsos aplicados individualmente puede alcanzar 5 kW y más. Tensión eléctrica típica: 20 voltios a 3.000 voltios, preferentemente 20 a 300 voltios. Intensidades de corriente típicas: 0,01 a 100,00 amperios, preferentemente 0,05 a 10,00 amperios. Forma de la tensión alterna (corriente alterna de radiofrecuencia): forma sinusoidal, rectangular, trapezoidal etc., asimétrica o simétrica, pulsada o continua. Longitudes de impulso típicas: 0,1 ms a 5,0 ms.

En particular, cabe tener en cuenta que la intensidad de corriente se puede regular mediante la medición de la resistencia / impedancia del circuito eléctrico (ohmios), del flujo de corriente (amperios), de la potencia emitida (vatios) o mediante una medición directa (por ejemplo sensor de calor) o indirecta (p.ej. cámara infrarroja) del calor

del implante o del tejido circundante. Así se puede evitar un calentamiento excesivo y cuidar el implante así como el tejido u otros implantes (hilos). Frecuentemente, los cauterios eléctricos presentan ya de un mecanismo de regulación de este tipo que puede usarse también para ello (para una emisión constante o modulada de potencia). Otra posibilidad consiste en medir la resistencia mecánica del implante durante la deformación y regular de manera correspondiente la emisión de potencia eléctrica. Como efecto regulador adicional se puede usar un cambio de resistencia del polímero durante el calentamiento o el reblandecimiento, mediante lo que se puede controlar el calentamiento (véase más arriba en el texto).

Los polímeros biocompatibles y biodegradables para el implante médico según la invención se pueden seleccionar de entre el siguiente grupo: poli-alfa-hidroxi ésteres, poliortoésteres, polianhídrido, polifosfacenos, poli(propilénfumarato), poliésteramida, fumarato de polietileno, polilactida, ácido poliglicólico, policaprolactona, carbonato de trimetileno, polidioxanona, polihidroxibutirato, así como sus copolímeros y mezclas.

Los polímeros termoplásticos biocompatibles, no biodegradables para el implante médico según la invención se pueden seleccionar de entre el siguiente grupo: polietileno, poliestireno, poliéster, polipropileno, polisulfona.

Los polímeros termoplásticos para el implante médico según la invención se pueden seleccionar por ejemplo de entre el siguiente grupo de sustancias, teniendo que reducirse con aditivos el punto de reblandecimiento según la indicación:

acrilonitrilo-butadieno-estireno (ABS), poliacrilo, celuloide, acetato de celulosa, etileno-vinil-acetato (EVA), alcohol etilén-vinílico (EVAL), fluoroplástico, ionómeros, poliacrilato, poliacrilonitrilo (PAN o acrilonitrilo), poliamida (PA o nylon), poliamida-imidas (PAI), poliarilétercetonas (PAEK o cetonas), polibutadieno (PBD), polibutileno (PB) polibutilentereftalato (PBT), polietilentereftalato (PET), policiclohexileno dimetileno tereftalato (PCT), policarbonatos (PC), policetonas (PK), poliésteres, polietileno (PE), polietetercetonas (PEEK), polietierimida (PEI), polietersulfona (PES), polietilenclorinato (PEC), poliimida (PI), polimetilpenteno (PMP), óxido de polifenileno (PPO), sulfuro de polifenileno (PPS) poliftalamida (PPA), polipropileno (PP), poliuretano (PUR), polisulfona (PSU), polihidroxietilmetacrilato (PHEMA).

La termoestabilidad deseada de zonas individuales del implante médico se puede variar mediante la selección de los materiales según la conductividad, el punto de fusión y la resistencia eléctrica específica de los distintos materiales.

Si el material termoplástico mismo previsto para el implante médico según la invención no es conductor por todas partes puede modificarse mediante la incorporación de elementos electroconductores adecuados (por ejemplo, cables, líneas eléctricas, núcleos de acero o titanio) convirtiéndolo al menos en parte en un termoplástico electroconductor y concebirse de esta manera como electrodo de suministro de corriente. La zona de contacto que debe entrar en contacto eléctrico con el cuerpo del paciente se puede recubrir total o parcialmente con un termoplástico conductor. Si la zona de contacto está recubierta solo en parte con un termoplástico conductor, la superficie restante preferentemente no debe ser electroconductora. Esto se puede realizar mediante la selección del material adecuado o mediante un recubrimiento adecuado como por ejemplo hidroxiapatita u otros materiales por ejemplo osteoconductivos, osteoinductivos u osteógenos.

A continuación, se describen en detalle los pasos de procedimiento del uso de un implante médico según la invención:

- a) preparar el hueso, por ejemplo, realizar un taladro;
- b) aplicar el elemento de fijación en el taladro;
- c) calentar el polímero (termoplástico) del implante
- d) introducir el implante por presión en el tejido que ha de ser fijado;
- e) dejar enfriar el implante, lo que se puede fomentar por ejemplo mediante un enfriamiento activo.

En una forma de realización preferible, el polímero está seleccionado de tal forma que el reblandecimiento se produce a una temperatura de reblandecimiento inferior a 250 °C.

En otra forma de realización, el reblandecimiento se produce por debajo de una temperatura de calentamiento de 150 °C, preferentemente inferior a 100 °C. La ventaja de esta forma de realización consiste en que hace posible una implantación en el cuerpo (humano o animal) cuidadosa con el tejido.

En otra forma de realización, aparte del polímero mismo no están previstos otros componentes del implante para el calentamiento del implante. Esta forma de realización se caracteriza por una mayor sencillez de la fabricación y la aplicación del implante.

En otra forma de realización, el implante médico comprende medios para la fijación de un electrodo.

En otra forma de realización, los medios consisten en un ahondamiento o una elevación en la superficie del polímero.

En otra forma de realización, los medios se componen de un material con una resistencia eléctrica específica $\rho_M < \rho$. La ventaja de esta forma de realización consiste en que de esta manera la corriente eléctrica fluye preferentemente a través por el polímero y no por los medios para la fijación del electrodo, de forma que no se funden estos últimos.

5 En otra forma de realización, el polímero es un semiconductor, preferentemente un semiconductor orgánico.

En otra forma de realización, el polímero comprende cadenas moleculares con extensos enlaces dobles conjugados.

10 En otra forma de realización, la resistencia eléctrica específica ρ es superior a 500 ohmios·cm, preferentemente superior a 1.500 ohmios·cm.

En otra forma de realización, la resistencia eléctrica específica ρ es superior a 3.000 ohmios·cm, preferentemente superior a 10.000 ohmios·cm.

15 En otra forma de realización, el polímero presenta una resistencia superficial de como mínimo 10^{-1} ohmios/cuadrado, preferentemente de como mínimo 10^2 ohmios/cuadrado.

20 En otra forma de realización, el polímero presenta una resistencia superficial de como máximo 10^{12} ohmios/cuadrado, preferentemente de como máximo 10^7 ohmios/cuadrado.

En otra forma de realización, el polímero presenta una conductividad en volumen de como mínimo 10^{-11} S/m, preferentemente de como mínimo 10^{-4} S/m.

25 En otra forma de realización, el polímero presenta una conductividad en volumen de como máximo 10^1 S/m, preferentemente de como máximo 10^0 S/m. Típicamente, la conductividad en volumen es de como máximo 0,1 S/m.

En otra forma de realización, la resistencia eléctrica dentro del implante se reduce por la fusión del polímero o el calentamiento del implante.

30 En otra forma de realización, la resistencia eléctrica se reduce en el estado fundido o calentado del implante como mínimo en un factor 0,5, preferentemente en un factor 10.

35 En otra forma de realización, la resistencia eléctrica se reduce en el estado fundido o calentado del implante en un factor > 100 . La ventaja de esta forma de realización consiste en que de esta manera las áreas ya fundidas no se siguen calentando, cuidando el tejido circundante.

En otra forma de realización, la resistencia eléctrica dentro del implante aumenta por la fusión del polímero o el calentamiento del implante.

40 En otra forma de realización, la resistencia eléctrica en el estado fundido o calentado del implante se aumenta como mínimo en un factor 0,5, preferentemente en un factor 10.

En otra forma de realización, el polímero es isotrópico.

45 En otra forma de realización, el polímero es anisotrópico.

En otra forma de realización, el polímero es un material termoplástico.

50 En otra forma de realización, el material termoplástico se selecciona de entre el grupo de los poliacetilenos, las polianilinas, los poli(etilendioxitiofenos), los poli(fenilenvinilenos), los poliarilenos, los poliespirobifluorenos, los polidialquilfluorenos, los politiofenos o los polipirroles.

En otra forma de realización, el material termoplástico está seleccionado de entre los siguientes grupos:

- 55 - polímeros termoplásticos que son electroconductores por sí mismos;
 - mezclas de los polímeros termoplásticos (matriz) no electroconductores con cargas o aditivos que permiten la conductividad;
 - copolímeros que se componen de polímeros electroconductores y no electroconductores;
 60 - polímeros conductivos en los que la aplicación de electricidad o el calentamiento pueden provocar una reacción química (p.ej. polimerización) o una reacción física (p.ej. cambio de la geometría).
 - combinaciones de los materiales mencionados anteriormente.

65 En otra forma de realización, el implante médico comprende además del polímero además piezas de implante de otros materiales, preferentemente seleccionados de entre los siguientes grupos: metales, carbono, cerámica, PEEK, polímeros no termoplásticos que preferentemente se seleccionan de entre el grupo de los polimetilmetacrilatos y/o materiales inorgánicos tales como el fosfato de calcio, el sulfato de calcio o el cemento óseo.

En otra forma de realización, el polímero como tal es electroconductor por sí mismo.

En otra forma de realización, la conductividad eléctrica del polímero se consigue mediante un dopaje adecuado.

- 5 En otra forma de realización, el polímero está combinado con una cerámica electroconductiva, especialmente de una estructura vítrea o amorfa.

