

(19) World Intellectual Property Organization  
International Bureau



(43) International Publication Date  
6 August 2009 (06.08.2009)

PCT

(10) International Publication Number  
**WO 2009/095768 A2**

(51) International Patent Classification:  
A61F 2/02 (2006.01) A61F 2/32 (2006.01)

(21) International Application Number:  
PCT/IB2009/000148

(22) International Filing Date: 28 January 2009 (28.01.2009)

(25) Filing Language: Portuguese

(26) Publication Language: English

(30) Priority Data:  
103949 30 January 2008 (30.01.2008) PT

(71) Applicant (for all designated States except US): **UNIVERSIDADE DO PORTO** [PT/PT]; Rua D. Manuel II, P-4050-345 Porto (PT).

(72) Inventors; and

(75) Inventors/Applicants (for US only): **MESQUITA FRIAS, Clara Maria** [PT/PT]; Rua Dr. Roberto Frias, s/n, P-4200-465 Porto (PT). **DE OLIVEIRA SIMÕES, José António** [PT/PT]; Campus Universitário de Santiago, P-3810-193 Aveiro (PT). **TORRES MARQUES, António** [PT/PT]; Rua Dr. Roberto Frias, s/n, P-4200-465 Porto (PT).

(74) Agent: **VIEIRA PEREIRA FERREIRA, Maria Silvina**; Clarke, Modet & Co., Rua Castilho, 50 - 9º, P-1269-163 Lisboa (PT).

(81) Designated States (unless otherwise indicated, for every kind of national protection available): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) Designated States (unless otherwise indicated, for every kind of regional protection available): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), Eurasian (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), European (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Published:

— without international search report and to be republished upon receipt of that report



**WO 2009/095768 A2**

(54) Title: SMART STRUCTURES FOR BONE PROSTHESIS

(57) Abstract: This invention relates to structures to be applied in bone prostheses and it refers to a multi-network concept of biosensors and bioactuators that continually and actively monitor the performance and integrity of bone implants inside living organisms. The biosensors network contemplates different sensor technologies (optical, piezoresistive piezoelectric and piroelectrical), which allow a real-time implant monitoring, during and after the surgery, the actuator network consisting of biomimetic material that stimulates bone growth by biological, mechanical, electromechanical, thermal and electrochemical effects. This invention gets on the emergent concept of smart materials and structures specifically directed to medical applications, such as hip, knee, shoulder and orthodontic implants, providing secondary functions to bone prosthesis, such as clinical preventive measures according to the monitor output data, automatic update of implant databases, implant self-repair capacities, minimization of implant unsuccessful performance, controlled drug release and a method for identifying the patient's clinical background, in case of accident or catastrophe.

## Description

### Title of Invention: ESTRUTURAS INTELIGENTES PARA PRÓTESES ÓSSEAS

#### Domínio técnico da invenção

- [1] Esta invenção enquadra-se na aplicação e desenvolvimento de estruturas para a área da saúde, em particular no que diz respeito ao desenvolvimento de próteses ósseas.

