



República Federativa do Brasil
Ministério do Desenvolvimento, Indústria
e do Comércio Exterior
Instituto Nacional da Propriedade Industrial.

(21) **PI 0721748-0 A2**

(22) Data de Depósito: 03/07/2007
(43) Data da Publicação: 26/02/2013
(RPI 2199)



(51) *Int.Cl.:*

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

(54) **Título:** IMPLANTE MÉDICO

(73) **Titular(es):** SINERGY BIOSURGICAL AG

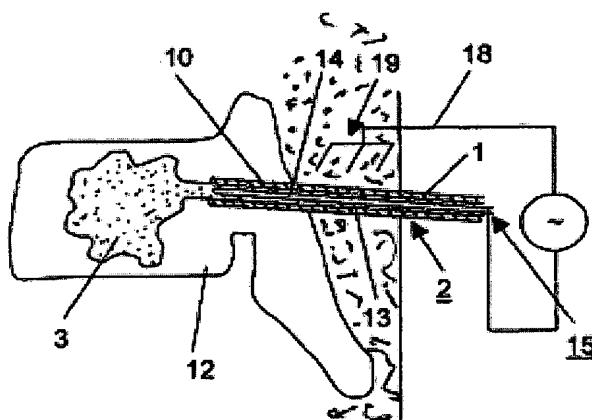
(72) **Inventor(es):** KURT RUFFIEX, WOLF-FRIEDRICK BÄHRE

(74) **Procurador(es):** Advocacia Pietro Ariboni S/C

(86) **Pedido Internacional:** PCT CH2007000324 de
03/07/2007

(87) **Publicação Internacional:** WO 2009/003294de
08/01/2009

(57) **Resumo:** Implante médico. O presente invento descreve um implante médico compreendendo pelo menos parcialmente um polímero eletricamente condutivo compatível com o corpo tendo uma resistividade elétrica específica ρ e a propriedade de ser capaz de aquecer e amolecer graças a um fluxo de corrente através do polímero.



Implante médico.

Refere-se o presente invento a um implante médico de acordo com o conceito principal da reivindicação 1 e a um dispositivo compreendendo um implante médico de acordo com o conceito principal da reivindicação 70.

5 O uso de materiais termoplásticos biocompatíveis para osteossíntese e processos similares para fins de fixação em ossos humanos ou animais é conhecido do estado da técnica e tem sido tentado de várias formas, por exemplo pela aplicação externa de calor como numa pistola de cola quente (por exemplo patente US 5290281) ou pela liquefação de um polímero por energia de onda ultrassônica de acordo
10 com o pedido de patente internacional WO2006/002569 WOODWELDING.

Estas técnicas são entretanto afetadas por desvantagens: o aquecimento por fontes externas de calor - como numa pistola de cola quente - significa que o implante precisa ser inserido muito rapidamente para não resfriar novamente em contato com os ossos, porque ele apresenta tipicamente apenas uma pequena
15 capacidade térmica e o material termoplástico pode por exemplo penetrar nos espaços internos do osso somente numa condição amolecida. Tão logo o material tenha se resfriado, não ocorre nenhuma conexão com o osso. Mesmo o aquecimento excessivo necessário dos materiais termoplásticos - para prevenir uma solidificação prematura - é desvantajoso porque ele causa danos a ambos material e tecido (ósseo). Além disso, o
20 aquecimento - como seria idealmente desejável - não aquece meramente a zona de transição para o tecido no implante, mas também áreas que não deveriam ser aquecidas e amolecidas, porque estão situadas entre a fonte de calor e a área alvo no material plástico. A remoção subsequente do material termoplástico resfriado é difícil e dificilmente realizável sem um aquecimento excessivo do tecido ao redor. Estas desvantagens
25 também estão presentes numa irradiação com uma radiação eletromagnética, por exemplo luz infravermelha.

No caso de uma liquefação com uma energia de ultrassom aplicada diretamente, os problemas mencionados acima com relação à fonte de calor externa realmente não estão presentes, mas uma grave desvantagem consiste no fato de
30 que o osso deve oferecer uma resistividade mecânica suficiente para amolecer o material termoplástico (vibrante) na zona de contato com o osso, e há um risco de dano mecânico ao osso. Em princípio, uma estrutura óssea de densidade mais alta possível deve estar disponível a fim de garantir uma fusão segura do material termoplástico. No ponto em que uma boa fusão do polímero no osso seria desejável, especialmente na zona de um
35 osso osteoporótico, a fusão do polímero só pode ser alcançada de forma não confiável, e no caso de uma fusão incompleta não ocorre conexão mecânica. Uma desvantagem adicional da técnica do ultrassom é o fato de que após o endurecimento do polímero seguinte a uma conexão completa com o osso, uma liquefação não é possível,

significando que o implante não pode ser removido novamente sem maior esforço (abertura com serra, rasgo, fusão, e espera por degradação).

É aqui que o presente invento proverá uma solução. A tarefa subjacente do presente invento é criar um implante médico capaz de ser amolecido pelo desenvolvimento de calor interno. O risco de danificar o tecido através de calor excessivo (em sua maioria explicado a seguir em um exemplo em ossos) é reduzido, especialmente em comparação com o estado da técnica, que usa uma fonte de calor externa. A dependência do resultado da fixação sobre a qualidade dos ossos é consideravelmente reduzida. O polímero eletricamente condutivo pode ser re-amolecido usando corrente elétrica e pode ser removido pelo menos parcialmente.

Os riscos ao empregar o implante médico de acordo com o presente invento são reduzidos porque a evolução real de calor (para amolecer o polímero) é gerada dentro do implante e na transição entre o implante e o osso. A liberação de energia pela corrente, no ponto onde o implante contata o osso, é concentrada dentro do implante e por causa da superfície de seção transversal funcional relativamente menor do implante condutivo, a maior evolução de calor, na maior densidade de corrente, ocorre naquele ponto (idealmente no ponto de contato). Este efeito pode ser adicionalmente reforçado por um projeto adequado do implante e do eletrodo. Também tem sido demonstrado que após a fusão, um polímero de composição apropriada pode reduzir sua resistividade elétrica até um fator de $10^3 - 10^8$, e portanto não pode ser significativamente aquecido ainda mais pela corrente que flui. Até um certo grau o sistema é portanto auto-regulado, e dispersa o tecido ao redor. Em outras formas de realização, uma resistividade correspondentemente aumentada tem se provado vantajosa da mesma forma sob certas circunstâncias (por exemplo para a fusão das partículas de polímero umas com as outras).

O osso pode ser adicionalmente protegido pela escolha de uma condutividade do implante ou da transição do implante ao osso que seja menor que aquela do osso, de modo que este último esquente menos. Se necessário, o osso também pode seletivamente ser resfriado pelo uso de elementos de resfriamentos, fluidos de lavagem ou fluxos de gás/ar.

O implante médico de acordo com o presente invento pode ser realizado em várias formas de implante, em particular como uma rosca, pino, clipe, garfo, prato, prego, arame afiado, gaiola, parafuso pedículo (ou prego), piercing, acessório de pele, transportador de medicamento, portador de material genético, portador de fator bioativo (por exemplo, fatores de crescimento, substâncias promotoras de formação óssea, analgésicos, etc), como transportadores de outros implantes, como um pino, braçadeira, pérola, implante dentário, a raiz do implante dentário, mangueira, tubo, cordão, cordão em uma mangueira ou tubo, tecido, teia, esqueleto, meia, faixa, fibras

soltas, nó fibroso, flocos fibrosos, granulado, corrente e âncora e com ou sem ilhós para cordão. Após o implante, o implante também pode servir para diagnósticos ou fins de monitoração. Os mesmos elementos também podem ser aquecidos por um fio incorporado, um pino ou outro transportador de corrente (feito do mesmo material ou de outro, por exemplo metálico), que serve como fornecedor temporário de corrente mas não diretamente para fins de aquecimento, e podem opcionalmente ser removidos mais tarde. Estes elementos condutores de corrente podem mais tarde também serem postos no local e podem ser projetados para serem biologicamente absorvidos (por exemplo, feitos de magnésio).

O presente invento resolve a tarefa proposta usando um implante médico que exhibe as características de acordo com a reivindicação 1, usando um dispositivo para ossos ou fragmentos de ossos apresentando as características da reivindicação 70.

O implante médico de acordo com o presente invento utiliza o efeito que sob uma corrente, é gerado calor nos condutores elétricos ou na transição entre os condutores elétricos no ponto de maior resistividade (por exemplo ôhmica) (num circuito). A característica específica do implante médico de acordo com o presente invento é que uma corrente elétrica é usada para aquecer um polímero, preferencialmente um material termoplástico que é ele mesmo eletricamente condutivo, ou pode ser tornado eletricamente condutivo por meio de aditivos. Com a ajuda de tal polímero termoplástico eletricamente condutivo é surpreendentemente possível, através do amolecimento do material termoplástico e de um projeto adequado de implante e preferencialmente durante uma operação cirúrgica, alcançar conexões mecânicas em, para e com ossos humanos ou animais. Por causa do fato de que a maior evolução de calor ocorre no ponto de maior resistividade num circuito e portanto há a maior queda de voltagem, também é possível controlar especificamente o processo de aquecimento para que o material amoleça somente em certos pontos preferidos. Deve ser observado que a corrente tenta encontrar o caminho de menor resistividade, este formando um circuito de corrente. O local de maior resistividade corresponde ao local de maior resistividade em tal circuito de corrente, e o implante deve ser projetado de uma forma tal que force a corrente a fluir através de regiões desejadas do implante, sem ser drenada em outras direções. O material de implante atua para o resto como um isolante parcial, é atravessado por pouca corrente e correspondentemente é pouco amolecido. O corpo humano ou animal, neste contexto especialmente o osso, tem se provado um condutor elétrico bastante adequado para atuar como um transmissor do circuito de corrente elétrica, e na aplicação específica aqui descrita aquece surpreendentemente pouco. Isto é adicionalmente favorecido pelo uso de polímeros que reduzem sua resistividade numa condição fundida.

Numa aplicação particular, o implante pode assim ser conectado a um pólo (no caso de corrente contínua) ou a um condutor de fase (no caso de corrente alternada, corrente de rádio frequência) do circuito de corrente, enquanto se aplica o outro pólo ou condutor zero ao corpo através de um eletrodo de grande área de superfície. A corrente flui por um eletrodo ao implante, através do implante e da área de contato ou ponto com o corpo, por exemplo o osso no mesmo, para dentro através do mesmo e então sai novamente através de um eletrodo neutro. A corrente aquecerá e amolecerá o implante no local desejado de maior resistividade elétrica (ôhmica, indutiva, capacitiva ou outra) ou queda de voltagem no circuito de corrente.

Alternativamente, a corrente também pode, sem cruzar o corpo do paciente, passar através do implante entre dois pólos adequadamente aplicados (numa maneira bipolar), para novamente aquecer, amolecer ou fundir o implante no ponto ou região de maior resistividade.

As seguintes definições se aplicam aos seguintes termos freqüentemente empregados em toda a descrição:

Energia: para o aquecimento e amolecimento do implante, o presente invento utiliza a corrente que flui através do implante, adequadamente aplicada por eletrodos. A corrente pode ser uma corrente ôhmica, em que os elétrons estão fluindo num metal como uma corrente contínua. Prótons ou outras partículas carregadas também podem ser considerados como transportadores de cargas a serem movidas. Entretanto, a corrente também pode ser do tipo de troca iônica tal como ocorre quando uma corrente flui através de uma solução salina. Reações químicas capazes de permitir uma troca de elétrons ou cargas como numa bateria também são possíveis. Em particular, isto também inclui uma corrente indutiva ou capacitiva, e a troca de cargas capacitivas é o modo de corrente preferido no presente invento. A corrente também pode estar fluindo de diversas formas, por exemplo em ossos como uma corrente iônica e corrente protônica, em um polímero por exemplo ao mesmo tempo como uma corrente de elétrons. A corrente ou voltagem elétrica pode ser empregada como uma corrente contínua, corrente alternada ou, preferencialmente, como uma corrente alternada de alta frequência (rádio frequência). Mesmo uma centelha pode ser usada para a aplicação de acordo com o presente invento.

Fusão / amolecimento / plastificação: os termos de fusão, amolecimento ou plastificação do material de implante no sentido do presente invento se prestam a significar o amolecimento do implante pelo fluxo de corrente nele ou pelo calor gerado pelo mesmo, até que o implante que poderia previamente não ser plasticamente deformado no corpo de forma útil (tipicamente pela mão), possa ser deformado pela aplicação de uma força moderada (tipicamente pela mão) e ser usado de acordo com o presente invento.

Resistividade e condutividade: Os termos resistividade elétrica ou condutividade são para o respectivo tipo de corrente usada, significando a resistividade da superfície (Ohm/quadrado), a condutividade do volume (S/cm) ou a resistividade absoluta. Estas definições são intercambiáveis e não devem ser entendidas de forma limitativa. O presente invento objetiva em particular uma condutividade adequada do material, para alcançar um fluxo suficiente de corrente para o necessário amolecimento, uma certa resistividade é de outra forma necessária para alcançar uma adequadamente grande queda de voltagem e conseqüentemente uma suficientemente grande liberação de energia no implante para amolecer o mesmo. É idealmente desejável uma condutividade marcadamente mais baixa que no tecido ao redor, para proteger o último (baixo aquecimento lá). Finalmente, a condutividade é uma função do tipo de corrente, voltagem, seção transversal do material e condutividade volumétrica / resistividade do próprio material, e deve ser ajustada para a aplicação relativa. No cálculo de corrente alternada complexa, o conceito resistividade é substituído por uma entidade complexa, a assim chamada impedância com seus componentes resistividade R e reatância X .

Eletrodo neutro: No caso de uma corrente alternada, o termo eletrodo neutro significa o pólo conectado com o condutor neutro ou terra.

Monopolar: o termo monopolar significa uma aplicação em que a descarga de corrente (através de um condutor neutro, eletrodo neutro ou terra ocorre na pele ou em outro lugar no corpo através de um eletrodo de grande superfície), e a corrente alternada é tipicamente alimentada através do implante. Os pólos também podem ser invertidos.

Bipolar: o termo bipolar significa neste caso a entrada direta e saída direta da corrente através de dois eletrodos aplicados na vizinhança do implante (por exemplo, pinças elétricas com dois pólos). A vantagem reside neste caso no fato de que o fluxo de corrente através do corpo pode ser reduzido ou evitado.

Semicondutores orgânicos: semicondutores orgânicos representa um grupo de polímeros condutivos, por um lado o grupo de complexos transportadores de carga (complexos de transferência de carga) e por outro lado os grupos poliacetileno, polipirrol, polianilina, etc., e seus derivados. Estes polímeros podem sempre estar presentes em quaisquer misturas ou nas suas formas puras trans- e cis-.

Polímero auto-condutivo: Isto significa polímeros capazes de serem condutivos sem o uso de outros aditivos, que neste ponto adicionalmente incluem copolímeros (por exemplo um copolímero entre lactida e pirrol), que também são eletricamente condutivos.

Polímero tornado condutivo: Isto significa polímeros que são aditivados, tipicamente um pó numa faixa micro- ou nanométrica, polímeros auto-

condutivos, substâncias de baixo peso molecular ou líquidos tornados eletricamente condutivos por estes aditivos. Os polímeros explicitamente excluídos deste grupo são os polímeros que são preenchidos com outros elementos estruturais macroscópicos, a saber telas fibrosas, fibras sem fim, fios, cordões, agulhas, etc., de modo que o polímero em si não seja condutivo mas somente o elemento estrutural adicionalmente presente no polímero, cujo aquecimento amolece o polímero em redor.