10 En otra forma de realización, el polímero se obtiene mediante aditivos electroconductores a un polímero no electroconductor. Los aditivos adecuados son por ejemplo: partículas de hollín ("negro de carbón"), preferentemente de 3 a 50 % de fibras de carbono con una longitud de como máximo 1 mm, preferentemente de 3 a 50 % distribuidos de la forma más homogénea posible dentro del polímero; nanotubos de carbono, preferentemente de 0,1 a 5 % de partículas metálicas, especialmente hierro, titanio, oro, magnesio, acero; sales, especialmente NaCl, bario, sales de magnesio; proteínas, material óseo; aceites, silicatos. Todos los aditivos conductores se pueden añadir en forma de bolas, flóculos etc.

15 En otra forma de realización, los aditivos electroconductores se componen de cualquier material electroconductor sólido o líquido posible en forma de partículas, granitos, acumulaciones de partículas de cualquier forma exterior.

20 En otra forma de realización, los aditivos electroconductores se seleccionan de entre los siguientes materiales:

- materiales metálicos, por ejemplo hierro, magnesio, oro, plata, aleaciones o amalgamas;
- partículas de carbono, por ejemplo hollín, nanotubos de carbono (*carbon nanotubes*), fullerenos;
- sales o sustancias capaces de atraer agua de forma rápida para permitir el flujo de electricidad en la cantidad necesaria. Las sales de este tipo se pueden componer por ejemplo de cloruro de sodio, sulfato de sodio o sales de magnesio.
- polímeros electroconductores, por ejemplo polímeros de los pirroles, las anilinas, los dialquilfluoruros, los tiofenos o los etilendioxitiofenos.
- aceites biocompatibles, por ejemplo siliconas;
- soluciones acuosas, preferentemente soluciones salinas.

30 La cantidad de las cargas / de los aditivos debe adaptarse al uso previsto, de tal forma que la conductividad eléctrica se adapte al objetivo deseado, por ejemplo adaptación de la resistencia eléctrica del material, de tal forma que el material calentado se vuelva termoplástico, fluido o incluso líquido, o que al iniciar una determinada reacción química se endurezca el material.

35 En otra forma de realización, el polímero presenta una estructura de poros abiertos. La ventaja de esta forma de realización consiste en que fomenta la curación del hueso y permite el mantenimiento de líquidos, geles u otras sustancias electroconductores.

40 En otra forma de realización, el polímero presenta canales capilares. De esta manera, se consigue la ventaja de que se permite la penetración de solución salina desde el cuerpo o de otros líquidos, para modular la conductividad.

En otra forma de realización, el polímero presenta características hidrófilas.

45 En otra forma de realización, el implante médico se compone de un material homogéneo.

En otra forma de realización, el material homogéneo no presenta ninguna estructura interior.

En otra forma de realización, el polímero está presente en forma de un recubrimiento del implante.

50 En otra forma de realización, solo una parte de la superficie del implante está recubierta con el polímero.

En otra forma de realización, el polímero comprende zonas con una resistencia eléctrica específica p diferente, especialmente en forma de recubrimientos superficiales.

55 En otra forma de realización, el recubrimiento presenta un espesor de capa variable.

60 En otra forma de realización, el implante completo o solo el polímero están recubiertos en parte con materiales no electroconductores. De esta manera, se puede conseguir la ventaja de que mediante esta realización del recubrimiento se puede determinar una ruta para el flujo de corriente. La capa no electroconductora debe servir de aislamiento y evitar un cortocircuito.

En otra forma de realización, el material no electroconductor presenta características osteoconductivas, osteoinductivas u osteógenas.

65 En otra forma de realización, el material no electroconductor es una polilactida o una hidroxiapatita.

- En otra forma de realización, el polímero comprende una mezcla de al menos dos materiales termoplásticos electroconductores, diferentes, compatibles con el cuerpo. Esta forma de realización se caracteriza por zonas con diferentes resistencias con una forma constante del implante. El material termoplástico electroconductor puede estar presente en forma de polímero, gel, pasta, cera.
- En otra forma de realización, el implante médico presenta una forma sólida. La ventaja de esta forma de realización consiste en que sobre el implante se puede ejercer una fuerza externa.
- En otra forma de realización, el polímero está presente en forma de granulado. De esta manera, se puede conseguir la ventaja de que el polímero puede introducirse en espacios intermedios, lagunas o espacios huecos y solidificarse en estos.
- En otra forma de realización, el implante médico está hecho de fibras, sirviendo el polímero preferentemente como recubrimiento de las fibras. Las fibras pueden estar trenzadas, tejidas o retorcidas y estar presentes como hilos individuales, red, paño o bolsa. La ventaja de esta forma de realización consiste en que de esta manera es posible dar la forma deseada al implante textil / fibroso y solidificarlo / pegarlo mediante flujo de corriente.
- En otra forma de realización, el implante médico está presente en forma de una espuma de poros abiertos o de una esponja.
- En otra forma de realización, el implante médico está configurado como elemento de fijación de huesos, por ejemplo en forma de un tornillo óseo, una espiga ósea, un taco óseo, un pin, una placa, un taco, un tubo flexible (tubo), un hilo, un hilo dentro de un tubo flexible / tubo, o un ancla (con ojal de deslizamiento de hilo).
- En otra forma de realización, el polímero está realizado en forma de barra y presenta un agujero oblongo central adecuado para el alojamiento deslizante longitudinalmente de una espiga metálica que puede unirse con un electrodo o de una espiga dispuesta fijamente en un electrodo.
- En otra forma de realización, el implante médico comprende una espiga metálica o un alambre metálica que pueden recibirse en el agujero oblongo, estando previsto el alambre metálico de un aislamiento salvo en una sección parcial terminal.
- En otra forma de realización, el polímero está realizado en forma de barra y comprende una capa de aislamiento periférica no electroconductora.
- En otra forma de realización, el polímero está realizado en forma de barra y comprende un casquillo exterior de un segundo polímero conductor con una mayor resistencia.
- En otra forma de realización, el polímero está configurado como perla y se puede unir de forma separable con un electrodo en forma de un alambre.
- En otra forma de realización, el implante médico está realizado como implante dental o implante de raíz dental.
- En otra forma de realización, el polímero se encuentra al menos en parte en un estado reblandecido.
- En otra forma de realización, el estado reblandecido se produce por una corriente eléctrica que fluye por el polímero.
- En otra forma de realización, la corriente eléctrica es generada por una fuente de corriente externa.
- En otra forma de realización, la fuente de corriente es una fuente de corriente alterna.
- En otra forma de realización, el polímero se puede calentar y reblandecer con una corriente alterna de la frecuencia v superior a 20.000 Hz, preferentemente superior a 300.000 Hz.
- En otra forma de realización, el polímero se puede calentar y reblandecer con una corriente alterna de la intensidad de corriente I entre 0,001 y 10 amperios.
- En otra forma de realización, el polímero se puede calentar y reblandecer con una corriente alterna de la tensión U entre 20 y 300 voltios.
- En otra forma de realización, el polímero con un volumen V a reblandecer se puede calentar y reblandecer con una corriente alterna de la densidad de potencia $P = 0,005$ a 5 vatios/mm³ en un plazo de aprox. 0,1 a 10 segundos. La energía E aplicada de esta manera corresponde aprox. a $E = 0,0005$ a 50 vatios*segundos/mm³.
- En otra forma de realización, el polímero no presenta ninguna conductividad homogénea y esta es preferentemente menor en la superficie del implante que en el interior del implante. En ambas formas de realización (bipolar y

- unipolar), el implante según la invención puede presentar hacia fuera zonas de aislamiento eléctrico, es decir que en un pin usado de forma unipolar, por ejemplo el vástago electroconductor, puede estar aislado con una capa no conductora, teniendo contacto eléctrico con el cuerpo por ejemplo solo la punta del implante. De esta manera, se puede conseguir que el implante se ablande por ejemplo primero en la punta y de esta manera se pueda fundir con el hueso, mientras que el vástago del pin mantiene su estabilidad. De esta manera, se puede conseguir la ventaja de que es posible un calentamiento selectivo del polímero, en concreto, de forma selectiva allí donde debe fundirse, licuarse o reblandecerse convenientemente por el flujo de corriente, a saber, preferentemente en la superficie del implante que está en contacto con el tejido del paciente.
- En otra forma de realización, el polímero electroconductor del implante médico no comprende componentes, estructuras o fibras internos que desde fuera se sometan a energía eléctrica y se calienten por ello.
- En otra forma de realización, la generación de calor dentro del polímero electroconductor del implante médico se realiza solo mediante el flujo de corriente por el polímero electroconductor.
- En otra forma de realización, el polímero electroconductor completo del implante médico es atravesado por corriente de tal forma que se produce un calentamiento homogéneo del mismo.
- En otra forma de realización, el polímero electroconductor completo del implante médico está atravesado por corriente de tal forma que se produce un calentamiento no homogéneo del mismo.
- En una aplicación posible, el cuerpo del paciente mismo se usa como electrodo neutro del circuito eléctrico.
- En otra aplicación posible, el implante médico está conectado en el circuito eléctrico entre dos huesos. Esto resulta apropiado para una aplicación hueso-termoplástico-hueso del implante médico.
- En otra aplicación posible, un electrodo del circuito eléctrico está unido con un fragmento de hueso y el segundo electrodo está unido con el hueso perteneciente o con otra parte del cuerpo del paciente.
- En otra aplicación posible, un electrodo del circuito eléctrico está unido con un fragmento de hueso y el segundo electrodo está unido con el implante médico introducido entre el fragmento de hueso y el hueso.
- En otra aplicación posible, el punto de implantación es un taladro del hueso.
- En otra aplicación posible, en su estado no reblandecido, el implante médico está sobredimensionado con respecto al taladro del hueso.
- En otra aplicación posible, en su estado no reblandecido, el implante médico no está sobredimensionado con respecto al taladro de hueso y presenta un pretensado interior. La aplicación de un pretensado se puede realizar por ejemplo durante la fabricación, por ejemplo mediante moldeo por inyección.
- En otra aplicación posible, el polímero electroconductor se introduce en forma de una barra a través de un espacio hueco aislado de un implante y comprende preferentemente un núcleo electroconductor.
- En otra forma de realización posible, el polímero electroconductor se introduce en un implante que presenta un espacio hueco con agujeros de salida radiales.
- En otra aplicación posible, el implante médico se usa para la vertebroplastia.
- En otra aplicación posible, el implante médico se usa para el bloqueo y/o el centraje de implantes, especialmente de clavos medulares después de su introducción en el hueso.
- En otra forma de realización, el polímero está seleccionado de tal forma que el reblandecimiento se produce por encima de una temperatura de reblandecimiento de 40 °C.
- Ejemplo 1 (osteosíntesis con placa)
- Una placa de osteosíntesis reabsorbible con un grosor de 1 mm de una poli-D,L-lactida se aplicó sobre los fragmentos de hueso a fijar y se taladraron los agujeros necesarios en el hueso. En este ejemplo se trataba de una placa con agujeros para tornillos de 2,0 mm. Se taladraron agujeros de 1,7 mm en el hueso. A continuación, un pin con un diámetro de 2,0 mm se colocó sobre un electrodo que estaba conectado a un cauterio eléctrico usual en el mercado. El pin se componía de poli-D,L-lactida a la que se añadió un 15 por ciento de negro de carbón. El paciente se conectó de manera convencional al electrodo neutro del cauterio eléctrico. El pin se colocó, a través del taladro para tornillo en la placa, sobre el agujero taladrado previamente y se sometió a corriente (potencia 5 vatios). La corriente fluyó por el pin electroconductor y lo calentó. Dado que la mayor caída de tensión eléctrica existía en la transición entre el hueso y el pin, fue allí donde en el pin se produjo el mayor calor, por lo que el pin se ablandó