#### Antecedentes da invenção

- [2] O relato do respectivo estado da arte está ligado com o desenvolvimento de bioestruturas para implantes ósseos, baseado no conceito emergente de materiais e estruturas inteligentes.
- [3] As doenças degenerativas das articulações e tecido ósseo, osteoporose, e fracturas acidentais, estão cada vez mais presentes, e ocorrem cada vez com maior frequência no quotidiano da população mundial. Neste contexto, a eficácia, eficiência, segurança e longevidade são os parâmetros mais importantes procurados pelos pacientes submetidos a um implante ósseo de forma a voltar a uma vida normal.
- [4] Actualmente, o insucesso dos implantes ósseos manifesta-se como um movimento relativo entre o implante e o osso que o suporta, que ocorre devido ao aparecimento de falhas na fixação do implante, impossibilitando-o de suportar as cargas cíclicas a que é sujeito. Os implantes ósseos utilizados são compostos por materiais inertes cujas funções primárias são de suporte mecânico, reposição da mobilidade, alívio da dor, e, nos implantes articulares, o contacto articular tribológico. Todavia, o maior problema situa-se na fase pós-operatória e de reabilitação em que é necessária uma monitorização do estado do implante *in-situ*, *in-vivo* e em tempo real, bem como medidas clínicas de intervenção no caso de início de laxação (descolamento).
- [5] Os métodos clínicos de diagnóstico usados focalizam-se na dor e mobilidade do doente, avaliados por sistemas de pontuação, e análises radiográficas. Porém, estas técnicas não permitem a detecção atempada e adequada do grau de laxação do implante, impedindo executar medidas clínicas de intervenção, assim como criar um calendário organizado de cirurgias de revisão por dificuldade de prever com exactidão o grau de insucesso do implante.
- [6] Portanto, as únicas opções actuais de avaliação da performance de um implante ósseo são remetidas para a capacidade de interpretação médica do conjunto de parâmetros obtidos pela compilação dos dados empíricos fornecidos pelo doente (nível de funcionalidade/dor), e pelos resultados radiográficos.
- [7] A compreensão do estado actual do desenvolvimento do implante ósseo, as suas funções e limitações, tornam fácil reconhecer o impacto socio-económico desta

presente tecnologia na indústria da saúde. Assim, as estruturas da presente invenção permitem ultrapassar e minimizar os custos com os implantes ósseos, que têm vindo a aumentar anualmente.

- [8] O documento WO2006089069 divulga a introdução da capacidade secundária de monitorização de implantes ortopédicos articulares, recorrendo ao encapsulamento, à superfície do implante, de sensores piezoresistivos. Este documento descreve a capacidade, da ferramenta, de diagnóstico em implantes articulares. Todavia, a presente invenção ultrapassa o divulgado no documento mencionado em diversos aspectos, tanto pela capacidade de monitorização *in-situ* e em tempo real, como também pela capacidade de intervir no sentido de eliminar causas de insucesso no estado inicial.
- [9] A capacidade de monitorização em tempo real permite obter um diagnóstico actualizado, comportamento real do implante e definir intervenções clínicas profiláticas. Entende-se como intervenções clínicas profiláticas, neste contexto, o diagnóstico actualizado e uma previsão do tempo de vida útil do implante, permitindo uma melhor calendarização da cirurgia de revisão, assim como a administração de um tratamento fisioterapêutico de reabilitação adequado. Contudo, a função secundária de monitorização do implante ósseo não é suficiente para minimizar e evitar as causas de insucesso, permite apenas identificar e precaver o doente para uma segunda cirurgia.
- [10] A presente invenção atribui ao implante, além da capacidade de monitorização, a capacidade de intervenção/actuação. Esta capacidade resulta do conhecimento do funcionamento do sistema ósseo. Esta rede de actuadores estará distribuída ao longo da superfície do implante de acordo com a sua geometria, dimensão, função e material.
- [11] Esses actuadores são compostos por materiais biomiméticos. A sua função é intervir de forma a reforçar a matriz extra celular óssea e a respectiva vascularização sanguínea e linfática. O modo de intervenção/actuação na proliferação da matriz extra celular do sistema ósseo deve-se às propriedades estruturais e estimulações biofísicas destes materiais. Do ponto de vista estrutural, estes materiais apresentam uma textura superficial e uma arquitectura interna optimizada que facilitam a adesão, proliferação celular, remodelação e crescimento ósseo. As capacidades base dos sensores/actuadores utilizados para a estimulação biofísica são: a capacidade piezoeléctrica, que é uma característica também presente na remodelação natural do tecido ósseo, devido à transformação da energia mecânica do movimento do corpo em energia electroquímica, e vice-versa; piroeléctrica, a capacidade de transformar a energia mecânica em energia térmica, e vice-versa; e bioquímica. Este sistema de intervenção/actuação incorpora também um sistema de libertação de fármacos, através do recurso a nanocápsulas que serão usadas para combater ou prevenir alguns tipos de patologias.
- [12] A validação da aplicação dos sensores/actuadores referidos em próteses articulares é feita usando o exemplo de uma componente femoral de articulação de anca con-

vencional. Contudo, a aplicação desta tecnologia a outros tipos de próteses ósseas pode ser realizada de uma forma fácil devido à capacidade de miniaturização de todo o sistema (interrogação, transmissão de dados e alimentação) e à capacidade de produzir os biossensores e actuadores com as formas mais apropriadas para implantes metálicos, poliméricos, compósitos, etc. Estas bioestruturas são incorporadas durante o processo de fabrico do implante, sendo o novo implante e a rede de sensores e actuadores considerados como uma estrutura única.