O implante médico de acordo com o presente invento permite resolver várias tarefas, algumas das quais serão descritas em maiores detalhes como segue:

Tarefa A: Aquecimento seletivo ou global e amolecimento ou liquefação de implantes médicos pelo uso de correntes elétricas durante seu implante

Neste caso, no exemplo de um pino reto, um circuito de corrente é estabelecido pelo uso de um eletrodo cuja extremidade (no lado voltado para fora do osso) é conectado a um pino eletricamente condutivo, através do próprio pino, e então sobre o ponto de contato ao corpo (por exemplo o osso) e sobre o corpo até um eletrodo neutro. No ponto de contato entre o implante e o osso a voltagem cai o máximo (maior resistividade) e o material termoplástico aquece e amolece até liquefazer. O centro do pino é concebido para não aquecer ou aquecer só em parte, e permanecer duro. O pino pode então ser movido para dentro de um furo pré-furado que pode por exemplo ser de tamanho menor que o necessário, e o material termoplástico condutivo aquecido e amolecido é empurrado para os vãos do osso. Após cessar a corrente, o material termoplástico resfria e endurece rapidamente ($< 1 - 2$ minutos), e a conexão mecânica é assim estabelecida.

Tarefa B: Aquecimento seletivo ou global de um implante contendo material termoplástico para alcançar uma deformação durante sua implantação

Neste caso, um pino condutivo na sua forma é provido com uma zona de alta resistividade e é retornado para dentro do circuito de corrente. O pino aquecerá na zona com a maior resistividade. O pino pode se deformar neste ponto.

Tarefa C: alcançar uma fixação local de um implante compreendendo um material termoplástico no corpo

Através de um processo de produção adequado, por exemplo por moldagem por injeção, o pino é provido com uma tensão residual. Graças ao aquecimento do pino todo, o material termoplástico é relaxado e o pino encurta e aumenta em diâmetro, levando assim a uma fixação no tecido ao redor.

Tarefa D: Alcançar uma conexão local entre vários implantes compreendendo um material termoplástico condutivo soldando-os uns aos outros

Isto consiste em conectar dois elementos de implante termoplásticos, que podem ser inseridos separadamente no corpo. Esta ação deve

garantir que a corrente necessária possa fluir através de ambos (ou vários) elementos de implante a serem conectados. Após inserir os dois (ou vários) elementos de implante, a corrente é admitida, os elementos de implante amolecem nos seus pontos de contato e podem ser unidos pela aplicação de pressão. Isto também pode permitir colar um cordão a fim de passar sem um nó, ao passar a corrente diretamente através do ponto de conexão com uma fonte de corrente bipolar.

Tarefa E: Revestimento de órgãos ociosos

Os vasos sanguíneos, intestinos, estômago, ossos, trato urinário, bexiga, útero, vesícula biliar, trompas, vagina, uretra, etc., podem ser revestidos com um implante médico produzido a partir do material de implante descrito, por exemplo na forma de um extensor (*stent*), e ser por exemplo mecanicamente aumentado pelo mesmo. A este respeito, um extensor submetido a uma tensão residual também pode expandir devido a aquecimento, ou o extensor pode, na condição amolecida e quando submetido a pressão mecânica, por exemplo pela expansão de um balão, ser deformado.

Tarefa F: Grampeamento ou envelopamento de tecidos moles ou ossos

Uma faixa estomacal pode por exemplo ser formada a partir do material de implante (como um anel aberto), tornado deformável pelo fornecimento de corrente, e então conectado a um anel fechado. Uma faixa polimérica poderia da mesma forma ser um material de formação.

Tarefa G: Fechamento de pele

Em particular, polímeros tendo um ponto de fusão preferencialmente baixo também podem ser colados diretamente à pele, por exemplo por um fechamento mecânico de pele ou por exemplo como um eletrodo ECG.

Tarefa F: Produção de implantes que podem ser alterados após inseridos no corpo, por separação do material do implante

O material de implante usado e descrito aqui pode também ser empregado para o fim de produzir implantes que podem ser seletivamente cortados ou abertos pelo uso de corrente elétrica. Desta forma, um cordão pode por exemplo também ser cortado por um cauterio elétrico, em particular em grande voltagem ou corrente ou preferencialmente com um eletrodo pequeno porém afiado. Pinos denteados ou fundidos podem assim por exemplo ser cortados na superfície do osso ou modelados sobre o mesmo, até que encaixem na superfície do osso. Transportadores de medicamentos podem assim ser abertos para liberar seus ingredientes ativos.

Qualquer tipo de corrente é adequada para amolecer ou liquefazer o implante médico de acordo com o presente invento, em particular corrente contínua, corrente alternada, corrente indutiva (microondas), corrente trifásica, corrente multi-fases/multi-pólos, e padrões de corrente típicos de cauterio.

A transmissão da corrente pode ser realizada de várias

formas, por exemplo como uma transmissão direta de corrente pelo uso de dois eletrodos (bipolar) passando através do material termoplástico ou numa forma monopolar através do corpo, como uma transmissão de corrente usando uma corrente capacitiva, ôhmica ou iônica, e como uma transmissão de corrente por centelha (arco). As fontes adequadas de corrente são por exemplo fontes tais como um cauterio elétrico, um VAPR (nome de produto, Johnson & Johnson) ou um transmissor microondas.

No caso de voltagem alternada de rádio frequência, a frequência preferida é uma voltagem alternada de > 20 kHz, tipicamente > 300 kHz até 3 MHz (rádio frequência). Fonte de corrente média típica: para pinos pequenos ou elementos de fixação (diâmetro de 0,1 a 5,0 mm): cerca de 0,1 a 50,0 Watt, preferencialmente de 0,5 a 10,0 Watt. Para a fixação de grandes próteses ou para o preenchimento de grandes defeitos ósseos: de 1 a 2000 Watt.

O pico de potência durante um único pulso aplicado pode alcançar 5 kW e mais.

Voltagem elétrica típica: de 20 Volt a 3000 Volt, preferencialmente de 20 a 300 Volt.

Intensidade típica de corrente: de 0,01 a 100,00 Ampere, preferencialmente de 0,05 a 10,0 Ampere.

Forma da corrente alternada (corrente alternada de rádio frequência): sinusoidal, retangular, trapezoidal, etc., assimétrica ou simétrica, pulsada ou contínua.

Comprimentos típicos de pulso: 0,1 ms a 5,0 ms.

Em particular, deve ser considerado que a intensidade da corrente pode ser regulada medindo-se a resistividade/impedância do circuito de corrente (Ohm), fluxo de corrente (Ampere), potência de saída (Watt) ou por medida direta (por exemplo sensores de calor) ou indireta (por exemplo câmera infravermelha) do calor do implante ou do tecido ao redor. Isto permite evitar um aquecimento excessivo e provê um tratamento cuidadoso do implante bem como dos tecidos ou outros implantes (cordões). Meios de cauterio elétrico frequentemente já oferecem um mecanismo de regulação que também pode ser usado para este fim (para uma potência de saída constante ou modulada). Uma outra possibilidade consistem em medir a resistividade mecânica do implante durante a deformação e regular a saída de potência elétrica adequadamente. Como um efeito regulador adicional, também é possível empregar a alteração na resistividade do polímero enquanto aquecendo ou amolecendo, pelo que o aquecimento pode ser controlado (vide acima no texto).

Os polímeros biologicamente compatíveis e biodegradáveis para o implante médico de acordo com o presente invento podem ser escolhidos dentre o seguinte grupo: poli- α -hidroxiéster, poli-o-éster, polianidrido, polifosfazinas,

poli(propilenofumarato), poliesteramida, polietilenofumarato, polilactida, poliglicolida, policaprolactona, trimetilenocarbonato, polidioxanona, polihidroxibutirato, bem como seus copolímeros e misturas.

Os polímeros termoplásticos biologicamente compatíveis não degradáveis para o implante médico de acordo com o presente invento podem ser escolhidos dentre o seguinte grupo: polietileno, poliestireno, poliéster, polipropileno e polisulfona.

Os polímeros termoplásticos para o implante médico de acordo com o presente invento podem por exemplo ser escolhidos dentre o seguinte grupo de materiais, enquanto reduzem o ponto de amolecimento com aditivos, dependendo das aplicações:

Acrilonitrila-butadieno-estireno (ABS), poliacrila, celulóide, acetato de celulose, acetato de etilenovinilo (EVA), etilenovinil álcool (EVAL), fluoroplástico, ionômero, poliacrilato, poliacrilonitrila (PAN ou acrilonitrila), poliamida (PA ou Nylon), poliamidimida (PAI), poliariletercetona (PAEK ou cetona), polibutadieno (PBD), polibutileno (PB), politereftalato de butileno (PBT), politereftalato de etileno (PET) politereftalato de ciclohexileno dimetileno (PCT), policarbonato, policetona (PK), poliéster, polietileno (PE), polieterecetona (PEEK), polieteramida (PMP), poli óxido de fenileno (PPO), polisulfeto de fenileno (PPS) poliftalamida (PPA) polipropileno (PP), poliuretano (PUR), polisulfona (PSU) e polihidroxietilmetacrilato (PHEMA).

A estabilidade térmica desejada de zonas individuais do implante médico pode ser variada pela escolha dos materiais dependendo da condutividade, ponto de fusão, bem como da resistividade elétrica específica dos materiais individuais.

Se o material termoplástico destinado ao implante médico de acordo com o presente invento não for ele mesmo condutivo em todos os pontos, ele pode ser modificado, pela incorporação de elementos eletricamente condutivos adequados (por exemplo cabos, condutores elétricos, núcleos feitos de aço ou titânio) pelo menos parcialmente em um material termoplástico eletricamente condutivo, e assim ser projetado como um eletrodo fornecedor de corrente. A este respeito, a zona de contato a entrar em contato elétrico com o corpo do paciente pode ser revestida com o material termoplástico termicamente condutivo total ou parcialmente. Se a zona de contato for revestida com um material termoplástico condutivo somente parcialmente, então a superfície restante deve preferencialmente não ser eletricamente condutiva. Isto pode ser feito pela escolha apropriada do material ou pelo revestimento apropriado, tal como por exemplo com hidroxiapatita ou outros materiais por exemplo osteocondutivos, osteoindutivos ou osteogênicos.

As etapas de processo usadas na aplicação de um implante

médico de acordo com o presente invento são agora descritas em maiores detalhes:

- a) preparação do osso, por exemplo pela inserção de um furo;
- b) colocar o elemento de fixação no furo;
- c) aquecer o polímero (termoplástico) do implante;
- 5 d) pressionar o implante no tecido a ser fixado; e
- e) permitir que o implante resfrie e solidifique, o que pode ser ajudado por exemplo por resfriamento ativo.

10 Numa forma preferida de realização, o polímero é escolhido de modo que o amolecimento ocorre abaixo de uma temperatura de aquecimento de 250°C.

Numa outra forma de realização o amolecimento ocorre abaixo de uma temperatura de aquecimento de 150°C, preferencialmente abaixo de 100°C. A vantagem desta forma de realização reside no fato de que ela permite um implante no corpo (humano ou animal) que protege os tecidos.

15 Numa forma adicional de realização, nenhum elemento estrutural além do próprio polímero é provido para o aquecimento do implante. Esta forma de realização é distinta pela simplicidade aumentada de fabricação e aplicação do implante.

20 Numa outra forma de realização o implante médico compreende meios para o aperto de um eletrodo.

Numa outra forma de realização, os meios consistem de um recesso ou uma elevação na superfície do polímero.

25 Numa outra forma de realização, os meios consistem de um material com uma resistividade elétrica $\rho_M < \rho$. A vantagem desta forma de realização reside no fato de que a corrente elétrica flui preferencialmente através do polímero e não através dos meios usados para apertar os eletrodos, evitando assim que o último se funda com o resto.

30 Numa outra forma de realização, o polímero é um semiconductor, preferencialmente um semiconductor orgânico.

Numa outra forma de realização o polímero compreende cadeias moleculares com ligações duplas extensivamente conjugadas.

Numa outra forma de realização, a resistividade elétrica específica ρ é maior que 500 Ohm•cm, preferencialmente maior que 1500 Ohm•cm.

35 Numa outra forma de realização, a resistividade elétrica específica ρ é maior que 3000 Ohm•cm, preferencialmente maior que 10000 Ohm•cm.

Numa outra forma de realização, o polímero tem uma resistividade superficial específica de pelo menos 10^{-1} Ohm/quadrado, preferencialmente pelo menos 10^2 Ohm/quadrado.

Numa outra forma de realização, o polímero tem uma resistividade superficial específica de no máximo 10^{12} Ohm/quadrado, preferencialmente no máximo 10^7 Ohm/quadrado.

5 Numa outra forma de realização, o polímero tem uma condutividade volumétrica de pelo menos 10^{-11} S/m, preferencialmente de pelo menos 10^{-4} S/m.

Numa outra forma de realização, o polímero tem uma condutividade volumétrica de no máximo 10^1 S/m, preferencialmente de no máximo 10^0 S/m. A condutividade volumétrica é tipicamente de no máximo 0,1 S/m.

10 Numa outra forma de realização, a resistividade elétrica no implante é reduzida pela fusão do polímero ou pelo aquecimento do implante.

Numa forma adicional de realização, a resistividade elétrica numa condição fundida ou aquecida do implante é reduzida pelo menos por um fator de 0,5, preferencialmente por um fator de 10.

15 Numa forma adicional de realização, a resistividade elétrica numa condição fundida ou aquecida do implante é reduzida por um fator > 100 . A vantagem desta forma de realização reside no fato de que as áreas já fundidas desta forma não mais aquecem e assim protegem o tecido ao redor.

20 Numa outra forma de realização, a resistividade elétrica do implante é aumentada pela fusão do polímero ou pelo aquecimento do implante.

Numa outra forma de realização, a resistividade elétrica numa condição fundida ou aquecida do implante é reduzida pelo menos por um fator de 0,5, preferencialmente por um fator de 10.

25 Numa outra forma de realização, o polímero é isotrópico.

Numa outra forma de realização, o polímero é anisotrópico.

Numa outra forma de realização, o polímero é um material termoplástico.

30 Numa outra forma de realização, o material termoplástico é tomado do grupo de poliacetileno, poli(etilenodioxitiofeno), poli(fenilvinileno), poliarileno, polispiro-bifluoreno, politiofeno ou polipirrol.

Numa outra forma de realização, o material termoplástico é escolhido dentre os seguintes grupos:

- polímeros termoplásticos que são por si eletricamente condutivos;
- misturas de polímeros não eletricamente condutivos (matriz) com cargas ou aditivos que permitem a condutividade;
- copolímeros compostos de polímeros eletricamente condutivos e eletricamente não condutivos;
- polímeros condutivos, em que a aplicação de eletricidade ou calor pode induzir uma

reação química (por exemplo a polimerização) ou uma reação física (por exemplo uma mudança geométrica);

- polímeros não condutivos, em que a aplicação de eletricidade ou calor pode induzir uma reação química (por exemplo uma polimerização) ou uma reação física (por exemplos uma mudança geométrica). Tais materiais podem ser de natureza orgânica ou também não orgânica, por exemplo cerâmica, gel, colágeno ou substâncias químicas introduzidas no líquido ou na composição pastosa que endurece novamente após a ativação térmica;
- combinações dos materiais mencionados acima.