sobre todo en su superficie. Ahora, ejerciendo una suave presión sobre el electrodo, el pin pudo empujarse al interior del agujero taladrado previamente en el hueso y el material termoplástico fluyó a los espacios intermedios intertrabeculares accesibles en el hueso esponjoso. Después de desconectar la corriente, el polímero se volvió a enfriar y se solidificó en menos de 1 minuto. Ahora, el pin provisto de una cabeza ligeramente sobredimensionada (es decir, más ancha que el taladro de la placa) sujetaba la placa en el punto deseaba. Después de desconectar la corriente, el polímero se volvió a enfriar y se endureció en poco tiempo (< 1 minuto). Ahora, el pin provisto de una cabeza ligeramente sobredimensionada (es decir, más ancha que el taladro de la placa) sujetaba la placa en el punto deseaba.

Ejemplo 2 (osteosíntesis con placa)

En una variante del ejemplo 1 se usó una placa ósea fabricada igualmente del mismo termoplástico electroconductor que el pin descrito anteriormente. El pin se introdujo de forma análoga al ejemplo anterior. En cuanto el pin entró en contacto con la placa, aquí igualmente se produjo una fusión entre la placa y el pin, ya que la placa igualmente es electroconductiva en la zona del agujero y se consiguió allí una fusión entre la placa y la cabeza. Después del enfriamiento, el pin y la placa estaban unidos fijamente entre ellos resultando una unión estable de ángulo.

Ejemplo 3 (ancla ósea)

Aquí, el objetivo a conseguir era la fijación de un hilo dentro del hueso para sujetar con el hilo por ejemplo un tendón u otra pieza de hueso. Para ello, en el hueso se taladró un agujero con un diámetro de 3 mm hasta una profundidad de 15 mm. En el agujero en el hueso se introdujo un hilo que presentaba un elevado punto de fusión. A continuación, sobre el agujero se colocó un ancla que era ligeramente más gruesa que el agujero. El ancla se fabricó de polipirrol que presentaba una conductividad de 1.000 ohmios/cuadrado. De manera análoga al ejemplo 1, también aquí, el ancla se sometió a corriente mediante un cauterio eléctrico y una vez reblandecida por el flujo de corriente se introdujo en el hueso por presión. Después de desconectar la corriente, se solidificó el polímero, y el ancla, y junto a esta el hilo, quedó sujeto en el hueso.

Ejemplo 4 (ancla ósea)

En una variante del ejemplo 3, el hilo se pasó por un taladro transversal en el ancla, a continuación, el ancla se introdujo en el hueso y allí se sujetó con el electrodo. A continuación, el tendón roto se fijó mediante el hilo. Durante ello, el hilo se mantuvo bajo una fuerza de tracción. Por la conexión simultánea de la corriente, el ancla se fundió en parte y bajo una ligera presión se pegó con el hilo quedando sujeto de esta manera en el hueso. Después del enfriamiento en un plazo de aprox. 30 segundos, se pudo soltar la fuerza de tracción sobre el hilo. No hacía falta el anudado del hilo necesario normalmente.

Ejemplo 5 (implantación de una prótesis)

En un implante dental de titanio, el tercio distal se revistió de un termoplástico conductor. Para ello, el implante se sumergió varias veces en una solución de poli-D,L-lactida con un 25 % de negro de carbón y se secó entre los pasos de inmersión. Por razones de aislamiento, los dos tercios superiores de la superficie se recubrieron de forma análoga con una polilactida-co-glicolida con un bajo peso molecular. El lado opuesto a la punta de la raíz se conectó a una fuente de corriente. El implante se colocó en el agujero taladrado previamente con una diferencia inferior y se conectó la corriente. En cuanto la corriente estuvo fluyendo por el electrodo al implante, después por el polímero saliendo después por el hueso, se reblandeció el recubrimiento en el extremo distal y ahora el implante se pudo introducir mediante presión al fondo del agujero. La solidificación del polímero dentro del hueso condujo a una unión primaria estable a las cargas entre el hueso y el implante. El recubrimiento de polilactida-co-glicolida se degrada en un plazo de pocos días permitiendo después la unión por arraigo del hueso con el implante de titanio.

Ejemplo 6 (clip vascular)

El clip servía para el estrangulamiento de vasos sanguíneos para la hemostasia. Se componía sustancialmente de dos brazos y una bisagra. Los brazos se agarraron con una pinza bipolar y se puso entre ellos el vaso sanguíneo. Los brazos se sometieron a corriente y se presionaron uno contra otro. Por el flujo de corriente se reblandeció la bisagra permitiendo doblar el clip. Al chocar uno contra otro los extremos de los brazos, opuestos a la bisagra, la corriente fluía también aquí conduciendo a la fusión y la unión deseada de los dos brazos.

Ejemplo 7 (clip de hilo)

La misma aplicación de un clip como se ha descrito en el ejemplo 7 se pudo usar también para la fijación de hilos para evitar nudos. El clip presentaba una medida longitudinal de 7 mm y se componía de dos brazos con la misma longitud. El diámetro transversal de los brazos medía 3 x 3 mm.

Ejemplo 8 (vertebroplastia)

En una paciente con una fracción por compresión osteoporótica de la primera vértebra lumbar, a través de los pedículos se taladró en el cuerpo vertebral (bajo anestesia local) desde el lado dorsal un agujero de 4 mm de diámetro (longitud de aprox. 4 cm). A través del agujero, desde el lado dorsal se introdujo, todavía sin aplicación de corriente, un pin de poli-D-L-lactida (diámetro 3,9 mm), mezclado con polipirrol y con una conductividad resultante de 1.200 ohmios/cuadrado. El pin mismo estaba recubierto por fuera con una capa aislante de poli-D-L-lactida con un espesor de 0,5 mm y presentaba un agujero oblongo central de 0,6 mm de diámetro. En dicho agujero longitudinal se encontraba una espiga metálica (acero quirúrgico) de 0,55 mm de diámetro, unido con el electrodo. Ahora, se encendió el electrodo y el pin se insertó en el cuerpo vertebral. Dado que el pin carecía de aislamiento en la punta, allí hizo contacto con el hueso y se fundió. De esta manera, al seguir deslizando más adentro el pin (manteniendo la posición del electrodo en el centro, es decir, el pin se desliza hacia el fondo como un tubo de pared gruesa sobre el electrodo), se consiguió llenar el cuerpo vertebral con la poli-D-L-lactida. Al fundirse, el pin iba perdiendo continuamente su aislamiento en la punta, de manera que, bajo la fusión continua del material del pin, se pudo deslizar más al interior del cuerpo vertebral. Después de un enfriamiento de 2 minutos, el cuerpo vertebral quedó estable a las cargas y libre de dolor.

Ejemplo 9 (diseño de electrodo)

Aquí describimos una disposición especialmente ventajosa del implante y del electrodo: el electrodo se concibe de tal forma que de manera análoga al ejemplo 9 se pueda conducir hasta cerca del lugar donde ha de aplicarse la corriente. Sin embargo, en este ejemplo, el electrodo tiene un aislamiento y es conductivo circunferencialmente solo en su punta, a lo largo de una longitud de 7 mm. De forma análoga al ejemplo 9, el electrodo se pasó a través de un pin hueco (de polilactida con negro de carbón 15 %) y se deslizó al interior del cuerpo vertebral a través del pedículo. Ahora, a través del electrodo, el pin hueco se pudo deslizar con poca resistencia al interior del cuerpo vertebral. Al contrario del ejemplo 9, en este caso, el pin no está aislado hacia la pared del pedículo y no obstante se funde solo en su punta, porque solamente allí el electrodo emite corriente. El resultado clínico es el mismo que en el ejemplo 9. En una forma de realización ampliada fue posible dotar la punta del electrodo de un sensor térmico para medir el calor originado y regularlo mediante un circuito de regulación en la fuente de corriente. De esta manera, se consiguió evitar adicionalmente la generación excesiva de calor.