- [13] A versatilidade de geometria, e as pequenas dimensões de todos os dispositivos electrónicos e optoelectrónicos, garantem a aplicabilidade destas estruturas em todos os implantes ósseos. Já o número de elementos que compõem as redes de sensores e actuadores depende exclusivamente da sua função, dimensão, localização em zonas de risco e do material do implante.

#### **Descrição geral da invenção**

- [14] A presente invenção considera estruturas capazes de implementar funções secundárias em implantes ósseos. Esta invenção tem por base o conceito emergente de materiais inteligentes aplicados, por exemplo, a implantes articulares e ortodonticos. O conceito de estrutura inteligente surge do desenvolvimento de estruturas que contínua e activamente monitorizam e optimizam a sua performance, possuindo capacidades de adaptação e interacção mediante a variação das condições de funcionamento. À semelhança dos sistemas biológicos, no desenvolvimento de uma estrutura inteligente procura-se implementar a capacidade de auto-diagnóstico, autonomia e auto-adaptação/interacção com o meio interno/externo. Porém, por estrutura inteligente, no sentido biológico, entende-se também a capacidade de promover uma resposta biológica mais positiva no sentido da compatibilidade.

- [15] A designação inteligente para a presente invenção deve-se ao facto de se tratar de uma estrutura multifuncional, permitindo em simultâneo a funcionalidade estrutural e a capacidade de optimização, controlo e adaptação da sua performance ao meio. A chave tecnológica desta invenção é a distribuição de redes de biossensores (1) e bioactuadores (2) à superfície do implante ósseo. Estes foram desenvolvidos e seleccionados no campo da ciência dos materiais é da engenharia mecânica, e os sistemas de processamento de sinal e algoritmos de controlo foram desenvolvidos nas áreas da engenharia electrotécnica e das ciências da computação.

- [16] Através das redes de biossensores (1) artificiais e sistemas de processamento de sinal (7), será possível detectar, ou *sentir*, uma ou mais variações nas condições físicas e/ou compostos químicos do sistema implante/osso. Esta nova capacidade permite ao médico obter um diagnóstico em tempo real identificando, atempadamente, os pontos (ou regiões) iniciais das actuais causas de insucesso que ocorrem no período pós-operatório. Pretende, deste modo, implementar um novo conceito de método de

diagnóstico interactivo entre o implante ósseo e o médico, que pode ser aplicado, também, durante a cirurgia para garantir o posicionamento correcto do implante. Os parâmetros de medição obtidos pelos sensores estarão previamente validados por calibrações efectuadas *in-vitro* e *in-vivo*.