Numa outra forma de realização, o implante médico também compreende, além do polímero, elementos de implante feitos de outros materiais, que são preferencialmente escolhidos dentre os seguintes grupos: metais, carbono, cerâmica, PEEK, polímeros não termoplásticos escolhidos dentre o grupo de polimetilmetacrilatos, e/ou materiais inorgânicos tais como fosfato de cálcio, sulfato de cálcio ou cimento ósseo.

Numa outra forma de realização, o polímero é eletricamente condutivo por si só.

Numa outra forma de realização, a condutividade elétrica do polímero é alcançada por uma dopagem apropriada.

Numa outra forma de realização, o polímero é combinado com uma cerâmica eletricamente condutiva, em particular uma tendo uma estrutura amorfa similar à do vidro.

Numa outra forma de realização, o polímero é obtido a partir de um polímero não condutivo usando aditivos eletricamente condutivos. Os aditivos adequados são por exemplo: partículas de fuligem (negro de fumo), preferencialmente de 3 a 50%; fibras de carvão de um comprimento de no máximo 1 mm, preferencialmente de 3 a 50%, com a distribuição mais homogênea possível no polímero; nanotubos de carbono, preferencialmente de 0,1 a 5%; partículas metálicas, especialmente de ferro, titânio, ouro, magnésio, aço; sais, especialmente NaCl, sais de bário e magnésio; proteínas, material ósseo; óleos; silicatos. Todos os aditivos condutivos podem ser adicionados na forma de esferas, flocos, etc.

Numa outra forma de realização, os aditivos eletricamente condutivos consistem de qualquer material eletricamente condutivo possível, sólido ou líquido, na forma de partículas, grânulos e acumulados de partículas de qualquer formato externo.

Numa outra forma de realização, os aditivos eletricamente condutivos são escolhidos dentre os seguintes materiais:

- materiais metálicos, por exemplo ferro, magnésio, ouro, prata, ligas ou amálgamas;
- partículas de carbono, por exemplo fuligem, nanotubos de carbono, fullerenos;

- sais ou substâncias capazes de rapidamente atrair água, para permitir o fluxo de eletricidade na quantidade necessária. Tais sais podem por exemplo consistir de cloreto de sódio, sulfato de sódio ou sais de magnésio.
- polímeros eletricamente condutivos, por exemplo polímeros escolhidos dentre pirrol, anilina, dialquilfluorina, tiofeno ou grupos etilenodioxítiofeno.
- óleos biocompatíveis, por exemplo silicones;
- soluções aquosas, preferencialmente soluções salinas.

A quantidade de cargas/aditivos deve ser adaptada para o uso pretendido, para adaptar a condutividade elétrica à finalidade desejada, por exemplo para adaptar a resistividade elétrica do material de modo que os materiais aquecidos se tornem termoplásticos, capazes de fluir ou mesmo líquidos, ou que o material endureça com a ocorrência de uma certa reação química.

Numa forma adicional de realização, o polímero apresenta uma estrutura de poros abertos. A vantagem desta forma de realização reside no fato que ela favorece a cura dos ossos e que ela permite que líquidos, géis ou outros materiais eletricamente condutivos sejam mantidos no lugar.

Numa outra forma de realização, o polímero apresenta canais capilares. Isto torna possível alcançar a vantagem de permitir a penetração de soluções salinas ou outros líquidos a partir do corpo, para modular a condutividade.

Numa outra forma de realização o implante médico consiste de um material homogêneo.

Numa outra forma de realização, o material homogêneo não possui uma estrutura interna.

Numa outra forma de realização, o polímero está presente na forma de um revestimento de implante.

Numa outra forma de realização, somente uma porção da superfície do implante é revestida com o polímero.

Numa outra forma de realização, o polímero compreende áreas tendo uma resistividade elétrica específica ρ diferente, especialmente na forma de revestimentos de superfície.

Numa outra forma de realização, os revestimentos apresentam uma espessura de revestimento variável.

Numa outra forma de realização, todo o implante ou somente o polímero é parcialmente revestido com materiais eletricamente não condutivos. Isto torna possível alcançar a vantagem desta execução do revestimento permitir definir um trajeto para a passagem da corrente. O revestimento não condutivo deve servir como um isolante e evitar um curto-circuito.

Numa outra forma de realização, o material eletricamente

não condutivo apresenta propriedades osteocondutiva, osteoindutiva ou osteogênica.

Numa outra forma de realização, o material eletricamente não condutivo é poliacetida ou hidroxiapatita.

5 Numa outra forma de realização, o polímero compreende uma mistura de pelo menos dois materiais termoplásticos eletricamente condutivos compatíveis com o corpo. Esta forma de realização é distinta por áreas tendo várias condutividades numa forma de implante constante. O material termoplástico eletricamente condutivo pode estar presente na forma de um polímero, gel, pasta ou cera.

10 Numa outra forma de realização, o implante médico apresenta uma forma sólida. A vantagem desta forma de realização reside no fato de que uma força externa pode ser aplicada sobre o implante de um modo melhor.

Numa outra forma de realização, o polímero está presente numa forma granulada. Isto torna possível alcançar a vantagem de que o polímero pode preencher os vãos, fendas ou vazios desta maneira, e ser endurecido lá.

15 Numa outra forma de realização, o implante médico é produzido a partir de fibras, em que o polímero serve preferencialmente como um revestimento para as fibras. As fibras podem ser trançadas, tecidas ou torcidas e podem estar presentes como cordões individuais, como uma rede, tecido ou sacola. A vantagem desta forma de realização reside no fato de que o implante têxtil/fibroso pode assim tomar
20 o formato desejado e então ser endurecido ou colado sob o fluxo de corrente.

Numa outra forma de realização, o implante médico está presente como uma espuma ou esponja de poros abertos.

25 Numa outra forma de realização, o implante médico é conformado como um elemento fixável ao osso, preferencialmente na forma de uma rosca óssea, haste óssea, cavilha óssea, pino, placa, cavilha, tubo, cordão, cordão num tubo ou âncora (com ilhós para cordão).

30 Numa outra forma de realização, o polímero é conformado como uma barra e apresenta um furo central longitudinal, que é útil para uma recepção longitudinalmente deslizante de uma haste metálica conectável a um eletrodo, ou de uma haste firmemente conectada a um eletrodo.

Numa outra forma de realização, o implante médico compreende um pino metálico ou fio metálico que é recebido num furo longitudinal, que é montado com um isolamento exceto numa seção parcial nas extremidades.

35 Numa outra forma de realização, o polímero é conformado como uma barra e compreende uma camada isolante periférica eletricamente não condutiva.

Numa outra forma de realização, o polímero é conformado como uma barra e compreende uma bucha externa feita de um segundo polímero

condutivo com uma maior resistividade.

Numa outra forma de realização, o polímero é conformado como uma pérola e é conectável de forma liberável com um eletrodo na forma de um fio.

5 Numa outra forma de realização, o implante médico é conformado como um implante dentário ou como a raiz de um implante dentário.

Numa outra forma de realização, o polímero está pelo menos parcialmente presente numa condição amolecida.

Numa forma adicional de realização, a condição amolecida é gerada por uma corrente passando através do polímero.

10 Numa outra forma de realização, a corrente elétrica é gerada por uma fonte externa de corrente.

Numa outra forma de realização, a fonte de corrente é uma fonte de corrente alternada.

15 Numa outra forma de realização, o polímero pode ser aquecido e amolecido por uma corrente alternada com uma frequência maior que 20.000 Hz, preferencialmente maior que 300.000 Hz.

Numa outra forma de realização, o polímero pode ser aquecido e amolecido por uma corrente alternada de uma intensidade de corrente I entre 0,001 e 10 Ampere.

20 Numa outra forma de realização, o polímero pode ser aquecido e amolecido por uma corrente alternada de uma voltagem U entre 20 e 300 Volt.

25 Numa outra forma de realização, o polímero com um volume V pode ser aquecido e amolecido por uma corrente alternada com uma densidade de potência $P = 0,005$ a 5 Watt/mm^3 dentro de 0,1 a 10 segundos. A energia assim aplicada corresponde a $E = 0,0005$ a $50 \text{ Watt} \cdot \text{segundos/mm}^3$.

30 Numa outra forma de realização, o polímero não apresenta uma condutividade uniforme, e esta última é preferencialmente menor na superfície do implante que no interior do implante. Em ambas formas de realização (bipolar e monopolar), o implante de acordo com o presente invento pode apresentar áreas externas de isolamento elétrico, significando que num pino usado de forma monopolar o eixo eletricamente condutivo pode por exemplo ser isolado por uma camada não condutiva, e que por exemplo somente a ponta do implante possa estar em contato elétrico com o corpo. É assim possível alcançar que o implante amoleça por exemplo
35 primeiro na ponta e possa assim ser fundido dentro do osso, enquanto o eixo do pino mantém sua estabilidade. Isto permite alcançar a vantagem de que um aquecimento seletivo do polímero é possível, significando precisamente no ponto em que é esperado que funda, liquefaça ou amoleça devido ao fluxo da corrente, preferencialmente na

superfície do implante que está em contato com o tecido do paciente.

5 Numa outra forma de realização, o polímero eletricamente condutivo do implante médico não compreende quaisquer elementos estruturais internos, estruturas ou fibras que são impactados pelo exterior pela energia elétrica e são assim aquecidos pela mesma.

Numa outra forma de realização, a geração de calor ocorre num polímero eletricamente condutivo do implante médico somente por uma corrente fluindo através do polímero eletricamente condutivo.

10 Numa forma adicional de realização, todo o polímero eletricamente condutivo do implante médico é cruzado por um fluxo de corrente, de modo que ocorra um aquecimento homogêneo do mesmo.

Numa outra forma de realização, todo o polímero eletricamente condutivo do implante médico é cruzado por um fluxo de corrente, de modo que ocorra um aquecimento não-homogêneo do mesmo.

15 Numa forma preferida de realização do processo, o corpo do paciente é usado ele próprio como um eletrodo neutro do circuito de corrente.

Numa outra forma de realização do processo, o implante médico é chaveado no circuito de corrente entre dois ossos. Isto é adequado para uma aplicação osso-material termoplástico-osso do implante médico.

20 Numa outra forma de realização do processo, um eletrodo do circuito de corrente é conectado a um fragmento de osso e o segundo eletrodo com o osso associado ou de outra forma com o corpo do paciente.

25 Numa outra forma de realização do processo, um eletrodo do circuito de corrente é conectado ao fragmento de osso e o segundo eletrodo ao implante médico inserido entre o fragmento de osso e o osso.

Numa outra forma de realização do processo, o local de implante é um furo no osso.

30 Numa outra forma de realização do processo, o implante médico é, numa condição não amolecida, superdimensionado com relação ao furo no osso.

35 Numa outra forma de realização do processo, o implante médico não é, numa condição não amolecida, superdimensionado com relação ao furo no osso e tem uma tensão residual interna. A aplicação de uma tensão residual pode por exemplo ocorrer durante o processo de fabricação, por exemplo por moldagem por injeção.

Numa outra forma de realização do processo, o polímero eletricamente condutivo é inserido através de uma cavidade isolada de um implante na forma de uma haste, e preferencialmente compreende um núcleo eletricamente

condutivo.

Numa outra forma de realização do processo, o polímero eletricamente condutivo é inserido numa cavidade com furos radiais.

5 Numa outra forma de realização, o implante médico é empregado para uma cirurgia plástica vertebral.

Numa outra forma de realização do processo, o implante médico é empregado para travar e/ou centralizar implantes, em particular pregos medulares após sua inserção no osso.

10 Numa outra forma de realização, o polímero é escolhido de modo que o amolecimento ocorra acima de uma temperatura de aquecimento de 40°C.

Exemplo 1 (placa de osteossíntese)

Uma placa de osteossíntese reabsorvível de 1 mm de espessura feita de uma poli-D,L-lactida foi aplicada aos fragmentos ósseos a serem fixados, e os furos necessários foram feitos no osso. Neste exemplo, a placa foi montada
15 com furos para parafusos de 2,0 mm. Os furos de 1,7 mm de tamanho foram feitos no osso. Um pino eletricamente condutivo de 2,0 mm de diâmetro foi então ajustado a um eletrodo conectado a um cautério elétrico disponível no mercado. O pino consistia de poli-D,L-lactida misturada com 15% de negro de fumo.

20 O paciente foi conectado ao eletrodo neutro do cautério numa forma convencional. O pino foi posto no furo através do furo na placa e submetido a uma corrente (potência de 5 Watt). A corrente fluiu através do pino eletricamente condutivo e aqueceu o mesmo. Porque a maior queda de voltagem ocorreu na transição entre o osso e o pino, o maior aquecimento ocorreu ali no pino, pelo que o pino foi amolecido, especialmente na sua superfície. Exercendo uma pressão sobre o eletrodo, o
25 pino pode então ser empurrado para dentro do furo que foi feito no osso, e o material termoplástico fluiu para dentro dos vãos no osso compensativo. Após cortar a corrente, o polímero resfriou e endureceu em menos de 1 minuto. O pino fixado com uma cabeça de tamanho maior que o normal (mais larga que o furo na placa) estava agora travando a placa no ponto desejado.

Exemplo 2 (placa de osteossíntese)

30 Numa variante do Exemplo 1, uma placa óssea foi usada tendo sido da mesma forma produzida a partir do mesmo material termoplástico eletricamente condutivo do pino descrito acima. O pino foi inserido como no exemplo acima. Tão logo a cabeça do pino tenha entrado em contato com a placa, uma fusão
35 entre o pino e a placa ocorreu neste ponto, uma vez que na zona do furo a placa era da mesma forma eletricamente condutiva e uma fusão entre a placa e a cabeça foi alcançada naquele ponto. Após o resfriamento, o pino e a placa estavam firmemente conectados um ao outro, e a conexão estava assim travada num ângulo estável.

Exemplo 3 (âncora óssea)

O problema a ser resolvido foi neste caso o de fixar um cordão ao osso, para prender um tendão ou outro elemento ósseo com um cordão. Para este fim, um furo de um diâmetro de 3 mm e uma profundidade de até 15 mm foi feito no osso. Um cordão com um alto ponto de fusão foi inserido no furo no osso. Uma âncora de uma espessura um pouco maior que aquela do furo foi então posta no furo. A âncora era feita de polipirrol tendo uma condutividade de 1000 Ohm/quadrado.

De forma similar ao Exemplo 1, a âncora também neste caso foi submetida a uma corrente usando um cautério elétrico, e após amolecer pela energia foi pressionada para dentro do osso. Após cortar a corrente, o polímero endureceu e a âncora estava travada no osso, juntamente com o cordão.

Exemplo 4 (âncora óssea)

Numa modificação do Exemplo 3, o cordão foi passado através de um furo feito transversalmente na âncora, a âncora foi então inserida no osso e apertada lá pelo uso de um eletrodo. O tendão desligado foi então esticado usando o cordão. O cordão foi neste caso mantido sob uma força de tração. Graças à corrente simultaneamente ligada, a âncora fundiu parcialmente e foi colada sob leve pressão ao cordão, ganhando assim uma fixação no osso. Após resfriar em cerca de 30 segundos, a força de tração sobre o cordão pôde ser liberada. Um nó no cordão, que de outra forma teria sido necessário, pôde ser omitido.