Ejemplo 10 (relleno de defectos)

El mismo pin que se ha descrito en el ejemplo 9 se usó también para rellenar el defecto de huesos, en este caso, para rellenar un defecto de cabeza de tibia. Para ello, en un paciente con una fractura de cabeza de tibia se taladró un agujero de 4 mm desde el lado ventral, pasando por la cortical, hasta el defecto (longitud 2 cm). A continuación, a través de este agujero se deslizó el pin a la cavidad medular y al espacio esponjoso del hueso bajo la aplicación de corriente, e igual que en una osteosíntesis combinada se consiguió un hueso estable. Los tornillos introducidos a continuación en esta zona quedaban sujetos excelentemente en el polímero fundido. Se ha demostrado que la incorporación posterior de polímero por fusión en material de osteosíntesis colocado o prótesis colocadas conduce a condiciones estables similares.

Ejemplo 12 (osteosíntesis combinada)

En el marco de una fractura de cuello de fémur con osteoporosis, a través del cuello de fémur se implantó un tornillo de cadera modificado de la siguiente manera: provisto por dentro con un taladro oblongo adicional de 3 mm de diámetro y en la punta donde se encuentra la rosca con 10 agujeros radiales de 1 mm de diámetro que permiten una comunicación entre el taladro central y el hueso. En este taladro central se introdujo un pin de 2,9 mm de diámetro, aislado como en el ejemplo 9, y se sometió a corriente en la parte trasera. De esta manera, bajo aplicación de corriente, se consiguió fundir el pin en el interior del tornillo y el polímero licuado pasó por los agujeros hacia fuera al hueso produciendo así un aumento del hueso en el que el implante queda sujeto. Después del endurecimiento del polímero (2 min.), el tornillo quedó estable a la carga.

Ejemplo 13 (estent)

En el marco de una dilatación vascular, el radiólogo introduce a través de un acceso femoral un catéter cardíaco en los vasos femorales y conduce dicho catéter hasta una arteria renal estrechada. En la punta del catéter está dispuesto un globo y, alrededor de este, está dispuesto un estent plegado de polipirrol (diámetro 1,5 mm, longitud 2 cm). El globo mismo es conductor de forma monopolar y se encuentra plegado dentro del estent. Ahora, el globo se somete a corriente y la corriente fluye por el estent y lo calienta y reblandece. Ahora, se puede inflar el globo y el estent se expande hasta conseguir un flujo de sangre adecuado. Se desconecta la corriente y el estent se enfría, se endurece (en un plazo de 40 segundos) y mantiene abierto el vaso.

Ejemplo 14 (efecto memoria)

Se fabrica mediante moldeo por inyección un ancla ósea con un pretensado interior (PLA/polianilina). En el molde enfriado existente, el ancla está recto (longitud 10 mm, diámetro 3 mm). Con un hilo enhebrado a través de un ojal en el tercio superior del ancla, ejerciendo una suave presión el ancla se empuja al interior de un agujero taladrado

previamente en el tobillo exterior. Bajo acción de calor mediante una corriente aplicada de forma monopolar se inicia la relajación del ancla y este se dobla. De esta manera, el ancla se enclava en el agujero del hueso y queda sujeto mecánicamente. De esta manera, el hilo en el ancla puede ser solicitado al cabo de 30 segundos y se puede usar para una reconstrucción de banco.

Ejemplo 15 (enclavamiento de clavo)

Un clavo medular de fémur se introduce en el fémur para la osteosíntesis. Sin embargo, en esta paciente de 86 años, en el lado distal el hueso era demasiado blando para un enclavamiento y por ello el cirujano taladró un agujero de 4 mm desde el lado lateral, pasando por la cortical, hasta el hueso. Un pin de 3,5 mm de materia sintética conductiva se empujó hacia el clavo a través del agujero. Ahora, el pin se sometió a corriente de forma monopolar y se empujó al canal medular, por lo que se fundió de forma continua en el clavo rellenando el canal modular hueco y dejando empotrado el clavo. Para que el material del implante se distribuyera bien por la cavidad medular, se eligió una energía relativamente alta (70 vatios) y se eligió un polímero con una alta capacidad térmica para que no se enfriara y se solidificara demasiado rápido. Después de desconectar la corriente, el clavo quedó fijado de forma segura en el centro del fémur.

A continuación, la invención y variantes de la invención se describen en detalle con la ayuda de las representaciones en parte esquemáticas de varios ejemplos de realización.

Muestran:

la figura 1 una sección longitudinal a través de una forma de realización del implante médico según la invención;

la figura 2a una sección longitudinal a través de otra forma de realización del implante médico según la invención;

la figura 2b una sección longitudinal a través de otra forma de realización del implante médico según la invención;

la figura 3a una sección transversal a través de otra forma de realización, realizada como implante dental, del implante médico según la invención antes del proceso de fusión;

la figura 3b una sección transversal a través de la forma de realización según la figura 3a una vez realizada la implantación;

la figura 4 una sección longitudinal a través de otra forma de realización, realizada como prótesis de articulación coxofemoral, del implante médico según la invención una vez realizada la implantación;

la figura 5a una vista de otra forma de realización del implante médico según la invención;

la figura 5b una vista de la forma de realización según la figura 5a una vez realizada la implantación;

la figura 6a una vista de otra forma de realización del implante médico según la invención;

la figura 6b una vista de la forma de realización según la figura 6a una vez realizada la implantación;

la figura 7a una vista de otra forma de realización del implante médico según la invención;

la figura 7b una vista de la forma de realización según la figura 7a una vez realizada la implantación;

la figura 8a una sección a través de otra forma de realización del implante médico según la invención;

la figura 8b una sección a través de la forma de realización según la figura 8a una vez realizada la implantación;

la figura 9a una sección a través de otra forma de realización del implante médico según la invención;

la figura 9b una sección a través de la forma de realización según la figura 9a una vez realizada la implantación;

la figura 10 una sección a través de otra forma de realización del implante médico según la invención;

la figura 11a una sección a través de otra forma de realización del implante médico según la invención;

la figura 11b una sección a través de la forma de realización según la figura 11a durante la implantación;

la figura 11c una sección a través de la forma de realización según las figuras 11a y 11b una vez realizada la implantación;

la figura 12 una sección a través de otra forma de realización del implante médico según la invención;

la figura 13 una sección a través de otra forma de realización del implante médico según la invención;

5 la figura 14 una sección a través de otra forma de realización del implante médico según la invención;

la figura 15a una sección a través de otra forma de realización del implante médico según la invención; y

la figura 15b una sección a través de la forma de realización según la figura 15a una vez realizada la implantación.

10 En la forma de realización representada en la figura 1, el implante médico comprende un pin 2 con una capa aislante 1 periférica y se usa para una aplicación en la vertebroplastia (ejemplo 9). A través de un agujero 10 taladrado previamente en un pedículo de un cuerpo vertebral 12 que ha de ser tratado se introduce desde el lado dorsal, todavía sin aplicación de corriente, un pin 2 de una mezcla de polipirrol y poli-D-L-lactida. El pin 2 mismo está
15 recubierto por fuera con una capa aislante 1 de poli-D-L-lactida con un espesor de 0,5 mm y presenta un agujero oblongo 13 central de 0,6 mm de diámetro. En dicho agujero oblongo 13 se encuentra una espiga metálica 14 (acero quirúrgico) de 0,55 mm de diámetro que está unida con el electrodo 15. Después de introducir el pin 2 se conecta la corriente y el pin 2 con el electrodo 15 conectado se empuja al interior del cuerpo vertebral 12. Dado que el pin 2 carece de aislamiento en la punta, allí hace contacto con el hueso y se funde. De esta manera, al seguir deslizando el pin 2 (manteniendo la posición del electrodo 15 en el centro, es decir, el pin 2 se empuja hacia el fondo como un
20 tubo de pared gruesa sobre el electrodo 15) se consigue un relleno 3 del cuerpo vertebral 12 con la poli-D-L-lactida. Después de un enfriamiento de 2 minutos, el cuerpo vertebral queda estable a las cargas y libre de dolor. La salida de la corriente se realiza de forma "monopolar" a través del cuerpo del paciente que ha de ser tratado, por vía del conductor neutro 18 (electrodo neutro o tierra) en la piel o en otro lugar del cuerpo del paciente mediante un electrodo de gran superficie, siendo alimentada la tensión alterna típicamente por vía del implante médico. En otra
25 forma de realización, el pin 2 también puede estar realizado sin capa aislante 1 y deslizarse a través de un tubo aislante o tubo flexible aislante introducido en el agujero 10.

30 La forma de realización representada en la figura 2a se diferencia de la forma de realización representada en la figura 1 únicamente por otra disposición del implante médico y del electrodo 15, es decir, un diseño eléctrico diferente (ejemplo 10). El electrodo 15 está realizado de tal forma que de manera análoga a la figura 1 se puede conducir hasta cerca del lugar donde ha de aplicarse la corriente. Sin embargo, en este caso, el electrodo 15 tiene un aislamiento 16 con una baja resistencia y es conductivo circunferencialmente solo en su punta 17, a lo largo de una longitud de 7 mm. De forma análoga a la forma de realización en la figura 1, el electrodo 15 se introduce en el
35 pin 2 hueco (de polilactida con negro de carbón 15 %) y se empuja junto a este al interior del cuerpo vertebral 12 a través del pedículo. Al contrario de la figura 1, en este caso, el pin 2 no está aislado hacia la pared del pedículo y no obstante se funde solo en su punta, porque solamente allí el electrodo 15 transmite corriente. En una forma de realización ampliada (no representada en el dibujo), la punta 17 del electrodo 15 está provista de un sensor térmico para medir el calor originado y regularlo mediante un circuito de regulación en la fuente de corriente. De esta
40 manera, se consiguió evitar adicionalmente la generación excesiva de calor. La transmisión de la corriente se realiza de forma "monopolar" a través del cuerpo del paciente que ha de ser tratado, por vía del conductor neutro 18 (electrodo neutro o tierra) en la piel 6 mediante un electrodo de gran superficie. Una forma de realización alternativa está representada en la figura 2b que se diferencia de la figura 2a únicamente en que en este caso el pin 2 comprende un casquillo 4 interior de un polímero conductor con una baja resistencia que envuelve el electrodo 15, y
45 en el lado coaxial, un casquillo exterior 5 de un polímero conductor con una mayor resistencia. Además, el casquillo 5 exterior está cerrado en su extremo introducido en el cuerpo vertebral 12. A causa de la mayor resistencia, el casquillo exterior 5 se calienta y se deforma durante el flujo de corriente por el pin 2.