- [17] Face à complexidade e agressividade do ambiente biomecânico que existe nas interfaces implante/osso, seria pouco perspicaz reduzir a rede de biossensores (1) a uma só tecnologia sensora. Assim, a rede de biossensores (1) é do tipo híbrida, composta por diferentes tecnologias de sensores, como por exemplo, por sensores piezoelétricos (2), piezoresistivos (3) e ópticos (4).
- [18] Uma das tecnologias sensoras presentes nesta invenção é a tecnologia piezoelétrica, pela sua capacidade de poder ser utilizada simultaneamente como sensor e actuador.
- [19] Como sensor, este material polimérico ou cerâmico apresenta como vantagem o facto de poder ser utilizado sob várias formas geométricas, por exemplo, sob a forma de filme ou fibras (2). O comportamento deste sensor ao meio mecanicamente agressivo, às reacções enzimáticas, e ao meio aquoso do interior do corpo humano, é perfeitamente adequado para esta aplicação, reflectindo-se na não libertação de partículas e num longo período de funcionalidade. Como sensor, a tecnologia piezoelétrica permite, durante uma solicitação dinâmica, a transformação da energia mecânica aplicada em sinais eléctricos previamente calibrados. Os sensores piezoelétricos (2) não necessitam de qualquer fonte de alimentação para o seu funcionamento.
- [20] A tecnologia piezoresistiva usada nesta invenção permite depositar sensores piezoresistivos (3) em bio-substratos com diversas formas, garantindo toda a resistência mecânica e funcionalidade no interior do corpo humano. A deposição destes sensores permitirá a monitorização em tempo real de alguns parâmetros que definem a posição relativa do implante. A principal função destes sensores quasi-estáticos, na monitorização do implante, é a de caracterização da variação do gradiente de pressão, informando qual o nível de laxação dos implantes e quais as zonas de iniciação. Este sensor permite, ainda, fazer um levantamento da geometria de todo o implante *in-situ*, relativamente a um referencial fixo. Contudo, este sensor necessita de uma fonte de alimentação eléctrica.
- [21] A integração de sensores ópticos (4) nesta aplicação permite, como sensores quasi-estáticos no esquema de monitorização, detectar as deformações longitudinais, transversais, e a temperatura à superfície do implante. Através da medição destes parâmetros físicos, é possível identificar quais os níveis de afundamento dos implantes, assim como zonas iniciais de laxação, funcionando como um método complementar aos sensores piezoresistivos (3). Estes sensores apresentam como vantagem, relativamente aos anteriores, a imunidade a campos electromagnéticos. À semelhança dos sensores piezoresistivos (3), os sensores ópticos (4) necessitam de uma fonte de

- alimentação (5) para garantir o seu funcionamento. Estes sensores apresentam a característica de serem compostos por matérias bio-degradáveis, e são utilizados durante a cirurgia apenas para indicar de uma forma minimamente invasiva o posicionamento relativo do implante ao cirurgião. No caso dos implantes metálicos, a colocação destes sensores pode ser feita recorrendo a uma biomembrana que integra a rede de sensores ópticos (4).
- [22] Todos os sensores utilizados apresentam pequenas dimensões, reduzido peso e facilidade de encapsulamento em compósitos ou deposição à superfície de metais, contribuindo para um estado mínimo de invasão do organismo vivo e do próprio dispositivo. O facto de ser possível produzir estes sensores em diversas formas garante a facilidade de serem implementados durante o processo de fabrico dos implantes ósseos convencionais metálicos, ou em materiais compósitos.
- [23] Relativamente à selecção do número e localização dos sensores que compõem a invenção, estes dependem da aplicação particular. As zonas críticas do implante, que podem ser previstas previamente por simulação, são monitorizadas por sensores. Para definir a posição relativamente a um referencial fixo, são necessários pelo menos seis sensores, para determinar três translações e três rotações no espaço. Para localizar eventos de fissuração, tanto ao nível do osso, como da prótese, mas sobretudo na interface, são necessários vários sensores. O local da fissura é determinado através dos tempos entre a ocorrência e a chegada do sinal ao sensor. As incógnitas a determinar são as coordenadas do espaço e a velocidade de propagação no meio (que é considerado isotrópico). Através da amplitude dos sinais registados, é possível distinguir se este ocorreu no osso ou na interface.
- [24] A presente invenção contempla ainda esquemas de interrogação apropriados aos sensores, permitindo a digitalização dos sinais ópticos e electrónicos, e o registo e processamento dos dados. O processamento de dados permite, através de inteligência artificial, o controlo automático e manual dos actuadores (2). O sistema de interrogação incorpora um micro-chip que contém um código de acesso à base de dados do Sistema Nacional de Saúde, que permite, em caso de «catástrofe», obter todo o historial clínico existente do doente.
- [25] Adicionalmente, esta invenção permite aumentar a capacidade de intervenção/actuação, pela estimulação do crescimento e conseqüente reforço do tecido ósseo na interface do implante, promovendo uma maior estabilidade deste.
- [26] Os actuadores (2) são materiais com uma estrutura biomimética à semelhança do sistema ósseo, que permite a remodelação, mineralização e vascularização deste através de estimulações bioquímicas e biofísicas. Estes actuadores biomiméticos distribuídos ao longo da superfície dos implantes e em contacto directo com o osso têm como base a tecnologia piezoeléctrica. Num material piezoeléctrico, ao aplicar uma

diferença de potencial entre as extremidades, verifica-se uma expansão volumétrica. Estes actuadores (2) são controlados por microprocessadores ou por indicação médica, integrando também sistemas de alimentação eléctrica (3).