Exemplo 5 (implante de uma prótese)

Num implante dentário feito de titânio, a terceira distal foi envolvida com um material termoplástico parcialmente condutivo. Para este fim, o implante foi várias vezes gotejado em uma solução de poli-D,L-lactida com 25% de negro de fumo e secado entre os tratamentos de gotejamento. Para fins de isolamento, os dois terços superiores da superfície foram similarmente revestidos com um material polilactida-co-glicolida de baixo peso molecular de liberação rápida.

O lado afastado da ponta da raiz foi conectado a uma fonte de corrente. O implante foi posto no furo que foi feito em tamanho menor e a corrente foi ligada. Tão logo a corrente fluiu através do eletrodo para o implante, então através do polímero e novamente através do osso, o revestimento amoleceu na extremidade distal e o implante pôde então ser empurrado profundamente no furo sob pressão. A solidificação do polímero no osso levou a uma conexão primária resistente a carga entre o osso e o implante. O revestimento feito de polilactida-co-glicolida se degrada dentro de poucos dias e permite que os ossos cresçam sobre o implante de titânio depois disso.

Exemplo 6 (clipe vascular)

O clipe serviu para estancar vasos sanguíneos para parar de sangrar. Ele consistia essencialmente de dois braços e uma dobradiça. O braço foi

apertado com um grampo e o vaso sanguíneo foi mantido travado no mesmo. Os braços foram submetidos a corrente e pressionados juntos. A corrente amoleceu a dobradiça e permitiu entortar o clipe. Quando as extremidades dos braços que foram afastadas da dobradiça estavam uma sobre a outra, uma corrente também fluiu neste ponto, e induziu a fusão e a conexão desejada dos dois braços.

Exemplo 7 (clipe de cordão)

A mesma aplicação descrita no Exemplo 6 poderia também ser empregada para a fixação de cordões para evitar nós. O clipe tinha um comprimento de 7 mm e consistia de dois braços de igual comprimento. O diâmetro da seção transversal dos braços era de 3 x 3 mm.

Exemplo 8 (implante vertebral)

Numa paciente fêmea com uma fratura de compressão osteoporótica da primeira vértebra lombar, foi feito um furo de 4 mm de diâmetro (sob anestesia local) a partir da dorsal através dos pedículos para dentro do corpo vertebral (comprimento de mais de 4 cm). Um pino feito de poli-D,L-lactida (de um diâmetro de 3,9 mm) preenchido com polipirrol com uma condutividade resultante de 1200 Ohm/quadrado foi passado a partir da dorsal ainda sem qualquer aplicação de corrente através do furo. O próprio pino foi revestido externamente com uma camada isolante de 0,5 mm feita de poli-D,L-lactida e um furo central longitudinal com um diâmetro de 0,6 mm. este furo longitudinal mantinha uma haste metálica (de aço cirúrgico) de 0,5 mm de diâmetro conectada com o eletrodo. O eletrodo foi então ligado e o pino foi empurrado para dentro do corpo vertebral. Porque o pino não tinha isolamento na sua ponta, ele fez contato com o osso naquele ponto e se fundiu com o mesmo. Ao empurrar ainda mais o pino (mantendo a posição do eletrodo no centro, empurrando o pino em profundidade como um tubo de parede espessa no eletrodo), pôde-se obter um preenchimento do corpo vertebral com a poli-D,L-lactida. Enquanto fundia, o pino perdia continuamente seu isolamento na ponta, de modo que sob uma fusão contínua do material, o pino pôde ser empurrado mais e mais para dentro do corpo vertebral. Após resfriamento de 2 minutos, o corpo vertebral estava resistente a carga e livre de dor.

Exemplo 9 (projeto de eletrodo)

Este descreve uma disposição particularmente favorável de implante e eletrodo. O eletrodo é projetado para ser capaz, como no exemplo 9, de ser movido próximo ao local onde a corrente deve ser aplicada. Neste caso, entretanto, o eletrodo tem um isolamento e é somente circunferencialmente condutor para um comprimento de 7 mm na sua ponta. De modo similar ao Exemplo 9, o eletrodo foi passado através de um pino oco (feito de polilactida com 15% de negro de fumo) e empurrado através do pedículo para dentro do corpo vertebral com pouca resistividade. Contrariamente ao exemplo 8, o pino neste caso não é isolado contra a parede do

pedículo e não obstante funde somente na sua ponta, porque o eletrodo emite corrente somente naquele ponto. O resultado clínico é o mesmo do Exemplo 8. Numa forma expandida de realização, a ponta do eletrodo poderia ser equipada com um sensor térmico para medir o calor gerado lá e para regula-lo com a ajuda de um sistema de regulador comutação na fonte de corrente. Assim, uma evolução excessiva de calor poderia ser evitada.

Exemplo 10 (preenchimento de defeito)

O mesmo pino descrito no Exemplo 9 foi também empregado para o preenchimento de um defeito osso, no caso de um defeito de cabeça de tíbia. Para este fim, no paciente com uma fratura de cabeça de tíbia, foi feito um furo de 4 mm de diâmetro a partir da ventral através da cortical na direção do defeito (comprimento de 2 cm). O pino foi então empurrado através deste buraco para dentro do espaço medular e compensativo do osso enquanto se aplicava corrente, criando um osso estável numa osteossíntese composta. Os parafusos subseqüentemente inseridos nesta área proveram uma fixação excelente no polímero fundido. Foi provado que a subseqüente fusão de polímero num material deitado de osteossíntese ou numa prótese deitada leva a condições similarmente estáveis.

Exemplo 11 (osteossíntese composta)

No contexto de uma fratura de collum femoris em uma condição de osteoporose, um parafuso de quadril dinâmico foi implantado através do collum femoris, que foi modificado como segue: ele foi montado internamente com um furo longitudinal adicional de 3 mm de diâmetro e na ponta rosqueada com 10 furos radiais de 1 mm de diâmetro que permitiam uma comunicação entre o furo central e o osso. Um pino de 2,9 mm de diâmetro isolado como no Exemplo 9 foi então inserido neste furo central e submetido a uma corrente a partir da parte anterior. Sob o efeito da corrente, o pino poderia ser fundido dentro do parafuso, e o polímero liquefeito penetraria através dos furos para o osso, criando assim um aumento do osso em que o implante seria travado. Após o endurecimento do polímero (2 minutos), a rosca estava resistente a carga.

Exemplo 12 (stent)

No contexto de uma vasodilatação, o radiologista insere um cateter cardíaco através de um acesso femoral pelos vasos femorais e move este cateter até uma artéria renal restringida. Um balão com um *stent* dobrado ao redor dele, feito de polipirrol (diâmetro de 1,5 mm, comprimento de 2 cm) é aplicado à ponta do cateter. O balão em si é condutivo de forma monopolar e fica dentro do *stent* de forma dobrada. O balão é então submetido a uma corrente e a corrente flui através do *stent* para aquecer e amolecer o mesmo. O balão pode então ser soprado e o *stent* é expandido, até que um fluxo adequado de sangue seja alcançado. A corrente é cortada e o *stent* resfria,

endurecendo (dentro de 40 segundos) e mantém o vaso aberto.

Exemplo 13 (efeito memória)

Uma âncora óssea com uma tensão residual interna é produzida por moldagem por injeção (PLA/polianilina). Na forma resfriada, a âncora é reta (comprimento de 10 mm, diâmetro de 3 mm). Ao usar um cordão passado através de um ilhós no terço superior da âncora, a âncora é empurrada sob leve pressão para dentro de um furo pré-existente no malleolus externo. Sob a ação de calor induzido pela luz monopolar aplicada, é iniciado um relaxamento da âncora e a mesma é dobrada. Isto leva a âncora a apertar no furo do osso e ganhar uma fixação mecânica lá. O cordão na âncora pode assim ser carregado após 30 segundos, e ser empregado para a reconstrução de uma banda.

Exemplo 14 (travamento de prego)

Um prego medular femoral é inserido no fêmur para uma osteossíntese. Entretanto, na paciente fêmea de 86 anos de idade o osso estava muito mole distalmente para uma operação de travamento, então o operador fez um furo de 4 mm a partir da lateral através do corticalis em direção ao prego. Um pino de 3,5 mm feito de material sintético condutivo foi empurrado através do furo em direção ao prego. O pino foi então submetido a uma corrente de forma monopolar e empurrado no canal medular, pelo que ele continuamente se fundiu afastado do prego enquanto preenchia o canal medular e firmava o prego. A fim de distribuir apropriadamente o material de implante no canal medular, foram escolhidos um nível de energia relativamente alto (70 Watt) e um polímero de alta capacidade térmica para evitar um resfriamento e solidificação excessivamente rápidos. Após cortar a corrente, o prego estava firmemente fixado no centro do fêmur.

O presente invento e desenvolvimentos adicionais do presente invento serão explicados em maiores detalhes a seguir, com o auxílio dos desenhos parcialmente simplificados de vários exemplos de formas de realização. Estes mostram:

- Fig. 1: uma seção longitudinal através de uma forma de realização do implante médico de acordo com o presente invento;
- Fig. 2a: uma seção longitudinal através de uma outra forma de realização do implante médico de acordo com o presente invento;
- Fig. 2b: uma seção longitudinal através de uma outra forma de realização do implante médico de acordo com o presente invento;
- Fig. 3a: uma seção transversal através de uma outra forma de realização conformada como um implante dentário do implante médico de acordo com o presente invento, antes do processo de fusão;
- Fig. 3b: uma seção transversal através da forma de realização de acordo com a Fig.

3a, após a conclusão do implante;

- Fig. 4: uma seção longitudinal através de uma outra forma de realização conformada como uma prótese de junta de quadril do implante médico de acordo com o presente invento, após a conclusão do implante;

5 - Fig. 5a: uma vista de uma outra forma de realização do implante médico de acordo com o presente invento;

- Fig. 5b: uma vista da forma de realização de acordo com a fig. 5a, após a conclusão do implante;

10 - Fig. 6a: uma vista de uma outra forma de realização do implante médico de acordo com o presente invento;

- Fig. 7a: uma vista de uma outra forma de realização do implante médico de acordo com o presente invento;

- Fig. 7b: uma vista da forma de realização de acordo com a fig. 7a, após a conclusão do implante;

15 - Fig 8a: uma seção através de uma outra forma de realização do implante médico de acordo com o presente invento;

- Fig. 8b: uma seção através da forma de realização de acordo com a fig. 8a, após a conclusão do implante;

20 - Fig 9a: uma seção através de uma outra forma de realização do implante médico de acordo com o presente invento;

- Fig. 9b: uma seção através da forma de realização de acordo com a fig. 9a, após a conclusão do implante;

- Fig 10: uma seção através de uma outra forma de realização do implante médico de acordo com o presente invento;

25 - Fig 11a: uma seção através de uma outra forma de realização do implante médico de acordo com o presente invento;

- Fig. 11b: uma seção através da forma de realização de acordo com a fig. 11a, durante o implante;

30 - Fig. 11c: uma seção através da forma de realização de acordo com as figs. 11a e 11b, após a conclusão do implante;

- Fig 12: uma seção através de uma outra forma de realização do implante médico de acordo com o presente invento;

- Fig 13: uma seção através de uma outra forma de realização do implante médico de acordo com o presente invento;

35 - Fig 14: uma seção através de uma outra forma de realização do implante médico de acordo com o presente invento;

- Fig 15a: uma seção através de uma outra forma de realização do implante médico de acordo com o presente invento; e

- Fig. 15b: uma seção através da forma de realização de acordo com a fig. 15a, após a conclusão do implante.

Na forma de realização mostrada na Fig. 1, o implante médico de acordo com o presente invento compreende um pino (2) com uma camada isolante periférica (1) e é empregado para uma aplicação numa cirurgia de plástica vertebral (Exemplo 9). Um pino (2) feito de uma mistura de polipirrol e poli-D,L-lactida é inserido, a partir da dorsal através de um furo (10) feito anteriormente em um pedículo de um corpo vertebral (12) a ser tratado.

O pino (2) por si é externamente revestido com uma camada isolante (1) de 0,5 mm de espessura feita de poli-D,L-lactida e tem um furo central longitudinal (13) com um diâmetro de 0,6 mm. Este furo longitudinal (13) aloja um pino metálico (14) feito de aço cirúrgico de um diâmetro de 0,55 mm, conectado ao eletrodo 15. Após inserir o pino (2), a corrente é ligada e o pino (2) é empurrado, junto com seu eletrodo conectado (15) para dentro do corpo vertebral (12). Uma vez que o pino (2) não tem isolamento na sua ponta, ele contata o osso neste ponto e se funde. Uma ação de empurrar adicional sobre o pino (2) (mantendo a posição do eletrodo 15 no centro, significando que o pino 2 é empurrado como um tubo de parede espessa na profundidade do eletrodo 15) pode assim alcançar um preenchimento (3) do corpo vertebral (12) com poli-D,L-lactida. Após resfriamento por 2 minutos, o corpo vertebral está resistente a carga e livre de dor. O fluxo da corrente ocorre de forma monopolar através do corpo do paciente a ser tratado, por um condutor neutro (18) (eletrodo neutro ou aterramento) sobre a pele ou em outro lugar no corpo do paciente via um eletrodo de grande área de superfície, enquanto a corrente alternada é tipicamente alimentada através do implante médico. Numa outra forma de realização, o pino (2) também pode ser realizado sem uma camada isolante (1) e ser empurrado através de um tubo isolante ou mangueira isolante inserida dentro do furo (10).

A forma de realização ilustrada na fig. 2a difere da forma de realização representada na fig. 1 somente por uma outra disposição do implante médico e do eletrodo (15), por um projeto diferente de eletrodo (Exemplo 10). O eletrodo (15) é projetado de modo que, como na fig. 1, ele possa ser transportado próximo ao local onde a corrente deve ser aplicada. Neste ponto, entretanto, o eletrodo (15) tem um isolamento (16) com baixa resistividade e é circunferencialmente condutivo através de um comprimento de 7 mm somente na sua ponta (17). De uma forma similar à forma de realização da fig. 1, o eletrodo (15) é inserido no pino oco (2) (feito de polilactida com 15% de negro de fumo) e empurrado, junto com o último, através do pedículo no corpo vertebral (12). Em contraste com a fig. 1, neste ponto o pino (2) não é isolado contra a parede do pedículo e não obstante funde-se somente na sua ponta porque o eletrodo (15) transmite corrente somente neste ponto. Numa forma expandida de realização (não

desenhada) a ponta (17) do eletrodo (15) é montada com um sensor térmico para medir o calor evoluído e regula-lo através de uma comutação reguladora na fonte de corrente. Isto pode adicionalmente evitar uma evolução excessiva de calor. A transmissão de corrente ocorre de forma monopolar através do corpo do paciente pelo condutor neutro (18) (eletrodo neutro ou aterramento) sobre a pele (6), usando um eletrodo de grande área de superfície. Uma forma alternativa da forma de realização representada na fig. 2ª que difere daquela somente pelo fato que neste ponto o pino (2) compreende uma bucha interna (4) envolvendo o eletrodo (15) e feita de um polímero condutivo com uma baixa resistividade e coaxialmente uma bucha externa (5) feita de um polímero condutivo com uma resistividade mais alta. A bucha externa (5) também é fechada na sua extremidade inserida no corpo vertebral (12). Com base em sua resistividade mais alta, a bucha externa (5) aquece e se deforma enquanto a corrente flui através do pino (2).