50 La forma de realización representada en las figuras 3a y 3b comprende un implante dental 30 de titanio, cuya sección que ha de ser introducida en el hueso está envuelta por una capa 34 de un termoplástico conductor. Para ello, la sección del implante dental 30 que ha de ser introducida en el hueso 31 se sumerge varias veces en una solución de poli-D,L-lactida con un 25 % de negro de carbón y se seca entre los pasos de inmersión. El extremo 33 no recubierto, opuesto al extremo distal 32, se conecta a una fuente de corriente 25. El implante dental 30 se coloca en el agujero 10 taladrado previamente con una diferencia inferior y se conecta la corriente (figura 3a). En cuanto se
55 produce la transmisión de corriente por el electrodo 15, el implante dental 30, la capa 34 de un polímero y el hueso 31, la capa 34 se reblandece desde el extremo distal 32 y ahora el implante dental 30 se puede introducir al fondo del agujero 10 ejerciendo una presión. Al presionar el implante dental 30 al interior del agujero 10, el termoplástico que forma la capa 34 queda presionado a los espacios intermedios en el hueso 31, de forma que queda realizada una unión mecánica entre el implante dental 30 y el hueso 31. La solidificación del polímero, es decir de la capa 34 en el
60 hueso 31 conduce a una unión primaria estable a las cargas entre el hueso 31 y el implante dental 30 (figura 3b).

La forma de realización representada en la figura 4 comprende un implante médico realizado como prótesis de articulación coxofemoral 50. La prótesis de articulación coxofemoral 50 comprende un componente de fémur 51 metálico electroconductor, cuyo vástago 53 que ha de ser introducido en el espacio medular 54 del fémur 55 está
65 recubierto, de forma análoga a la forma de realización representada en las figuras 3a y 3b, con una capa 34 de un polímero conductor, y una cápsula de articulación 52 metálica igualmente conductora que en su superficie exterior

que toca el acetábulo está recubierta de una capa 34 de un polímero conductivo. El componente de fémur 51 se conecta a una fuente de corriente 25' por su cuello 56 o su cabeza de articulación 57 no recubiertos. De forma análoga, la cápsula de articulación 52 se conecta a una segunda fuente de corriente 25". El componente de fémur 51 se introduce en el espacio medular 54 abierto con una diferencia inferior por taladrado y la cápsula de articulación 52 se inserta en el acetábulo. En cuanto se ha conectado la corriente y se produce la transmisión de corriente a través del electrodo 15, el componente de fémur 51, la capa 34 de un polímero y el fémur 55, se reblandece la capa 34 por generación de calor interno. En el segundo circuito eléctrico, la transmisión de corriente se realiza a través de un segundo electrodo 15, la cápsula de articulación 52 y el hueso pelviano, por lo que la capa 34 se reblandece por fuera en la cápsula de articulación 52 por generación de calor interno. Ahora, el componente de fémur 51 se puede presionar al fondo del espacio medular 54 ejerciendo una presión. Al presionar el componente de fémur 51 al espacio medular 54, el termoplástico que forma la capa 34 queda presionado a los espacios intermedios en el hueso, de manera que queda realizada una unión mecánica entre el componente de fémur 51 y el hueso. De manera análoga, la cápsula de articulación 52 se introduce por presión en la el acetábulo, durante lo que la capa 34 reblandecida en la cápsula de articulación 52 queda presionada a los espacios intermedios en el hueso, quedando realizada igualmente una unión mecánica entre la cápsula de articulación 52 y el hueso. La solidificación del polímero, es decir de las capas 34 en el componente de fémur 51, dentro del fémur 55 y en la cápsula de articulación 52 en el acetábulo conduce a una unión primaria estable a las cargas entre el hueso y la prótesis de articulación coxofemoral 50.

En las figuras 5a y 5b está representada otra forma de realización en la que el pin 2 se provee de una tensión propia mediante un procedimiento de fabricación adecuado, por ejemplo, mediante moldeado por inyección, y en el estado enfriado presenta una longitud L y un diámetro D (figura 5a). Por el calentamiento del pin 2 completo mediante el flujo de corriente entre los polos A, B se relaja el termoplástico y el pin 2 se vuelve más corto y aumenta de diámetro (figura 5b), lo que conduce a una fijación dentro del o en el tejido circundante.

En la forma de realización representada en las figuras 6a y 6b, el implante médico está realizado como clip 60. El clip 60 está realizado en forma de U y comprende dos brazos 61, 62, cuyos extremos libres 63 comprenden respectivamente un elemento 64 compuesto de un polímero conductivo. Estos elementos 64 más gruesos en comparación con los brazos 61, 62 se conectan por medio de electrodos 15', 15" a un circuito eléctrico (figura 6a). Después de conectar la fuente de corriente, se comprime el clip 60, es decir, los dos elementos 64 se presionan uno contra otro. Por el flujo de corriente se calientan los dos elementos 64 y se reblandecen en sus puntos de contacto mutuo y de esta manera se pueden unir mediante la aplicación de una presión y mediante su fusión mutua (figura 6b).

El clip 70 representado en las figuras 7a y 7b se diferencia del clip representado en las figuras 6a y 6b únicamente en que el clip 70 está fabricado en una sola pieza de un polímero conductivo. Los brazos 71, 72 se agarran con una pinza 74 bipolar, se someten a corriente mediante un electrodo 15', 15", respectivamente, y se comprimen. Por el flujo de corriente se reblandece la bisagra 73 que une los brazos 71, 72 y permite el doblado el clip 70. Al chocar uno con otro los extremos de los brazos 71, 72, opuestos a la bisagra 73, se transmite corriente también aquí, lo que conduce a la fusión y la unión deseada de los dos brazos 71, 72 en los extremos engrosados en comparación con los brazos 71, 72.

En la forma de realización representada en las figura s 8a y 8b, el implante médico comprende un hilo 80 compuesto de un material con un elevado punto de fusión, y un ancla 83 de un polímero conductivo. El hilo 80 ha de fijarse al hueso 81 para sujetar con el hilo 80 por ejemplo un tendón u otra pieza de hueso. Para ello, en el hueso 81 se taladra un agujero 82 con un diámetro de 3 mm y una profundidad de 15 mm. En este agujero 82 en el hueso 81 se introduce el hilo 80. A continuación, sobre el agujero 82 se coloca un ancla 83 que tiene un diámetro algo más grueso que el agujero 82. De manera análoga al ejemplo 1, también en este caso, el ancla 83 se somete a corriente por medio de un cauterio eléctrico y después del ablandamiento por el flujo de corriente se introduce en el hueso 81 por presión. Después de desconectar la corriente se solidifica el polímero conductivo y el ancla 83 queda fijada junto al hilo 80 dentro del hueso 81.

En las figuras 9a, 9b está representada una forma de realización del implante médico que es adecuada para rellenar defectos en huesos 94. De manera análoga a la forma de realización según la figura 1 se usa un pin 2 que presenta un espacio hueco 91 central, cerrado en la punta del pin 2, para alojar una espiga metálica 14 unida con el electrodo 15. La espiga metálica 14 se puede volver a retirar después de la fusión del pin 2 o bien estar fabricada de un material reabsorbible. Para rellenar por ejemplo un defecto de cabeza de tibia en un paciente con fractura de cabeza de tibia se taladra un agujero 95 de 4 mm desde el lado ventral, a través de la cortical, hasta el defecto (longitud 2 cm). A continuación, a través de este agujero 95, el pin 2 junto a la espiga metálica 14 se empuja a la cueva medular y al espacio esponjoso del hueso bajo aplicación de corriente, y al igual que en una osteosíntesis combinada, mediante la fusión del pin 2 para un relleno 93 se consigue un hueso estable. Los taladros (no representados) realizados después en dicho relleno 93 quedan sujetos excelentemente en el polímero fundido previamente y solidificado después.

En la figura 10 está representada una forma de realización en la que el polímero del implante médico está realizado como perla 102. Esta perla 102 se puede insertar en el espacio hueco que se produce cuando se rompe un

fragmento de hueso 101 de un hueso 103. El ajuste del fragmento de hueso 101 en el espacio hueco y la unión del fragmento de hueso 101 con el hueso 103 mediante la fusión de la perla 102 y la introducción por presión del polímero en los espacios intermedios en el fragmento de hueso 101 y en el hueso 103 se puede conseguir mediante dos variantes A y B diferentes. En la variante A, un primer electrodo 15' se une con la perla 102, mientras que un segundo electrodo 15" se fija al fragmento de hueso 101. Después de conectar la fuente de corriente se realiza la transmisión de corriente desde la fuente de corriente a través del primer electrodo 15', la perla 102, bajo el calentamiento de este por el mismo y a través del segundo electrodo 15". En la variante B, el primer electrodo 15' se fija al fragmento de hueso 101, mientras que el segundo electrodo 15" se fija al hueso 103. Aquí, la transmisión de corriente se realiza después de la conexión de la fuente de corriente a través del primer electrodo 15', el fragmento de hueso 101, la perla 102 bajo calentamiento del mismo, el hueso 103 y el segundo electrodo 15".