### **Breve descrição das figuras**

- [27] Figura 1 - Esta figura representa uma componente femoral de um implante de anca, em diferentes perspectivas, com as estruturas de acordo com a presente invenção;
- (1) Elementos da rede de sensores e actuadores.
- [28] Figura 2 - Esta figura ilustra o conceito de multicamadas com redes de biossensores e actuadores, com os seguintes elementos:
- (2) bioactuador e/ou sensor piezoeléctrico;
  - (3) sensor piezo-resistivo;
  - (4) sensor óptico.
- [29] Figura 3 - Esta figura ilustra o conceito de uma componente femoral instrumentada, com os seguintes elementos:
- (5) sistema de alimentação;
  - (6) sistema electrónico/optoelectrónico;
  - (7) antena de transmissão/recepção.
- [30] Figura 4 - Esta figura ilustra o conceito da interacção entre o implante instrumentado e o médico.
- Descrição detalhada da invenção
- [31] Segundo a presente invenção, à prótese óssea é acrescentada uma estrutura inteligente, com capacidade sensora e actuadora. Esta estrutura inteligente contempla uma rede híbrida de sensores piezoeléctricos (2), piezoresistivos (3) e ópticos (4).
- [32] Os sensores piezoeléctricos (2) são usados para medir sinais transitórios, como a ocorrência de fissuração e a velocidade de propagação de ondas de pressão no meio. Para processar e registar esta informação é necessário pré-amplificar o sinal analógico e convertê-lo em sinal digital.
- [33] Os sensores piezo-resistivos (3) são utilizados para medir as variações de pressão que ocorrem à superfície do implante na execução de um determinado exercício físico padronizado. Através da medição da pressão à interface do implante e conhecendo as propriedades dos materiais, é possível determinar os esforços aplicados ao sistema osso/prótese e, conseqüentemente, avaliar a evolução da reabilitação. Estes sensores são depositados num bio-substrato, polimérico, que será colocado na superfície do implante durante o processo de fabrico deste.
- [34] Os sensores FBG em fibra óptica são utilizados para medir as variações das deformações quasi-estáticas que ocorrem na superfície do implante. Esta informação complementa a informação recebida dos sensores piezo-resistivos e, durante o procedimento cirúrgico de fixação, permite guiar a colocação da prótese. A sua correcta

colocação sob pressão permite que os sensores distribuídos à superfície tenham um registo semelhante. Se tal não ocorrer significa que houve má colocação da prótese ou ocorrência de cavitação. Os sensores ópticos (4) têm que ser iluminados por uma fonte de luz de largo espectro, normalmente um LED. O sistema de interrogação integra um filtro óptico sintonizável do tipo passa-banda, e um detector fotoeléctrico com saída de sinal digital para o processador.