A forma de realização representada nas figuras 3a e 3b compreende um implante dentário (30) feito de titânio, cuja seção a ser inserida no osso (31) é envolvida por uma camada (34) feita de um material termoplástico condutivo. Para este fim, a seção (30) do implante dentário a ser inserida no osso (31) é repetidamente gotejada em uma solução de poli-D,L-lactida com 25% de negro de fumo e secada entre os tratamentos de gotejamento. A extremidade (33) não revestida afastada da extremidade distal (32) é conectada a uma fonte de corrente. O implante dentário (30) é ajustado no furo (10) feito em tamanho menor e a corrente é ligada (fig. 3ª). Tão logo ocorra a transmissão de corrente através do eletrodo (15), o implante dentário (30), a camada (34) formada de um polímero e o osso (31), a camada (34) amolece a partir da extremidade distal (32) e o implante dentário (30) pode então ser empurrado na profundidade do furo (10) sob pressão. Ao pressionar o implante dentário (30) no furo (10), o material termoplástico que forma a camada (34) é pressionado nos vãos do osso (31), para gerar uma conexão mecânica entre o implante dentário (30) e o osso (31). A solidificação do polímero, ou seja da camada (34) no osso (31), leva a uma conexão primária resistente a carga entre o osso (31) e o implante dentário (30) (fig. 3b).

A forma de realização representada na fig. 4 compreende um implante médico conformado como uma prótese de junta de quadril (50). A prótese de junta de quadril (50) compreendem um componente femoral (51) metálico eletricamente condutivo, cujo eixo (53) a ser inserido no canal medular (54) do fêmur (55) é, como na forma de realização mostrada nas figuras 3a e 3b, revestido com uma camada (34) feita de um polímero condutivo, e uma taça articular metálica (52) igualmente condutiva que é, na sua superfície externa em contato com a cavidade glenóide, revestida com uma camada (34) feita de um polímero condutivo. O componente femoral (51) é no seu pescoço não revestido (56) ou na sua cabeça articular (57) conectado a uma fonte de corrente (25'). A taça articular (52) é conectada a uma segunda fonte de corrente (25) de

forma similar. O componente femoral (51) é inserido no canal medular (54) feito de antemão com um tamanho subdimensionado e a taça articular (52) é inserida na cavidade glenóide. Tão logo a corrente seja ligada e a transmissão da corrente ocorra através do eletrodo (15), o componente femoral (51), a camada (34) feita de um polímero e o fêmur (55), a camada (34) amolece devido a uma evolução interna de calor. No segundo circuito de corrente, a transmissão de corrente ocorre por um segundo eletrodo (15), a taça articular (52) e o osso do quadril, pelo que a camada (34) externa à taça articular (52) amolece devido à evolução interna de calor. O componente femoral (51) pode agora ser empurrado na profundidade do canal medular (54) sob pressão. Ao pressionar o componente femoral (51) no canal medular (54), o material termoplástico que forma a camada (34) é pressionado nos vãos do osso, de modo que seja gerada uma conexão mecânica entre o componente femoral (51) e o osso. De modo similar, a taça articular (52) é empurrada na cavidade glenóide, pelo que a camada amolecida (34) da taça articular (52) é pressionada nos vãos do osso, e uma conexão mecânica é similarmente gerada entre a taça articular (52) e o osso. A solidificação do polímero, i.e. das camadas (34) do componente femoral (51) no fêmur e da taça articular (52) na cavidade glenóide, leva a uma conexão primária, resistente a carga, entre o osso e a prótese de junta de quadril (50).

As figuras 5a e 5b mostram uma forma de realização adicional, em que o pino (2), através de um processo de produção apropriado tal como por exemplo moldagem por injeção, é provido de uma tensão residual e apresenta um comprimento (L) e um diâmetro (D) em uma condição resfriada (Fig. 5a). Graças ao aquecimento de todo o pino (2) através de um fluxo de corrente entre os pólos A, B, o material termoplástico relaxa e o pino (2) encurta e aumenta em diâmetro (Fig. 5b), o que leva a uma fixação ao tecido ao redor.

Na forma de realização ilustrada nas figuras 6a e 6b, o implante médico é conformado como um clipe (60). O clipe (60) é conformado em formato de U e compreende dois braços (61, 62) cujas extremidades livres (63) compreendem cada uma um elemento (64) feito de polímero condutivo. Estes elementos (64), que são mais espessos que os braços (61, 62) são conectados através de eletrodos (15', 15) a um circuito de corrente (fig. 6a). Após ligar a fonte de corrente, o clipe (60) é pressionado, i.e., os dois elementos (64) são pressionados juntos. Graças ao fluxo de corrente, os dois elementos (64) são aquecidos e amolecidos nos pontos de contato que ficam juntos e podem assim ser unidos pela aplicação de pressão e fusão conjunta dos mesmos (Fig. 6b).

O clipe (70) mostrado nas figuras 7a e 7b difere do clipe mostrado nas figuras 6a e 6b somente pelo fato que o clipe (70) é produzido a partir de uma única peça de polímero condutivo. Os braços (71, 72) são apertados com um

gancho (74), submetidos a corrente através de um respectivo eletrodo (15', 15) e pressionados juntos. Graças ao fluxo da corrente, a dobradiça que conecta os braços (71, 72) amolece e permite uma dobra do clipe (70) quando as extremidades dos braços voltadas em oposição à dobradiça (73) estiverem uma sobre a outra, a corrente também é transmitida neste ponto, o que leva a uma fusão e à desejada conexão dos dois braços (71, 72) nas suas extremidades que são engrossadas com relação aos braços (71, 72).

Na forma de realização ilustrada nas figuras 8a e 8b, o implante médico compreende um cordão (80) consistindo de um material com um alto ponto de fusão e uma âncora (83) feita de um polímero condutivo. O cordão (80) é para ser fixado ao osso (81) de modo que o cordão (80) prenda por exemplo um tendão ou um outro elemento do osso. Para este fim, um furo (82) tendo um diâmetro de 3 mm é feito numa profundidade de 15 mm no osso (81). O cordão (80) é então inserido neste furo (82) no osso (81). Uma âncora (83) tendo um diâmetro levemente maior que o do furo (82) é então ajustada sobre o furo (82). De uma forma similar ao Exemplo 1, a âncora (83) é também submetida a corrente através de um cautério elétrico, e após ser amolecido pelo fluxo da corrente, é pressionado para dentro do osso (81). Após cortar a corrente, o polímero condutivo solidifica e a âncora (83), juntamente com o cordão (80) é fixada ao osso (81).

A forma de realização mostrada nas figuras 9a, 9b é adequada para preenchimento de defeitos no osso (94). De forma similar à forma de realização de acordo com a fig. 1, um pino (2) é usado que tem um espaço oco central (91) na ponta do pino (2) para receber um pino metálico (14) conectado com um eletrodo. O pino metálico (14) pode ser removido novamente após o pino (2) ter se fundido, ou também pode ser produzido a partir de um material absorvível. A fim de, por exemplo, preencher um defeito na cabeça da tíbia de um paciente afetado por uma fratura de cabeça de tíbia, um furo (95) com um diâmetro de 4 mm é feito a partir da ventral, através do corticalis, até o defeito (comprimento de 2 cm). O pino (2), junto com o pino metálico (14), é então empurrado através deste furo (95) para dentro do canal medular e dentro do espaço compensativo do osso enquanto se aplica uma corrente, criando assim, como na osteossíntese composta, um osso estável pela fusão do pino (2) até um preenchimento (93). Os parafusos (não mostrados aqui) subseqüentemente inseridos neste preenchimento (93) proporcionam uma excelente fixação no material polimérico inicialmente fundido e então endurecido.

A fig. 10 ilustra uma forma de realização em que o polímero do implante médico é conformado como uma pérola (102). Esta pérola (102) pode ser inserida do espaço oco que surge quando um fragmento ósseo (101) é quebrado fora de um osso (103). A montagem do fragmento ósseo (101) no espaço oco e a conexão do fragmento ósseo (101) com o osso (103) pela fusão da pérola (102) e pressão do

polímero para dentro dos vãos no fragmento ósseo (101) e no osso (103) pode ser obtida através de duas variantes A e B. Na variante A, um primeiro eletrodo (15') é conectado à pérola (102), enquanto um segundo eletrodo (15) é apertado ao fragmento ósseo (101). Após ligar a fonte de corrente, a transmissão de corrente ocorre a partir da fonte de corrente pelo primeiro eletrodo (15') e pérola (102) enquanto a aquece e pelo segundo eletrodo (15). Na variante B, o primeiro eletrodo é fixado ao fragmento ósseo (101) enquanto o segundo eletrodo (15) é fixado ao osso (103). Neste ponto, após ligar a fonte de corrente, a transmissão de corrente ocorre através do primeiro eletrodo (15'), o fragmento de osso (101), a pérola (102) enquanto a aquece, e osso (103) e o segundo eletrodo (15).

A forma de realização mostrada nas figuras 11a – 11c compreende um pino (2) feito de um polímero condutivo adequado para fixar uma placa óssea (110) num osso (111). A placa óssea (110) é uma placa de osteossíntese absorvível com uma espessura de 1 mm, feita de uma poli-D,L-lactida. A fim de ser fixada à fratura, a placa óssea (110) é aplicada aos fragmentos a serem fixados, e os furos (112) necessários para sua fixação ao osso (111) são feitos no osso (111). Este exemplo mostra uma placa óssea (110) montada com furos (113) de parafusos para parafusos de 2 mm. Os furos (112) feitos no osso (111) têm um diâmetro de 1,5 mm. O pino (2) eletricamente condutivo é transportado com sua ponta (114) para ser inserido no osso (111) através do furo de parafuso (113) na placa óssea (110), ajustado no furo (112) que foi feito no osso (111) e submetido a uma corrente. A transmissão de corrente através do pino (2) eletricamente condutivo aquece o mesmo. Porque a maior queda de voltagem elétrica ocorre na transição entre o osso (111) e o pino (2), o maior calor surge neste ponto no pino (2), que amolece especialmente na sua superfície. Exercendo-se uma pressão no eletrodo (15), o pino (2) é empurrado para dentro do furo (112) que foi feito no osso (111) e o material termoplástico flui para dentro dos vãos intra-trabeculares disponíveis no osso compensatório (fig. 11b). Após cortar a corrente, o polímero resfria novamente e se solidifica. A cabeça (115) do pino (2), que tem um diâmetro maior que o furo de parafuso (113) na placa óssea, agora trava a placa óssea (110) (fig. 11c).

As figuras 12 e 13 mostram cada uma um pino (2) que compreende um cerne (121, 131) feito de material de baixa resistividade, por exemplo de um metal ou de um polímero condutivo, e um revestimento (122, 132) feito de um polímero eletricamente condutivo com uma resistividade maior. O revestimento (122) da fig. 10 é conformado como uma bucha e se estende pela porção cilíndrica (123) do pino (2). A ponta (124) do pino (2) e a extremidade traseira (125) axialmente oposta, que pode ser conectada a um eletrodo, são conformados sem um revestimento (122). O revestimento (132) na fig. 13 é somente parcialmente aplicado numa seção frontal (133) do pino (2) e encerra a seção afunilada (133) do pino (2) incluindo sua ponta (134). Um

pino (2) conformado de acordo com as figuras 12 ou 13 permite um aquecimento seletivo de um material termoplástico para alcançar uma deformação. Na fig. 12, o pino (2) aquecerá na ponta fina (124) porque a bucha atua como um isolante e a corrente flui através da ponta. Na fig. 13, o pino (2) aquecerá e deformará na zona com uma resistividade maior no circuito de corrente, ou seja no revestimento (132).

A fig. 14 mostra a aplicação de um pino de acordo com a fig. 12, para preencher um defeito em um osso (94) como descrito nas figuras 9a e 9b.

As figuras 15a e 15b ilustram uma forma de realização em que o implante médico compreende um parafuso de quadril dinâmico (150) e um pino (2) feito de polímero condutivo. O parafuso de quadril dinâmico (150) tem um eixo oco (151) com um furo rosqueado (152) na sua extremidade frontal estendendo-se para a cabeça da junta de quadril. A região do furo rosqueado (152) tem perfurações radiais (153) que perfuram radialmente o eixo (151) entre seu espaço oco central (154) e seu perímetro. Separado das perfurações (153), o espaço oco (154) é preenchido com um revestimento isolante (155). No contexto de uma fratura de collum femoris, na presença de osteoporose, o parafuso de quadril dinâmico (150) é implantado através do collum femoris. Como descrito no exemplo 9, um pino isolado (2) de um diâmetro de 2,9 mm é então inserido no espaço oco central (154) e conectado, através de um eletrodo (15) na sua extremidade traseira oposta ao furo rosqueado (152) do parafuso de quadril dinâmico (150) a uma fonte de corrente (25). Sob a aplicação de corrente, o pino (2) então se funde dentro do parafuso de quadril (150) e o polímero liquefeito penetra através das perfurações (153) para fora para dentro do osso (156), criando assim um aumento do osso (156) em que o implante se trava. Após a solidificação do polímero, o parafuso de quadril (150) está resistente a carga (fig. 15b).

Reivindicações

1. Implante médico, **caracterizado** pelo fato de compreender pelo menos parcialmente um polímero eletricamente condutivo compatível com o corpo tendo uma resistividade elétrica específica ρ e a propriedade de ser capaz de aquecer e amolecer graças a um fluxo de corrente através do polímero.
2. Implante médico, de acordo com a reivindicação 1, **caracterizado** pelo fato que o polímero é escolhido para que o amolecimento ocorra abaixo de uma temperatura de aquecimento de 250°C.
3. Implante médico, de acordo com a reivindicação 2, **caracterizado** pelo fato que o amolecimento ocorre abaixo de uma temperatura de aquecimento de 150°C, preferencialmente abaixo de 100°C.
4. Implante médico, de acordo com as reivindicações de 1 a 3, **caracterizado** pelo fato que além do próprio polímero, nenhum outro elemento estrutural do implante é provido para o aquecimento do implante.
5. Implante médico, de acordo com as reivindicações de 1 a 4, **caracterizado** pelo fato de compreender meios para prender um eletrodo.
6. Implante médico, de acordo com a reivindicação 5, **caracterizado** pelo fato que os meios consistem de um recesso ou de uma elevação na superfície do polímero.
7. Implante médico, de acordo com as reivindicações 5 ou 6, **caracterizado** pelo fato que os meios consistem de um material tendo uma resistividade elétrica específica $\rho_M < \rho$.
8. Implante médico, de acordo com as reivindicações de 1 a 7, **caracterizado** pelo fato que o polímero é um semicondutor, preferencialmente um semicondutor orgânico.
9. Implante médico, de acordo com as reivindicações de 1 a 8, **caracterizado** pelo fato que o polímero compreende cadeias moleculares com duplas ligações extensivamente conjugadas.
10. Implante médico, de acordo com as reivindicações de 1 a 9, **caracterizado** pelo fato que a resistividade elétrica específica ρ é maior que 500 Ohm•cm, preferencialmente maior que 1500 Ohm•cm.
11. Implante médico, de acordo com a reivindicação 10, **caracterizado** pelo fato que a resistividade elétrica específica ρ é maior que 3000 Ohm•cm, preferencialmente maior que 10000 Ohm•cm.
12. Implante médico, de acordo com as reivindicações 1 a 11, **caracterizado** pelo fato que o polímero tem uma resistividade superficial de pelo menos 10^{-1} Ohm/quadrado, preferencialmente de 10^2 Ohm/quadrado.
13. Implante médico, de acordo com as reivindicações de 1

a 12, **caracterizado** pelo fato que o polímero tem uma resistividade superficial de no máximo 10^{12} Ohm/quadrado, preferencialmente de no máximo 10^7 Ohm/quadrado.