La forma de realización representada en las figuras 11a a 11c comprende un pin 2 fabricado de un polímero conductor, que resulta adecuado para la fijación de una placa ósea 110 a un hueso 111. La placa ósea 110 es una placa de osteosíntesis reabsorbible con un grosor de 1 mm de una poli-D,L-lactida. Para la fijación de una fractura, la placa ósea 110 se aplica sobre los fragmentos de hueso que han de ser fijados y se taladran en el hueso 11 los agujeros 112 necesarios para su fijación al hueso 111. En este ejemplo, se trata de una placa ósea 110 con agujeros para tornillo 113 para tornillos de 2,0 mm. Los agujeros 112 taladrados en el hueso 111 tienen un diámetro de 1,5 mm. El pin 2 electroconductor tiene un diámetro de 2,0 mm y se dispone, con su cabeza 115 trasera de diámetro engrosado, en un electrodo 15 que está conectado a un cauterio eléctrico usual en el mercado. El electrodo neutro del cauterio eléctrico se conecta de manera convencional al cuerpo del paciente (figura 11a). El pin 2 se hace pasar, con su punta 114 que ha de introducirse en el hueso 111, por el agujero para tornillo 113 en la placa ósea 110 y se coloca sobre el agujero 112 taladrado previamente en el hueso 11 y se somete a corriente. La transmisión de corriente a través del pin 2 electroconductor calienta a este. Dado que la mayor caída de tensión eléctrica se produce en la transición entre el hueso 111 y el pin, es aquí donde en el pin 2 se produce el mayor calor, por lo que el pin 2 se ablanda sobre todo en su superficie. Por la presión sobre el electrodo 15, el pin 2 se empuja al interior del agujero 112 taladrado previamente en el hueso 111, y el material termoplástico fluye a los espacios intermedios intertrabeculares accesibles en el hueso esponjoso (figura 11b). Después de desconectar la corriente, el polímero se vuelve a enfriar y se solidifica. La cabeza 115 del pin 2 que tiene un diámetro más grande en comparación con el agujero para tornillo 113 en la placa ósea 110 sujeta ahora la placa ósea 110 (figura 11c).

Las figuras 12 y 13 muestran respectivamente un pin 2 que presenta un núcleo 121, 131 de un material con una baja resistencia, por ejemplo de un metal o de un polímero conductor y un recubrimiento 122, 132 de un polímero electroconductor con una mayor resistencia. En la figura 12, el recubrimiento 122 está realizado en forma de casquillo y se extiende por la parte 123 cilíndrica del pin 2. La punta 124 del pin 2, así como el extremo 125 trasero, axialmente opuesto, que se puede conectar a un electrodo, están realizados sin recubrimiento 122. El recubrimiento 132 en la figura 13 está dispuesto solo en parte en una sección 133 delantera del pin 2 y envuelve la sección 133 estrechada del pin 2, incluida la punta 134 de este. Un pin 2 realizado según las figuras 12 o 13 permite un calentamiento selectivo de un termoplástico para conseguir una deformación. En la figura 12, el pin 2 se calentará en la punta 124 delgada, ya que el casquillo actúa como aislador y la corriente sale a través de la punta. En la figura 13, el pin 2 se calentará y se deformará en la zona con la mayor resistencia en el circuito eléctrico, es decir, en el recubrimiento 132.

La figura 14 muestra la aplicación de un pin 2 según la figura 12 en el relleno de un defecto de un hueso 94, descrito en las figuras 9a y 9b.

Las figuras 15a y 15b muestran una forma de realización en la que el implante médico comprende un tornillo de cadera 150 y un pin 2 compuesto de un polímero conductor. El tornillo de cadera 150 tiene un vástago 151 hueco con una rosca para hueso 152 en el extremo delantero que llega hasta la cabeza de la articulación coxofemoral. En la zona de la rosca para hueso 152 están dispuestas perforaciones 153 radiales que atraviesan radialmente el vástago 151 entre su espacio hueco 154 central y su periferia. El espacio hueco 154 está provisto de un recubrimiento 155 aislante, salvo en la zona de las perforaciones 153. El tornillo de cadera 150 dinámico se implanta en el marco de una fractura de cuello de fémur con osteoporosis, a través del cuello de fémur. En el espacio hueco 154 central se introduce como se describe con respecto al ejemplo 9 un pin 2 aislado de 2,9 mm de diámetro y en su extremo trasero, opuesto a la rosca para hueso 152 del tornillo de cadera 150 dinámico, se conecta a una fuente de corriente 25 por medio de un electrodo 15. De esta manera, bajo aplicación de corriente, el pin 2 se funde en el interior del tornillo de cadera 150 y el polímero licuado sale a través de las perforaciones 153 penetrando en el hueso 156 produciendo de esta manera un aumento del hueso 156 en el que queda sujeto el implante. Después del endurecimiento del polímero, el tornillo de cadera 150 queda estable a las cargas (figura 15b).

REIVINDICACIONES

1. Implante médico que comprende al menos en parte un polímero electroconductor, compatible con el cuerpo, con la resistencia específica eléctrica p , con la propiedad de que se puede calentar y reblandecer por un flujo de corriente por el polímero, caracterizado por que
 - a) la resistencia específica eléctrica p es superior a 500 ohmios·cm;
 - b) el polímero presenta una conductividad en volumen de al menos 10^{-4} S/m; y
 - c) el polímero presenta una resistencia superficial de al menos 10^{-1} ohmios/cuadrado.
2. Implante médico según la reivindicación 1, caracterizado por que el polímero está seleccionado de tal forma que el reblandecimiento se produce por debajo de una temperatura de reblandecimiento de 250 °C.
3. Implante médico según la reivindicación 1 o 2, caracterizado por que aparte del polímero mismo no están previstos más componentes del implante para el calentamiento del implante.
4. Implante médico según una de las reivindicaciones 1 a 3, caracterizado por que comprende medios para la fijación de un electrodo.
5. Implante médico según la reivindicación 1, caracterizado por que la resistencia específica eléctrica p es superior a 1500 ohmios·cm.
6. Implante médico según una de las reivindicaciones 1 a 5, caracterizado por que el polímero presenta una resistencia superficial de al menos 10^2 ohmios/cuadrado.
7. Implante médico según una de las reivindicaciones 1 a 6, caracterizado por que aparte del polímero comprende además piezas de implante de otros materiales, seleccionados preferentemente de entre los siguientes grupos: metales, carbono, cerámica, PEEK, polímeros no termoplásticos que se seleccionan preferentemente de entre el grupo de los polimetilmetacrilatos y/o materiales inorgánicos, tales como fosfato de calcio, sulfato de calcio o cemento óseo.
8. Implante médico según una de las reivindicaciones 1 a 7, caracterizado por que la conductividad eléctrica del polímero se consigue mediante un dopaje adecuado.
9. Implante médico según una de las reivindicaciones 1 a 8, caracterizado por que el polímero está combinado con una cerámica electroconductiva.
10. Implante médico según la reivindicación 9, caracterizado por que la cerámica presenta una estructura vítrea o amorfa.
11. Implante médico según una de las reivindicaciones 1 a 10, caracterizado por que el polímero se obtiene mediante aditivos electroconductores a un polímero no electroconductor.
12. Implante médico según la reivindicación 11, caracterizado por que los aditivos electroconductores se componen de cualquier material electroconductor posible, sólido o líquido, en forma de partículas, granitos, acumulaciones de partículas de cualquier forma exterior.
13. Implante médico según la reivindicación 11 o 12, caracterizado por que los aditivos electroconductores se seleccionan de entre los siguientes materiales:
 - materiales metálicos, por ejemplo hierro, magnesio, oro, plata, aleaciones o amalgamas;
 - partículas de carbono, por ejemplo hollín, nanotubos de carbono (*carbon nanotubes*), fullerenos;
 - sales o sustancias capaces de atraer agua de forma rápida para permitir el flujo de electricidad en la cantidad necesaria. Tales sales pueden componerse por ejemplo de cloruro de sodio, sulfato de sodio o sales de magnesio.
 - polímeros electroconductores, por ejemplo polímeros de los pirroles, anilinas, dialquilfluoruros, tiofenos o etilendioxitiofenos.
 - aceites biocompatibles, preferentemente siliconas;
 - soluciones acuosas, preferentemente soluciones salinas.
14. Implante médico según una de las reivindicaciones 1 a 13, caracterizado por que todo el implante o solamente el polímero está recubierto en parte con materiales no electroconductores.