- [35] A rede de actuadores (2) é composta por biomateriais miméticos com o sistema ósseo, e apresenta uma optimização das propriedades bioquímicas, da geometria, da macro e microestrutura, da porosidade, da arquitectura interna, da rugosidade superficial e do suporte mecânico da proliferação do tecido ósseo à superfície do implante.
- [36] Estes biomateriais (2) apresentam capacidades piezoeléctricas semelhantes ao tecido ósseo que estimulam o crescimento ósseo por efeitos mecânicos, electromagnéticos. Com base na bionanotecnologia, esta classe de biomateriais permite, ainda, a libertação controlada de fármacos que se encontram no interior de nanocápsulas semi-embebidas nos actuadores. A libertação controlada de fármacos será efectuada sempre que necessário pela deformação do material (efeitos piezoeléctricos).
- [37] Toda a tecnologia presente nesta invenção permitirá uma melhor estabilidade do implante ósseo, com uma intervenção directa ou indirecta, em resposta aos primeiros sinais de falência que desencadeiam o insucesso do implante. A rede híbrida de sensores é controlada por um esquema optoelectrónico (6) que recebe os sinais emitidos pelos sensores e faz o seu processamento. Este esquema electrónico contempla um microprocessador, um conversor de sinais analógicos em digitais e vice-versa, um microcontrolador programado em função das tecnologias sensoras presentes (que permite optimizar e controlar os vários dispositivos electrónicos), e um microdispositivo eléctrico, associado a uma fonte recarregável, que permite fornecer microcargas eléctricas, controladas, aos actuadores (2).
- [38] As estruturas também integram uma interface sem fios, que permite transmitir os dados para um dispositivo electrónico no exterior, onde são registados (6), ou do exterior para o controlador, por instrução do médico, utilizando para tal uma pequena antena colocada no interior do implante (7). As tecnologias para a transmissão de dados sem fios podem ser «wireless», «Bluetooth» e identificação por rádio frequência (RFID).
- [39] O sistema de alimentação deve ser dimensionado, podendo ser interno ou externo, consoante o número de sensores e actuadores, respectivos consumos energéticos e frequência de utilização, de forma a garantir uma utilização mínima permanente de pelo menos dois anos. A informação relativa ao comportamento do implante nos primeiros dois anos permite estabelecer uma previsão do seu comportamento a longo



prazo. Com esta informação inicial é possível, ainda, otimizar os tratamentos de reabilitação.

- [40] O sistema de alimentação é composto por baterias, recarregáveis ou não recarregáveis, e/ou condensadores de pequenas dimensões. As baterias recarregáveis são carregadas durante a locomoção através de esforços fisiológicos que deformam os materiais piezoelétricos. Estas deformações geram correntes alternadas que são transformadas em corrente contínua, e armazenadas sendo o valor aproximado de  $13 \times 10^{-3}$  V/N. A bateria recarregável deverá funcionar segundo as normas para aplicações médicas. Um exemplo é uma bateria de íões de lítio recarregável (bateria QL00031, [www.quallion.com](http://www.quallion.com)) com uma voltagem nominal de 3,6 volts, uma amperagem de 15 mA, e uma capacidade nominal de 3 mAh.
- [41] Os condensadores serão um método substituto ou complementar da fonte de alimentação que é activado pelo médico durante a consulta de rotina. A activação é comandada através de um tradutor de rádio frequência auto-suficiente, permitindo que o sistema electrónico implantado na prótese transmita os dados dos sensores através de uma hiperligação sem fios de baixo consumo.
- [42] No caso particular da componente femoral, serão validados os dois sistemas.
- [43] Posteriormente, para complementar todo o processo de diagnóstico, o dispositivo electrónico de recepção de dados fará a exposição a três dimensões dos resultados. No caso de detectado o início de descolamento, ou outra anomalia, será iniciado pelo médico um conjunto de medidas profiláticas entre as quais as microvibrações à superfície do implante, e/ou a libertação controlada de fármacos. Nestes dois processos, o sistema electrónico será activado por um comando externo que irá permitir a aplicação de uma diferença de potencial aos actuadores piezoelétricos estimulando, deste modo, a osteo-síntese.