14. Implante médico, de acordo com as reivindicações 1 a 13, **caracterizado** pelo fato que o polímero tem uma condutividade volumétrica de pelo menos 10^{-11} S/m, preferencialmente de pelo menos 10^{-4} S/m.

15. Implante médico, de acordo com as reivindicações de 1 a 14, **caracterizado** pelo fato que o polímero tem uma condutividade volumétrica de no máximo 10^1 S/m, preferencialmente de no máximo 10^0 S/m.

16. Implante médico, de acordo com as reivindicações de 1 a 15, **caracterizado** pelo fato que a resistividade elétrica do implante é reduzida pela fusão do polímero ou pelo aquecimento do implante.

17. Implante médico, de acordo com a reivindicação 16, **caracterizado** pelo fato que a resistividade elétrica numa condição fundida ou aquecida do implante é reduzida por um fator de pelo menos 0,5, preferencialmente por um fator de 10.

18. Implante médico, de acordo com as reivindicações 16 ou 17, **caracterizado** pelo fato que a resistividade elétrica numa condição fundida ou aquecida do implante é reduzida por um fator > 100 .

19. Implante médico, de acordo com as reivindicações de 1 a 15, **caracterizado** pelo fato que a resistividade elétrica no implante é aumentada pela fusão do polímero ou pelo aquecimento do implante.

20. Implante médico, de acordo com a reivindicação 19, **caracterizado** pelo fato que a resistividade elétrica numa condição fundida ou aquecida do implante é aumentada em pelo menos um fator de 0,5, preferencialmente por um fator de 10.

21. Implante médico, de acordo com as reivindicações de 1 a 20, **caracterizado** pelo fato que o polímero é isotrópico.

22. Implante médico, de acordo com as reivindicações de 1 a 20, **caracterizado** pelo fato que o polímero é anisotrópico.

23. Implante médico, de acordo com as reivindicações de 1 a 22, **caracterizado** pelo fato que o polímero é um material termoplástico.

24. Implante médico, de acordo com a reivindicação 23, **caracterizado** pelo fato que o material termoplástico é escolhido dentre o grupo de poliacetilenos, polianilinas, poli(etilenodioxitiofenos), poli(fenilenovinilinas), poliarilenos, polispiro-bifluorenos, polidialquilfluorenos, politiofenos ou polipirróis.

25. Implante médico, de acordo com a reivindicação 23, **caracterizado** pelo fato que o material termoplástico é escolhido dentre os seguintes grupos:

- polímeros termoplásticos que são por si eletricamente condutivos;
- misturas de polímeros não eletricamente condutivos (matriz) com cargas ou aditivos que permitem a condutividade;
- copolímeros compostos de polímeros eletricamente condutivos e eletricamente não condutivos;
- polímeros condutivos, em que a aplicação de eletricidade ou calor pode induzir uma reação química (por exemplo a polimerização) ou uma reação física (por exemplo uma mudança geométrica);
- polímeros não condutivos, em que a aplicação de eletricidade ou calor pode induzir uma reação química (por exemplo uma polimerização) ou uma reação física (por exemplos uma mudança geométrica). Tais materiais podem ser de natureza orgânica ou também não orgânica, por exemplo cerâmica, gel, colágeno ou substâncias químicas introduzidas no líquido ou na composição pastosa que endurece novamente após a ativação térmica;
- combinações dos materiais mencionados acima.

26. Implante médico, de acordo com as reivindicações de 1 a 25, **caracterizado** pelo fato que além do polímero, ele também compreende elementos de implante feitos de outros materiais preferencialmente escolhidos dentre o grupo de metais, carbono, cerâmica, PEEK, polímeros não termoplásticos escolhidos dentre o grupo de polimetilmetacrilatos, e/ou materiais inorgânicos tais como fosfato de cálcio, sulfato de cálcio ou cimento ósseo.

27. Implante médico, de acordo com as reivindicações de 1 a 26, **caracterizado** pelo fato que o polímero é por si eletricamente condutivo.

28. Implante médico, de acordo com as reivindicações de 1 a 27, **caracterizado** pelo fato que a condutividade elétrica do polímero é alcançada pela dopagem apropriada.

29. Implante médico, de acordo com as reivindicações de 1 a 28, **caracterizado** pelo fato que o polímero é combinado com uma cerâmica eletricamente condutiva, em particular de uma estrutura similar à do vidro ou amorfa.

30. Implante médico, de acordo com as reivindicações de 1 a 29, **caracterizado** pelo fato que o polímero é obtido através de aditivos eletricamente condutivos adicionados a um polímero eletricamente não condutivo.

31. Implante médico, de acordo com a reivindicação 30, **caracterizado** pelo fato que os aditivos eletricamente condutivos consistem de qualquer material sólido ou líquido eletricamente condutivo possível na forma de partículas, grânulos, ou acumulados de partículas de qualquer forma externa.

32. Implante médico, de acordo com as reivindicações 30 ou 31, **caracterizado** pelo fato que os aditivos eletricamente condutivos são escolhidos

dentre os seguintes materiais:

- materiais metálicos, por exemplo ferro, magnésio, ouro, prata, ligas ou amálgamas;
- partículas de carbono, por exemplo fuligem, nanotubos de carbono, fullerenos;
- sais ou substâncias capazes de rapidamente atrair água, para permitir o fluxo de
5 eletricidade na quantidade necessária. Tais sais podem por exemplo consistir de
cloreto de sódio, sulfato de sódio ou sais de magnésio.
- polímeros eletricamente condutivos, por exemplo polímeros escolhidos dentre pirrol,
anilina, dialquilfluorina, tiofeno ou grupos etilenodioxítiofeno.
- óleos biocompatíveis, por exemplo silicones;
- 10 - soluções aquosas, preferencialmente soluções salinas.

33. Implante médico, de acordo com as reivindicações de 1 a 32, **caracterizado** pelo fato que o polímero apresenta uma estrutura de poros abertos.

34. Implante médico, de acordo com as reivindicações de 1 a 33, **caracterizado** pelo fato que o polímero apresenta canais capilares.

15 35. Implante médico, de acordo com as reivindicações de 1 a 34, **caracterizado** pelo fato que o polímero apresenta propriedades hidrofílicas.

36. Implante médico, de acordo com as reivindicações de 1 a 35, **caracterizado** pelo fato que ele consiste de um material homogêneo.

20 37. Implante médico, de acordo com a reivindicação 36, **caracterizado** pelo fato que o material homogêneo não tem uma estrutura interna.

38. Implante médico, de acordo com as reivindicações 1 a 37, **caracterizado** pelo fato que o polímero está presente na forma de um revestimento do implante.

25 39. Implante médico, de acordo com a reivindicação 38, **caracterizado** pelo fato que somente uma porção da superfície do implante é revestida com um polímero.

40. Implante médico, de acordo com as reivindicações de 1 a 39, **caracterizado** pelo fato que o polímero compreende zonas com uma resistividade elétrica específica p variável, em particular na forma de revestimentos de superfície.

30 41. Implante médico, de acordo com as reivindicações de 38 a 40, **caracterizado** pelo fato que o revestimento apresenta uma espessura de revestimento variável.

35 42. Implante médico, de acordo com as reivindicações de 1 a 41, **caracterizado** pelo fato que todo o implante ou somente o polímero é parcialmente revestido com materiais eletricamente não condutivos.

43. Implante médico, de acordo com a reivindicação 42, **caracterizado** pelo fato que o material eletricamente não condutivo apresenta propriedades osteocondutivas, osteoindutivas ou osteogênicas.

44. Implante médico, de acordo com a reivindicação 42, **caracterizado** pelo fato que o material eletricamente não condutivo é uma polilactida ou hidroxiapatita.

5 a 44, **caracterizado** pelo fato que o polímero compreende uma mistura de pelo menos dois materiais termoplásticos eletricamente condutivos diferentes, compatíveis com o corpo.

46. Implante médico, de acordo com as reivindicações de 1 a 45, **caracterizado** pelo fato que ele apresenta uma forma sólida.

10 a 45, **caracterizado** pelo fato que o polímero está presente numa forma granular.

48. Implante médico, de acordo com as reivindicações de 1 a 47, **caracterizado** pelo fato que é produzido a partir de fibras, em que o polímero preferencialmente serve como um revestimento das fibras.

15 a 48, **caracterizado** pelo fato que ele está presente na forma de uma espuma ou esponja de poros abertos.

20 50. Implante médico, de acordo com as reivindicações de 1 a 49, **caracterizado** pelo fato que ele é conformado como um elemento de fixação ao osso, preferencialmente na forma de um parafuso de osso, pino de osso, cavilha de osso, tubo, cordão, cordão em tubo ou âncora (com um ilhós para cordão).

25 51. Implante médico, de acordo com as reivindicações de 1 a 50, **caracterizado** pelo fato que o polímero é conformado como uma barra e tem um furo central longitudinal, que é adequado para uma recepção longitudinalmente deslizável de um pino metálico (14) conectável com um eletrodo (15), ou de um pino preso a um eletrodo.

30 52. Implante médico, de acordo com a reivindicação 51, **caracterizado** pelo fato de compreender um pino metálico (14) ou fio metálico que pode ser recebido em um furo longitudinal (13) e montado, exceto por uma porção terminal, com um isolamento (16).

53. Implante médico, de acordo com as reivindicações de 1 a 52, **caracterizado** pelo fato que o polímero é conformado como uma barra e compreende uma camada isolante periférica (1) eletricamente não condutiva.

35 a 52, **caracterizado** pelo fato que o polímero é conformado como uma barra e compreende uma bucha externa (5) feita de um segundo polímero condutivo com uma resistividade mais alta.

55. Implante médico, de acordo com as reivindicações de 1

a 50, **caracterizado** pelo fato que o polímero é conformado como uma pérola (102) e é capaz de ser conectado de modo liberável com um eletrodo (15) na forma de um fio.

56. Implante médico, de acordo com as reivindicações de 1 a 50, **caracterizado** pelo fato que ele é conformado como um implante dentário (30) ou como um implante dentário de raiz.

57. Implante médico, de acordo com as reivindicações de 1 a 56, **caracterizado** pelo fato que o polímero está pelo menos parcialmente numa condição amolecida.

58. Implante médico, de acordo com a reivindicação 57, **caracterizado** pelo fato que a condição amolecida é gerada por uma corrente elétrica que flui através do polímero.

59. Implante médico, de acordo com a reivindicação 58, **caracterizado** pelo fato que a corrente elétrica é gerada por uma fonte de corrente (25) externa.

60. Implante médico, de acordo com a reivindicação 59, **caracterizado** pelo fato que a fonte de corrente (25) é uma fonte de corrente alternada.

61. Implante médico, de acordo com as reivindicações de 1 a 60, **caracterizado** pelo fato que o polímero é capaz de ser aquecido e amolecido por uma corrente alternada com uma frequência v maior que 20.000 Hz, preferencialmente maior que 300.000 Hz.

62. Implante médico, de acordo com as reivindicações de 1 a 61, **caracterizado** pelo fato que o polímero é capaz de ser aquecido e amolecido por uma corrente alternada com uma intensidade de corrente I entre 0,001 e 10 Ampere.

63. Implante médico, de acordo com as reivindicações de 1 a 62, **caracterizado** pelo fato que o polímero é capaz de ser aquecido e amolecido por uma corrente alternada com uma voltagem U entre 20 e 300 Volt.

64. Implante médico, de acordo com as reivindicações de 1 a 63, **caracterizado** pelo fato que o polímero com um volume V a ser amolecido é capaz de ser aquecido e amolecido por uma corrente alternada com uma densidade de potência $P = 0,005$ a 5 Watt/mm^3 dentro de cerca de 0,1 a 10 segundos.

65. Implante médico, de acordo com as reivindicações de 1 a 64, **caracterizado** pelo fato que o polímero não apresentam uma condutividade uniforme, e que esta última é preferencialmente menor na superfície do implante que no interior do implante.

66. Implante médico, de acordo com as reivindicações de 1 a 65, **caracterizado** pelo fato que o polímero eletricamente condutivo do implante médico não compreende qualquer material estrutural interno, estruturas ou fibras capazes de serem impactados pela energia elétrica externa e serem aquecidos pela última.

67. Implante médico, de acordo com as reivindicações de 1 a 66, **caracterizado** pelo fato que a geração de calor no polímero eletricamente condutivo do implante médico ocorre somente pelo fluxo de corrente através do polímero eletricamente condutivo.

5 68. Implante médico, de acordo com as reivindicações de 1 a 67, **caracterizado** pelo fato que todo o polímero eletricamente condutivo do implante médico é passado por uma corrente fluindo de modo que ocorra um aquecimento homogêneo do mesmo.

10 69. Implante médico, de acordo com as reivindicações de 1 a 67, **caracterizado** pelo fato que todo o polímero eletricamente condutivo do implante médico é atravessado por uma corrente fluindo de modo que ocorra um aquecimento não-homogêneo do mesmo.

15 70. Dispositivo compreendendo um implante , em particular uma placa óssea (110) com um ou mais furos (113) atravessando o implante e pelo menos um implante médico adequado para inserção nos furos (113) de acordo com as reivindicações de 1 a 69, **caracterizado** pelo fato que numa condição não amolecida o implante médico é sobredimensionado com relação aos furos (113).