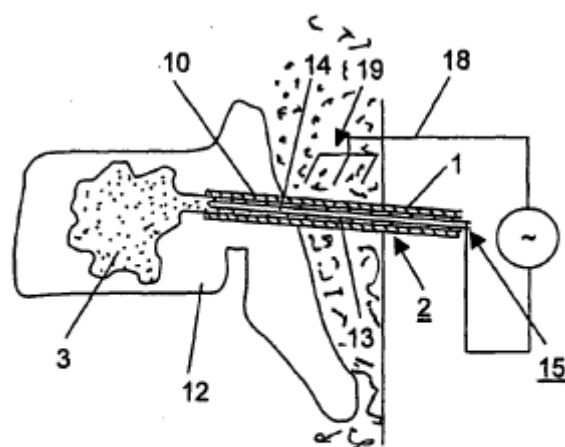


Fig. 1

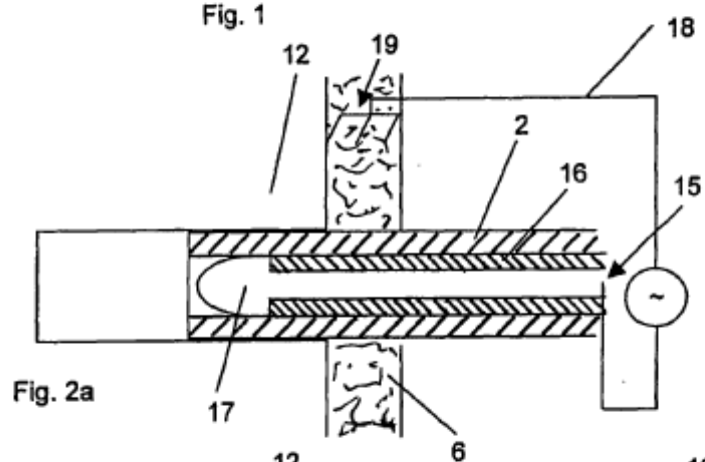


Fig. 2a

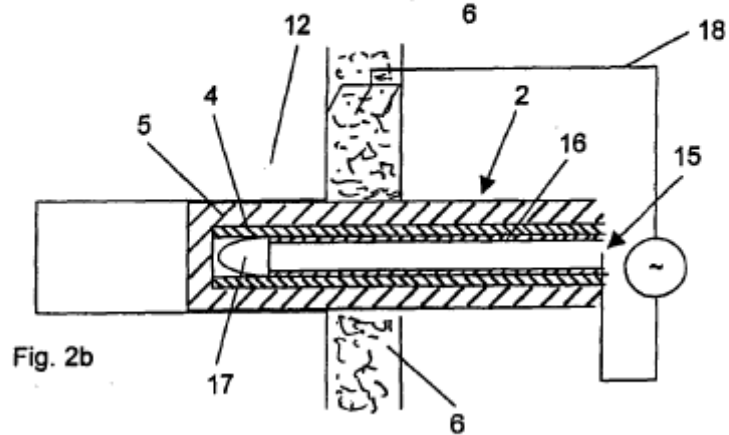
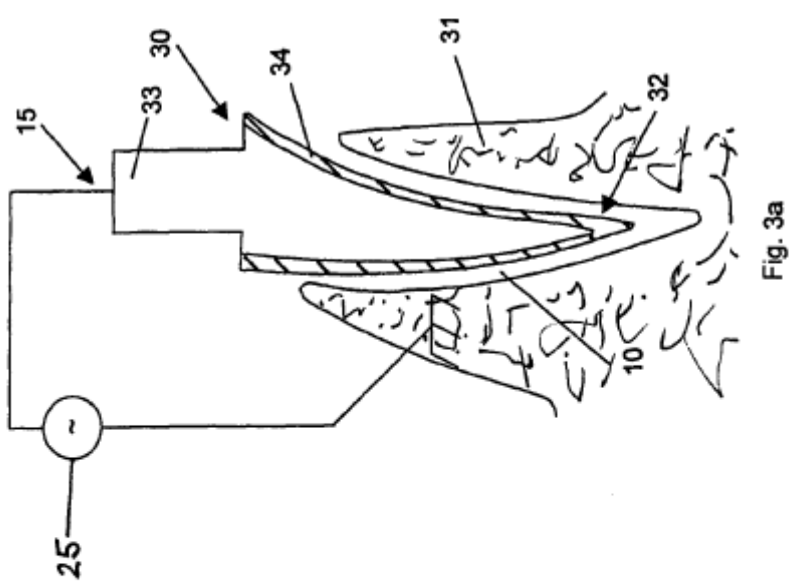
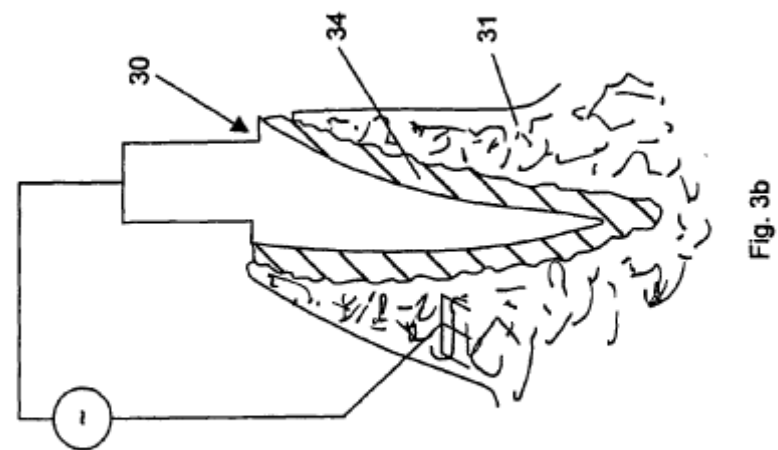


Fig. 2b



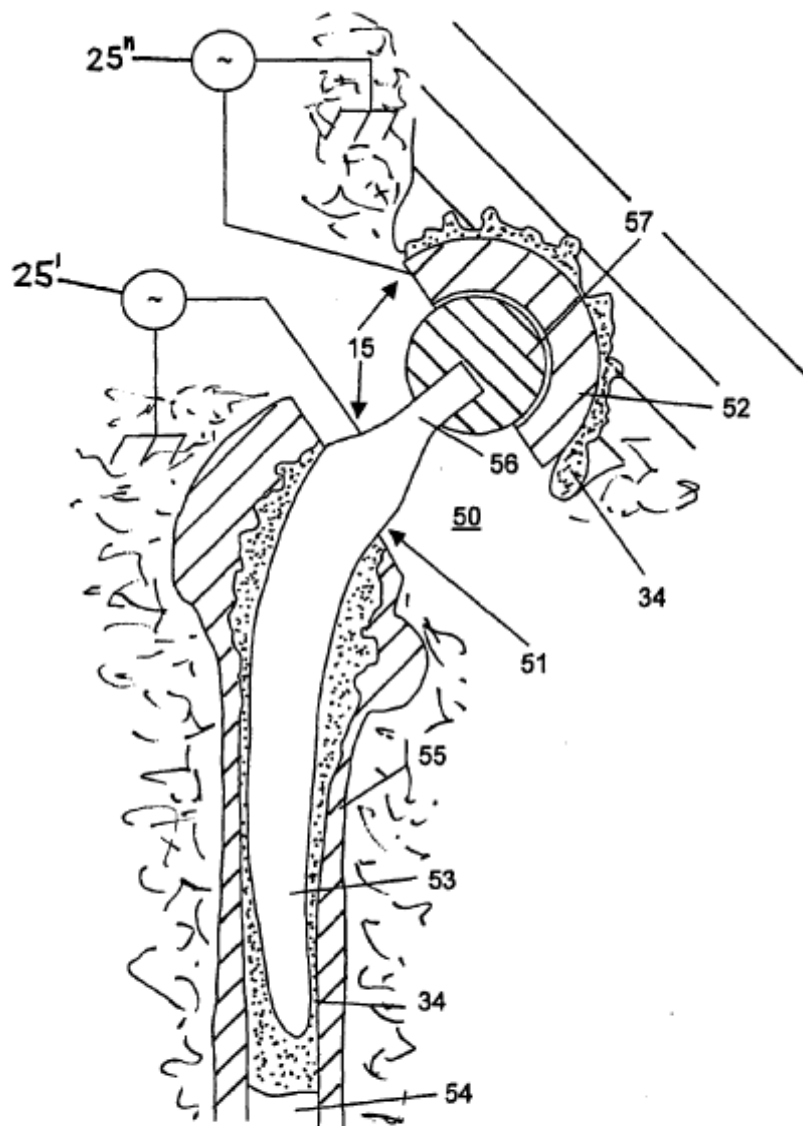
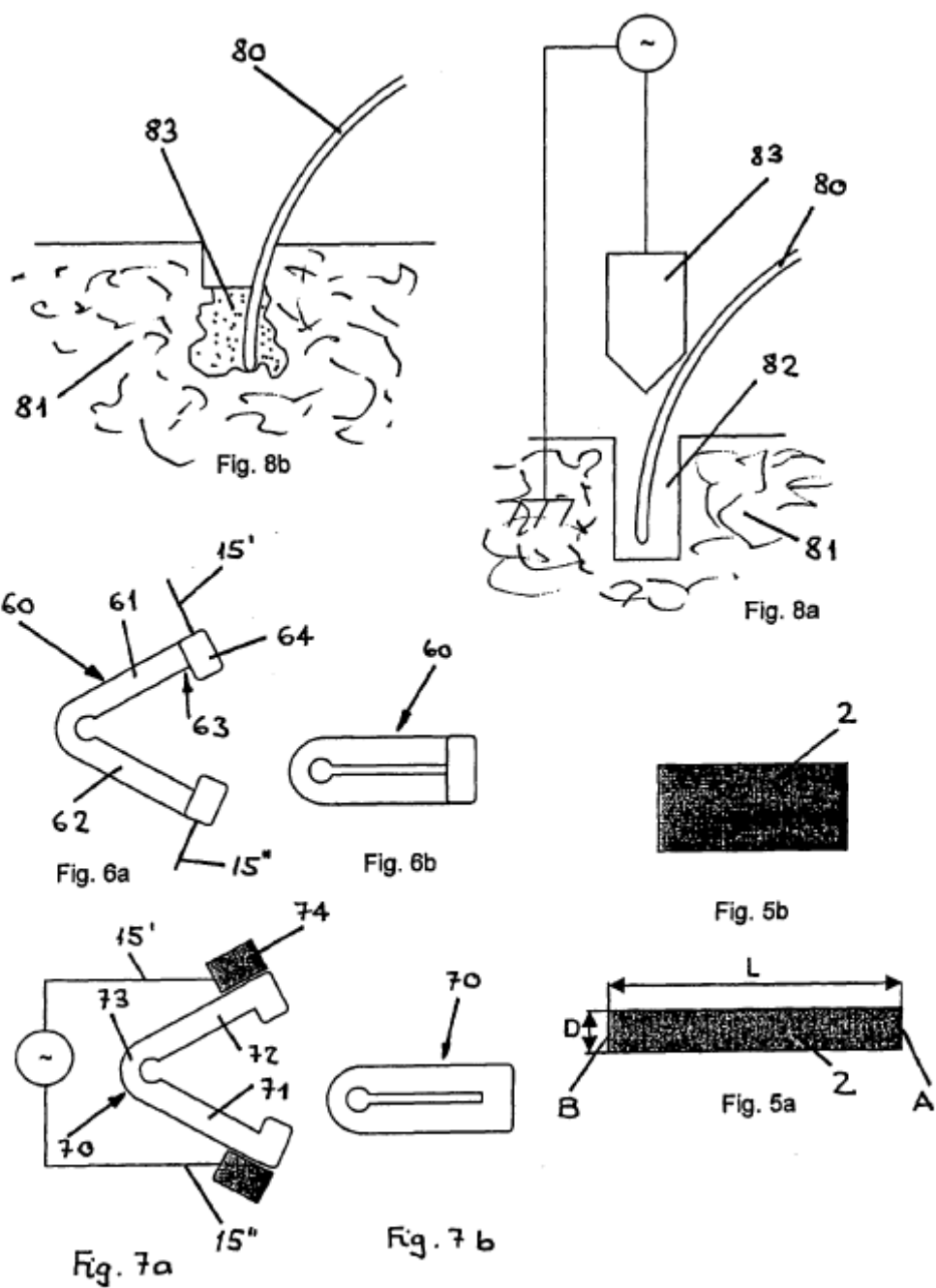