## Claims

- [Claim 1] Estruturas para próteses ósseas, caracterizadas por serem compostas por pelo menos uma rede de biossensores (1), um sistema de interrogação, um microprocessador, um conversor de sinal, um microcontrolador, um sistema de alimentação (5), uma interface «wireless» para transmitir para o exterior os dados dos sensores (6 e 7), um «hardware», e uma interface «software» para representar as condições de funcionamento do implante em tempo real.
- [Claim 2] Estruturas para próteses ósseas, de acordo com a reivindicação 1, caracterizadas por serem compostas por pelo menos uma rede de bioactuadores (2), um microprocessador, um microcontrolador, conversores de sinal, um sistema de alimentação (5), e uma interface «wireless» para permitir o controlo dos bioactuadores (2) pelo exterior.
- [Claim 3] Estruturas para próteses ósseas, de acordo com a reivindicação 1, caracterizadas por a rede de biossensores (1) incluir pelo menos um sensor piezoeléctrico (5), orgânico ou inorgânico, biodegradável ou inerte.
- [Claim 4] Estruturas para próteses ósseas, de acordo com a reivindicação 1, caracterizadas por a rede de biossensores (1), incluir pelo menos um sensor piezoresistivo (3), orgânico ou inorgânico, biodegradável ou inerte.
- [Claim 5] Estruturas para próteses ósseas, de acordo com a reivindicação 1, caracterizadas por a rede de biossensores (1) incluir pelo menos um sensor óptico (4), orgânico ou inorgânico, biodegradável ou inerte.
- [Claim 6] Estruturas para próteses ósseas, de acordo com a reivindicação 1, caracterizadas por a estrutura inteligente para prótese óssea conter pelo menos uma rede de biossensores (1), que detecta o movimento da prótese óssea, com 6 graus de liberdade, durante a cirurgia.
- [Claim 7] Estruturas para próteses ósseas, de acordo com a reivindicação 1, caracterizadas por a estrutura inteligente para prótese óssea conter pelo menos uma rede de biossensores (1), que detecta o movimento da prótese óssea, com 6 graus de liberdade, pelo menos durante os dois anos após a cirurgia.

- [Claim 8] Estruturas para próteses ósseas, de acordo com a reivindicação 1, caracterizadas por o esquema de interrogação incluir pelo menos um componente electrónico e optoelectrónico (6) para interrogação dos dados dos sensores (1).
- [Claim 9] Estruturas para próteses ósseas, de acordo com a reivindicação 2, caracterizadas por os bioactuadores (2) incluírem pelo menos um material biocompósito cuja funcionalidade seja baseada na piezoelectricidade combinando materiais cerâmicos ou poliméricos, como por exemplo, materiais inorgânicos C, Si, SiGe, TIO ou HA e matrizes orgânicas PVDF, PMMA ou epoxy.
- [Claim 10] Estruturas para próteses ósseas, de acordo com a reivindicação 2, caracterizadas por os bioactuadores (2) incluírem pelo menos um biocompósito, usando bio-micro e nanocápsulas, para implementarem propriedades de libertação controlada de fármacos.
- [Claim 11] Estruturas para próteses ósseas, de acordo com a reivindicação 2, caracterizadas por a rede de bioactuadores (2) incluir, pelo menos, um material biomimético baseado na tecnologia piezoeléctrica que promove o crescimento do sistema ósseo e células endoteliais por estimulação mecânica.
- [Claim 12] Estruturas para próteses ósseas, de acordo com a reivindicação 2, caracterizadas por a rede de bioactuadores (2) incluir, pelo menos, um material biomimético baseado na tecnologia piezoeléctrica que promove o crescimento do sistema ósseo e das células endoteliais por estimulação electromagnética.
- [Claim 13] Estruturas para próteses ósseas, de acordo com a reivindicação 2, caracterizadas por a rede de bioactuadores (2) incluir, pelo menos, um material biomimético baseado na tecnologia piezoeléctrica que permite a libertação controlada de fármacos.
- [Claim 14] Estruturas para próteses ósseas, de acordo com a reivindicação 2, caracterizadas por o microprocessador ser responsável pela execução de instruções previamente programadas ou não, capacidade de processamento e compilação dos dados dos diferentes sensores.
- [Claim 15] Estruturas para próteses ósseas, de acordo com a reivindicação 2, caracterizadas por os conversores de sinal serem responsáveis pela conversão dos sinais de saída e entrada dos diferentes sensores (1) e actuadores (2) em sinais digitais ou analógicos.
- [Claim 16] Estruturas para próteses ósseas, de acordo com a reivindicação 2,

- caracterizadas por o microcontrolador ser responsável pela optimização e controlar os dispositivos electrónicos.
- [Claim 17] Estruturas para próteses ósseas, de acordo com a reivindicação 2, caracterizadas por o microcontrolador incluir pelo menos um micro chip com todo o historial clínico do paciente.
- [Claim 18] Estruturas para próteses ósseas, de acordo com a reivindicação 2, caracterizadas por o dispositivo electrónico de actuação incluir pelo menos um componente electrónico que fornece cargas eléctricas controladas aos bioactuadores (2).
- [Claim 19] Estruturas para próteses ósseas, de acordo com a reivindicação 2, caracterizadas por o sistema de alimentação (5) poder ser convencional não recarregável ou recarregável, usando bio-microbaterias existentes no mercado.