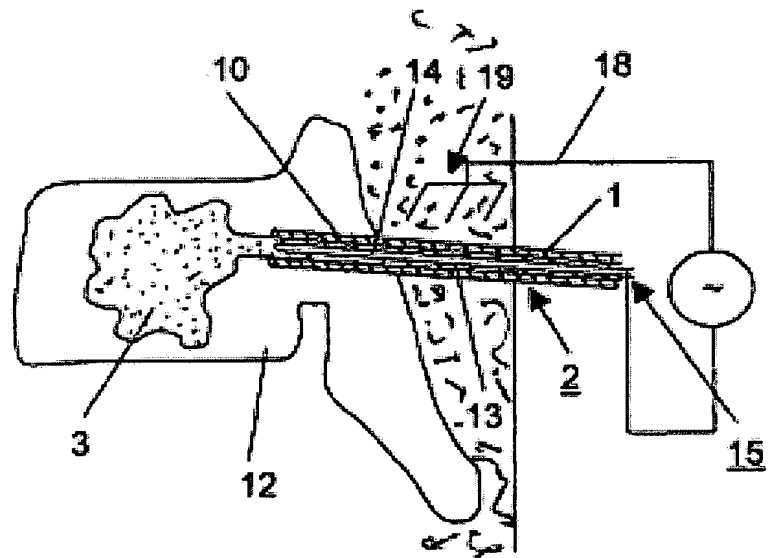


Fig. 1

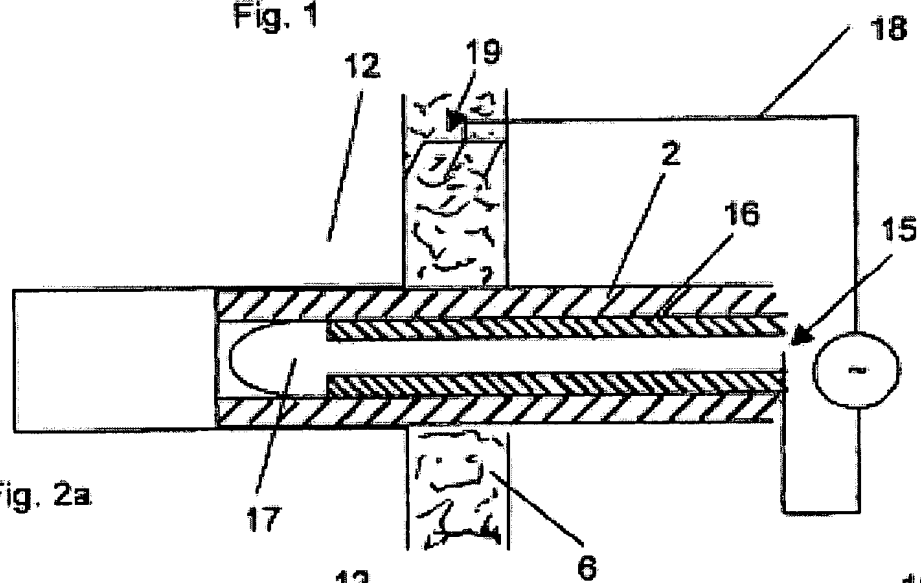


Fig. 2a

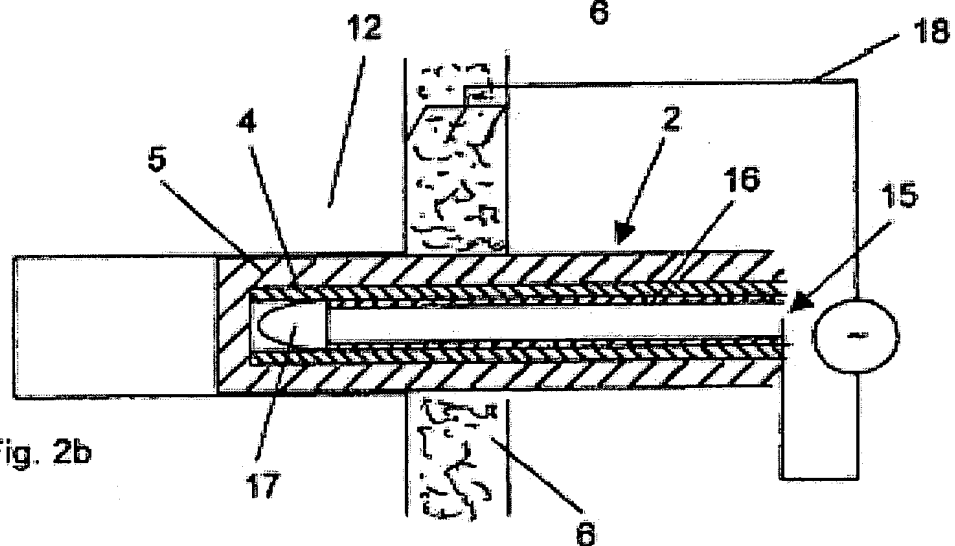


Fig. 2b

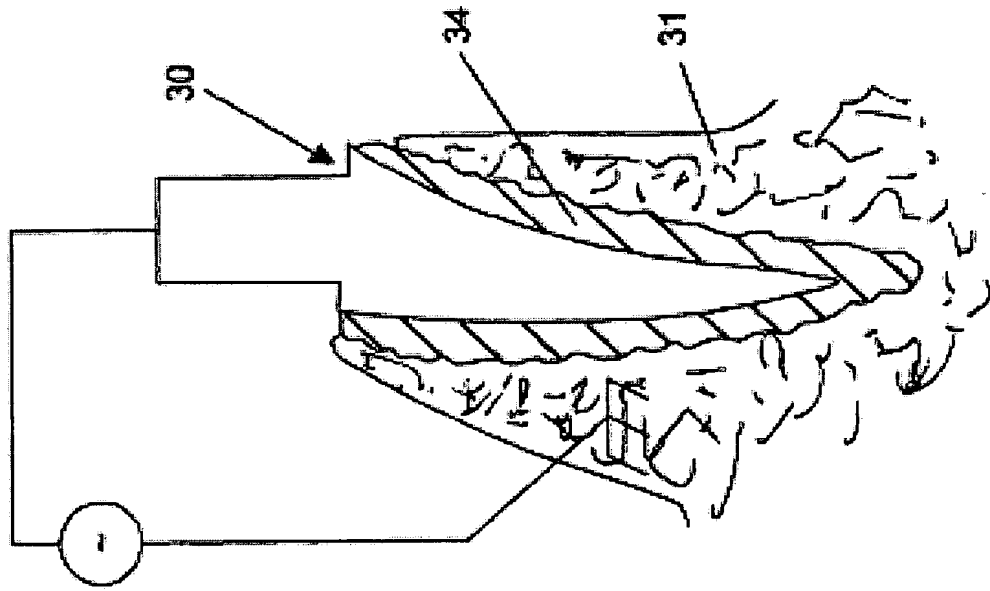


Fig. 3b

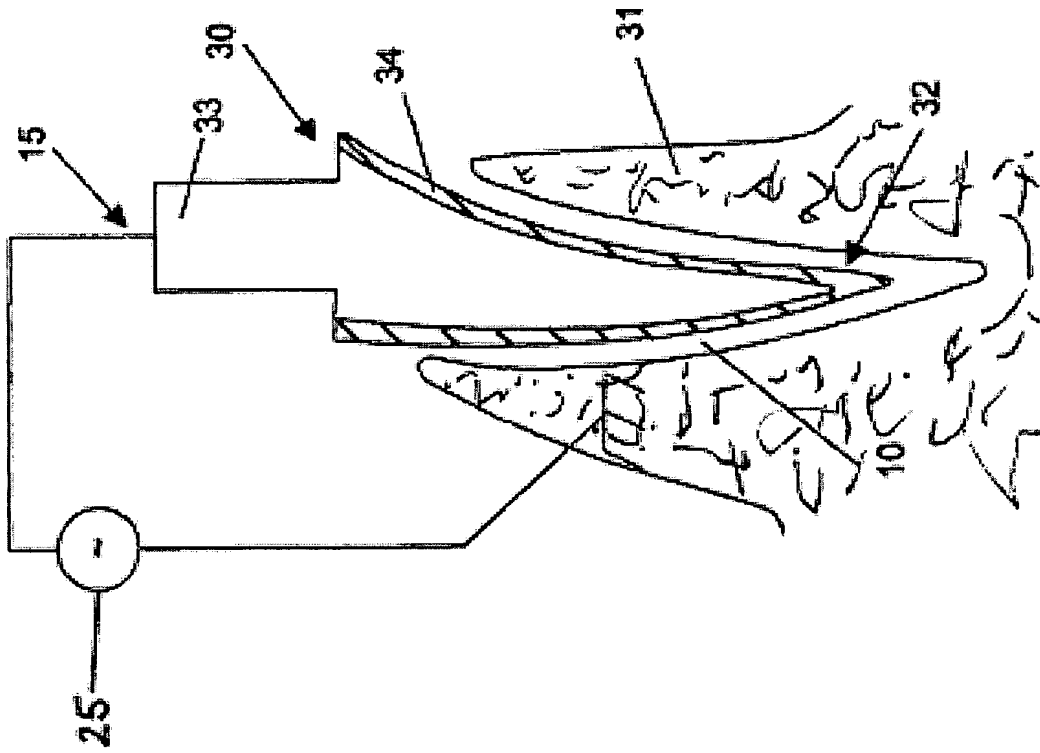


Fig. 3a

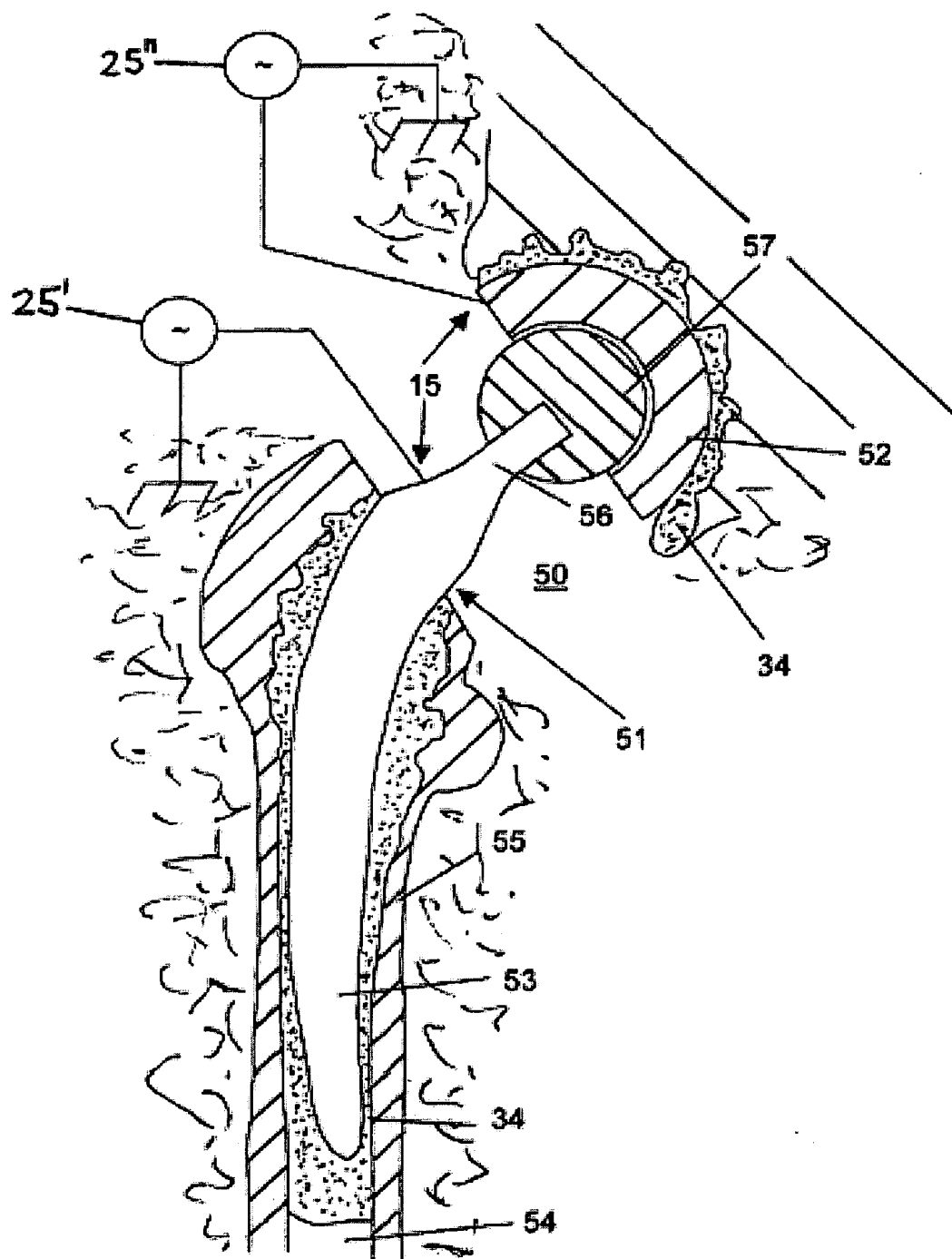
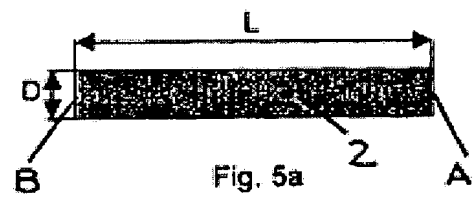
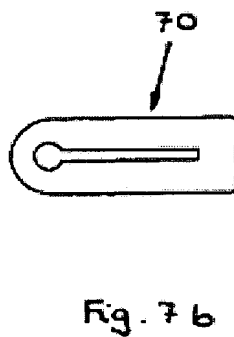
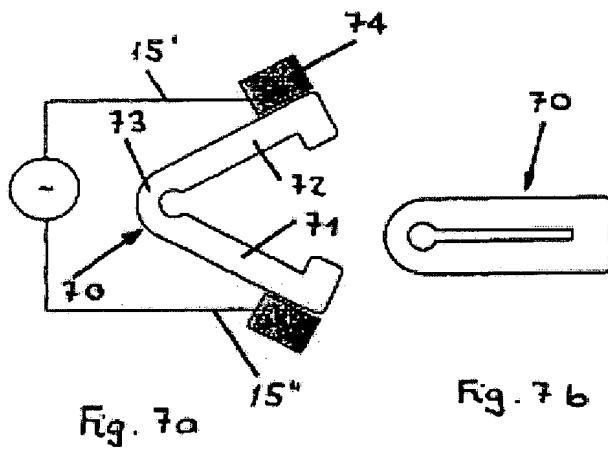
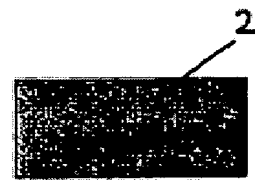
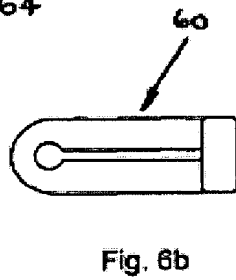
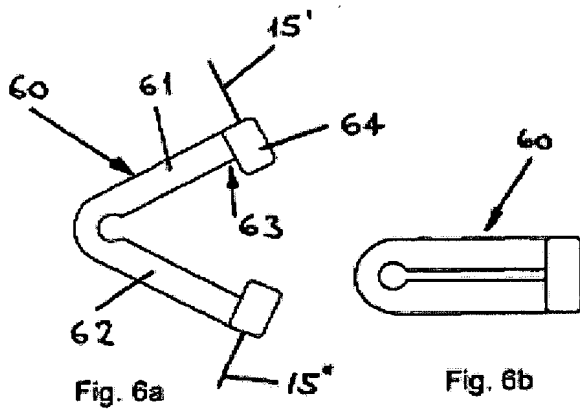
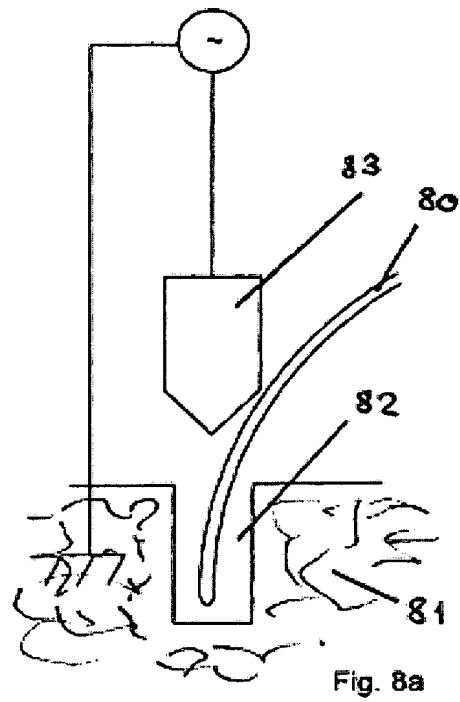
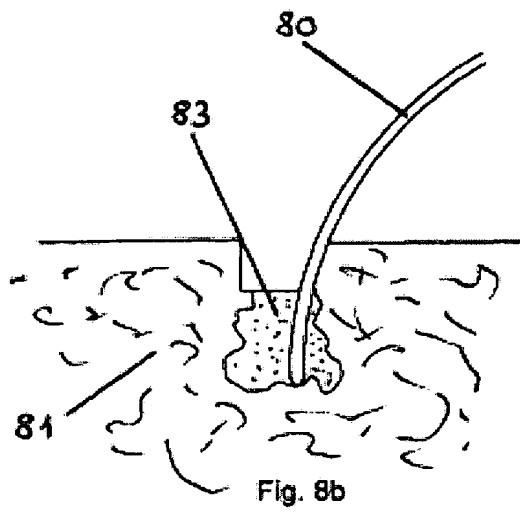