Fig. 4



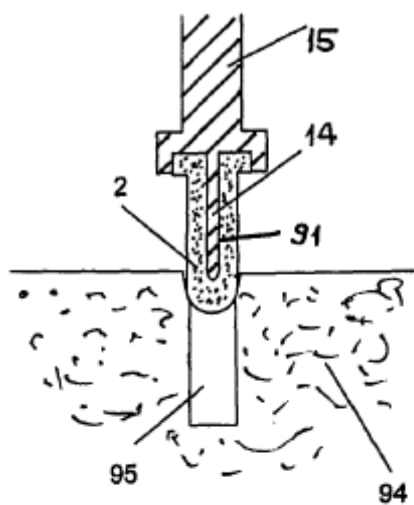


Fig. 9a

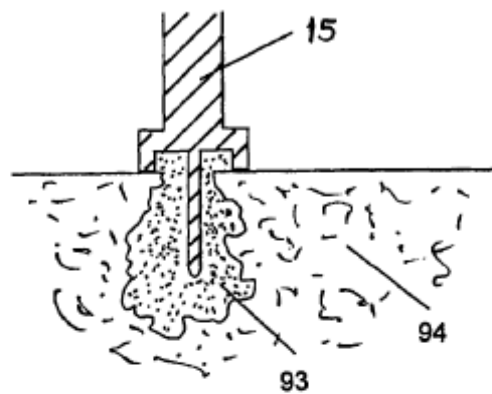


Fig. 9b

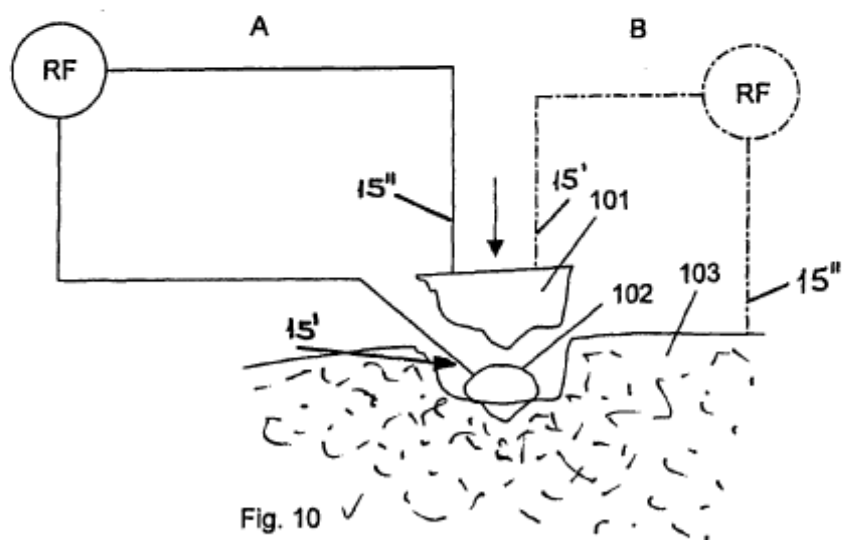
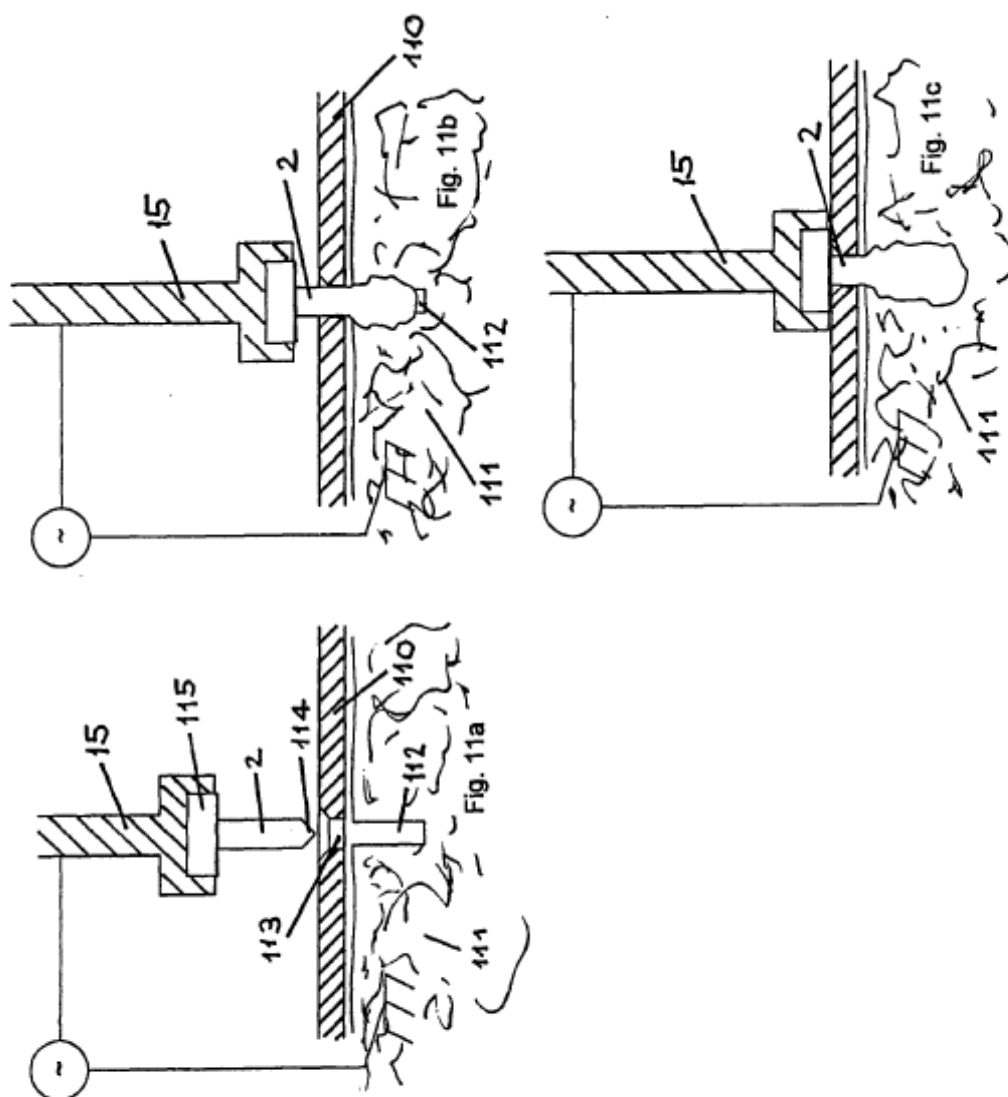


Fig. 10



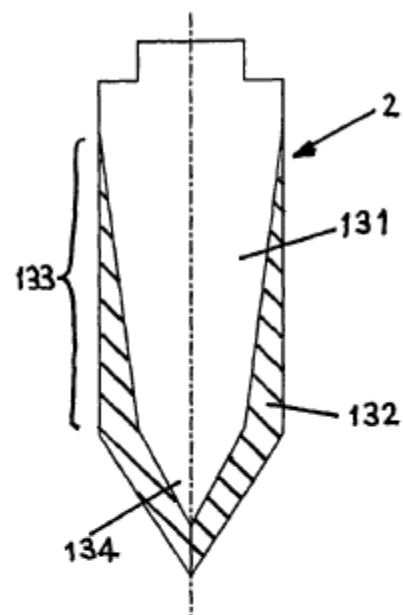
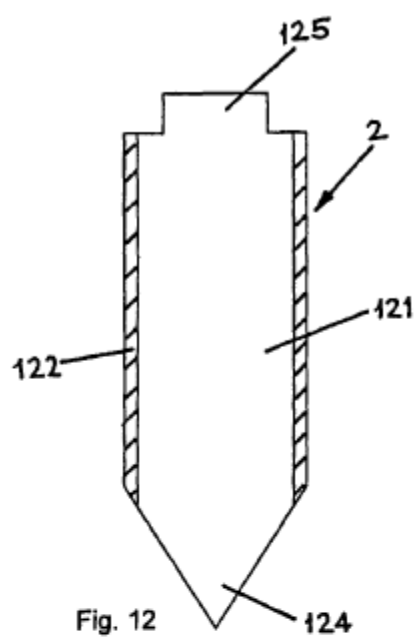


Fig. 13

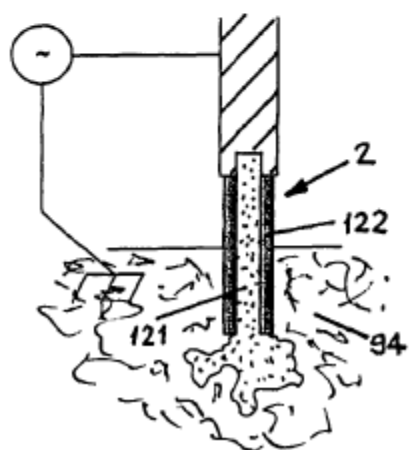


Fig. 14