1/2

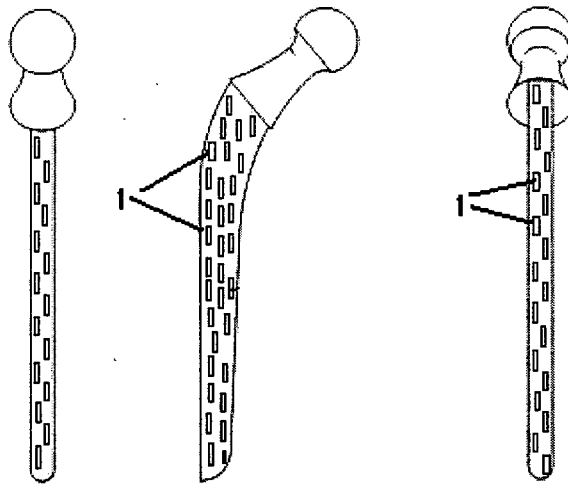


Figura 1

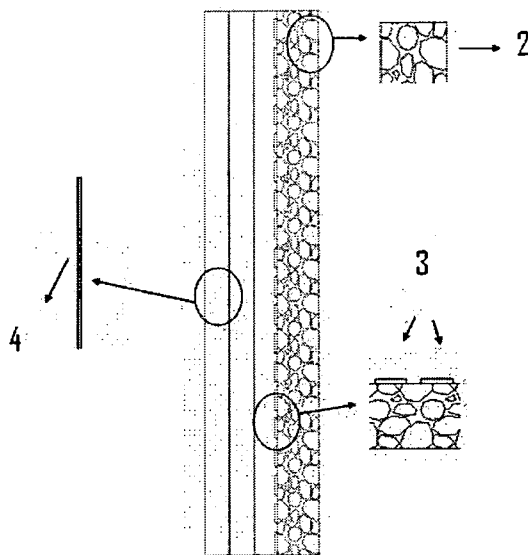


Figura 2

2/2

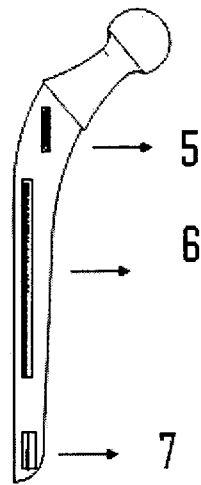


Figura 3

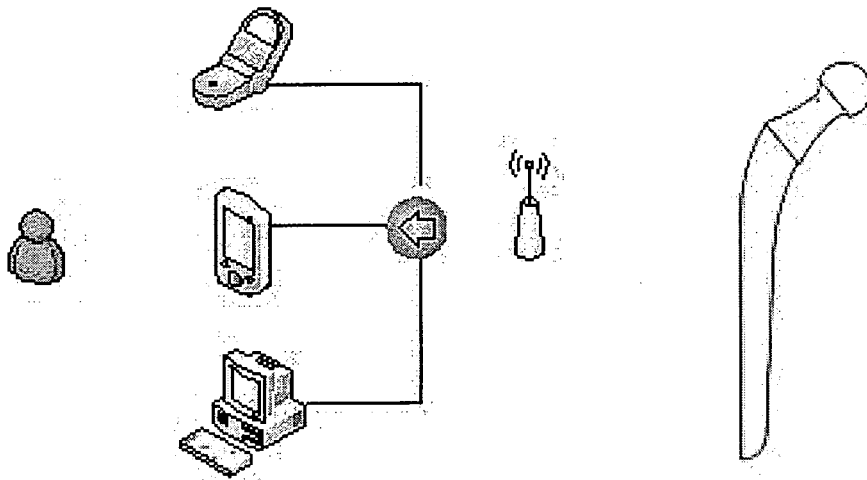


Figura 4