Fig. 4



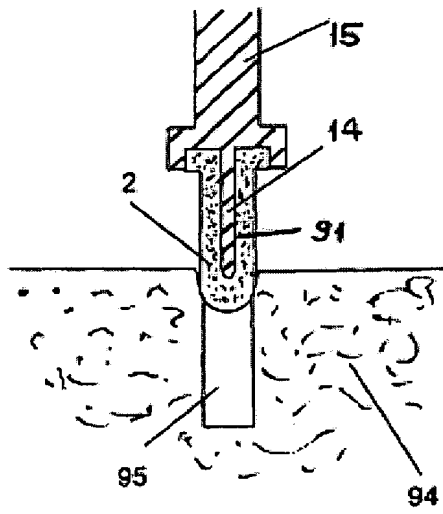


Fig. 9a

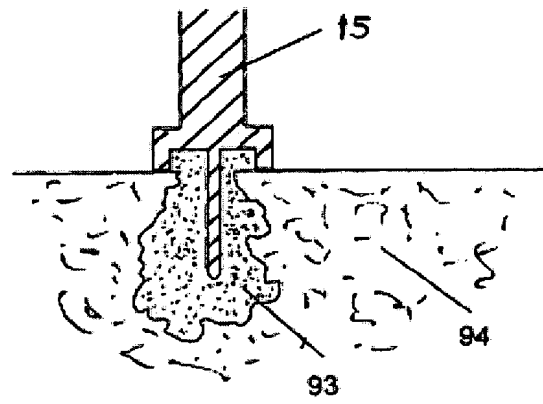


Fig. 9b

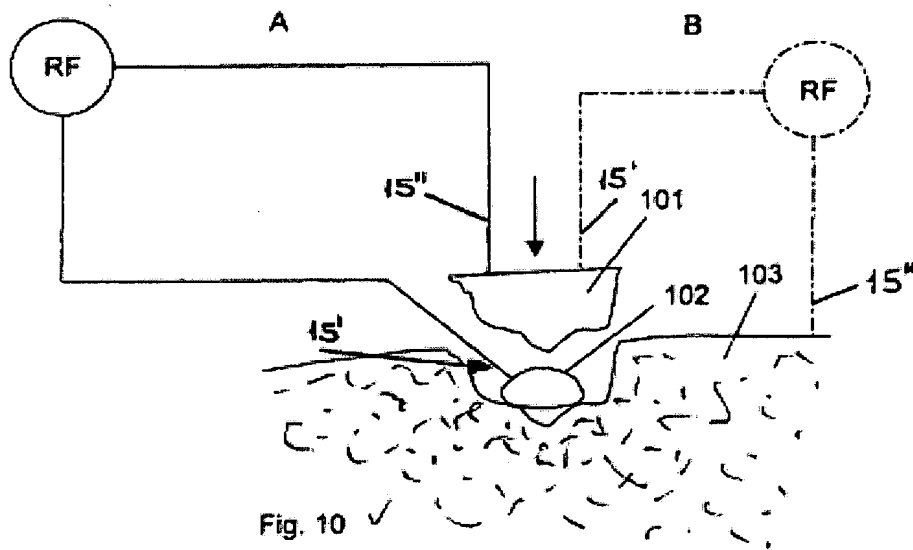
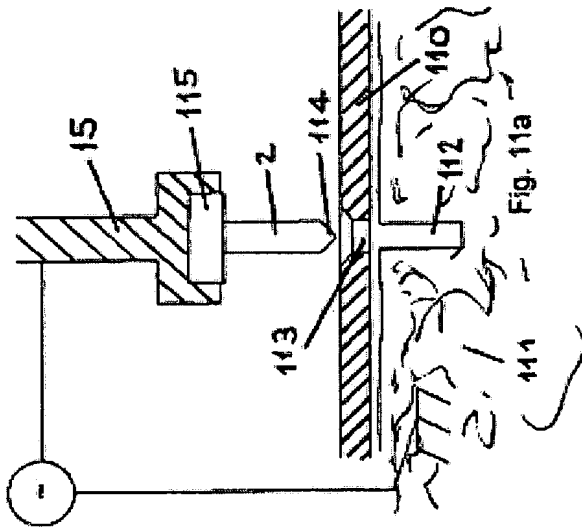
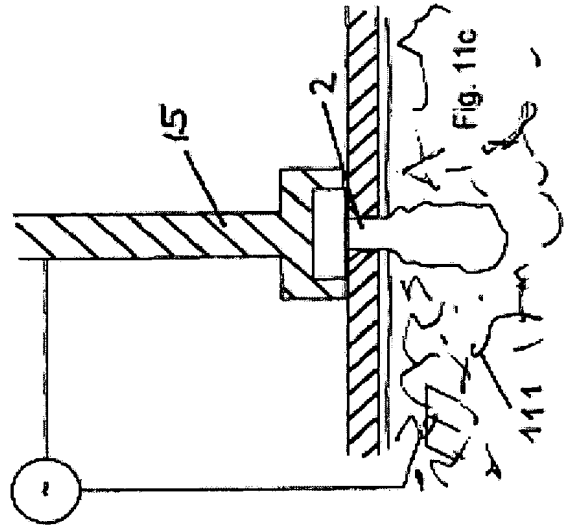
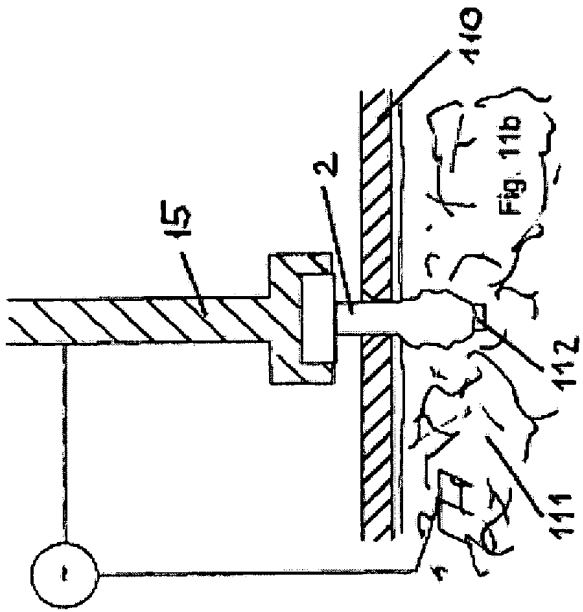


Fig. 10



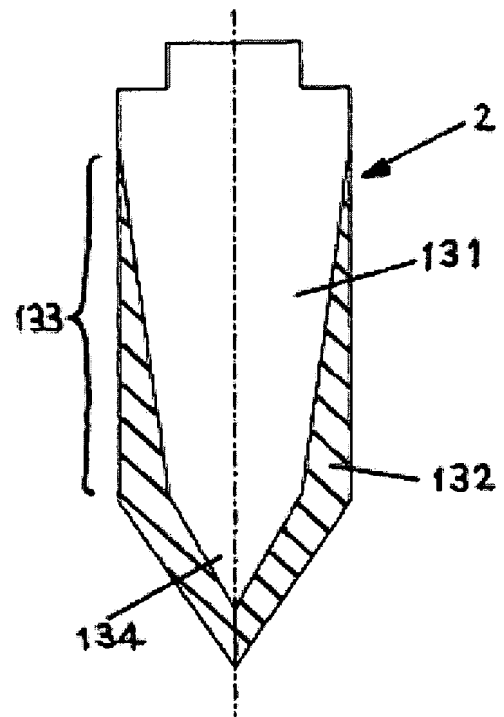
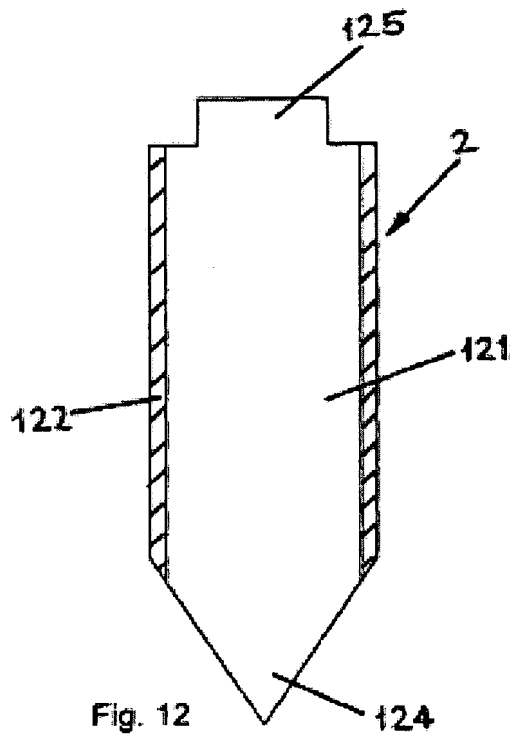


Fig. 13

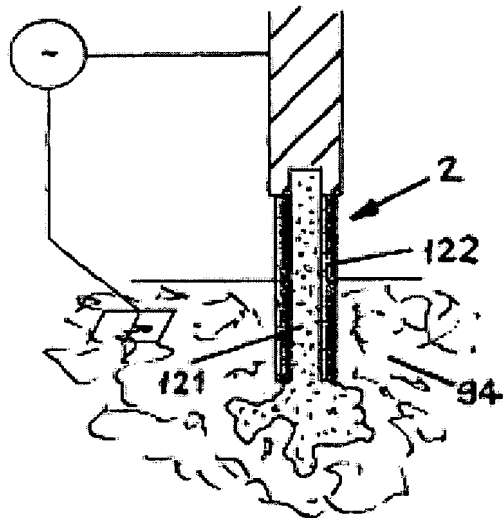
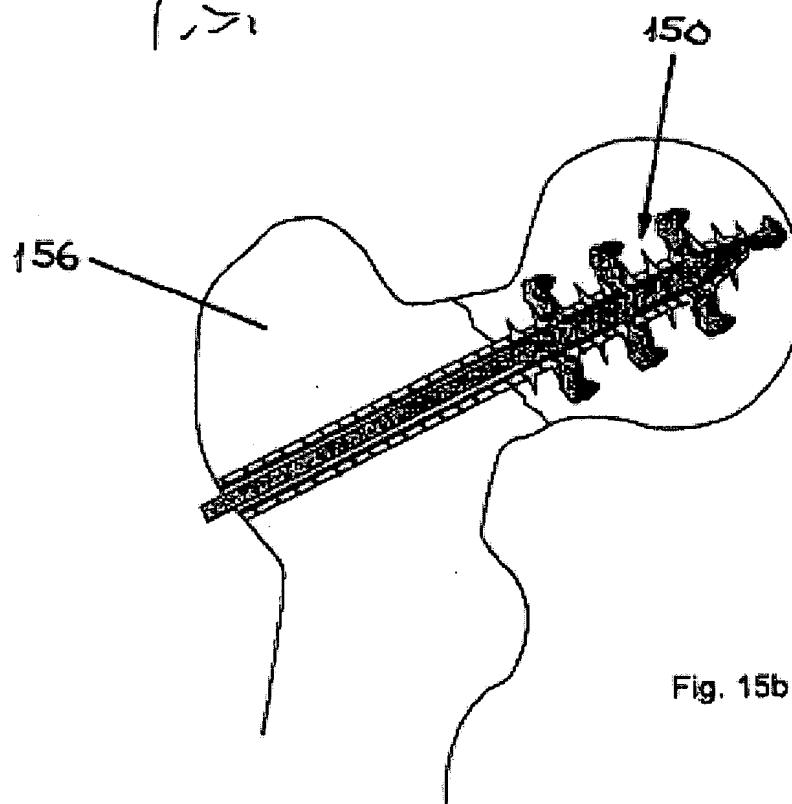
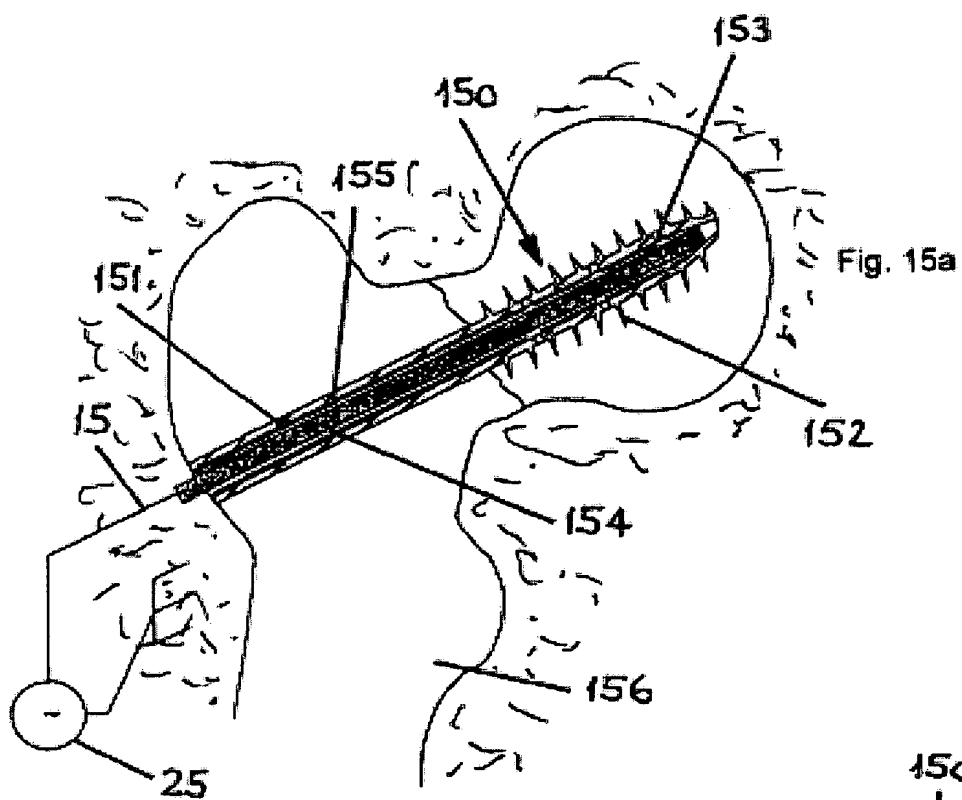


Fig. 14



Resumo

Implante médico.

5 O presente invento descreve um implante médico, compreendendo pelo menos parcialmente um polímero eletricamente condutivo compatível com o corpo tendo uma resistividade elétrica específica ρ e a propriedade de ser capaz de aquecer e amolecer graças a um fluxo de corrente através do polímero.