

See discussions, stats, and author profiles for this publication at: <https://www.researchgate.net/publication/275993569>

Aplicações de biomateriais em ortopedia

Article in Estudos Tecnológicos em Engenharia · December 2013

DOI: 10.4013/ete.2013.92.02

CITATIONS

21

READS

6,261

1 author:



[Luciano Brito Rodrigues](#)

Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia

94 PUBLICATIONS 1,502 CITATIONS

SEE PROFILE

Aplicações de biomateriais em ortopedia

Biomaterials applications in orthopaedics

Luciano Brito Rodrigues¹

Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia, Brasil
rodrigueslb@gmail.com

Resumo. Biomaterial é um termo usado para indicar os materiais que constituem partes de implantes médicos, dispositivos extracorpóreos e descartáveis que são utilizados em medicina, cirurgia, odontologia e medicina veterinária, em todos os aspectos relacionados ao cuidado com a saúde. De forma mais específica, os biomateriais estão mais relacionados a dispositivos médicos, sobretudo àqueles que são temporária ou permanentemente implantados no corpo humano. Estes materiais diferenciam-se de outros por conter uma combinação de propriedades mecânicas, químicas, físicas e biológicas que torna viável sua utilização no corpo humano. Os avanços alcançados na área da Saúde, aliados à Engenharia e outros ramos da Ciência, motivados principalmente pelo aumento da expectativa e da qualidade de vida, têm possibilitado o desenvolvimento de técnicas que buscam restabelecer as funções totais ou parciais do órgão ou do tecido da pessoa que sofreu algum tipo de mutilação ou foi acometida por alguma doença. Este trabalho visa a apresentar as aplicações de biomateriais na área ortopédica. Para tanto, discorrerá sobre os conceitos de biomateriais, além daqueles relacionados com o escopo deste trabalho. Em seguida, serão citados os grupos de materiais mais utilizados e, depois, definidos os principais tipos de materiais de uso em ortopedia, com suas aplicações. Os avanços mais recentes e as perspectivas para o uso de biomateriais em ortopedia serão, por fim, apresentados.

Palavras-chave: biomateriais, ortopedia, bioengenharia.

Abstract. Biomaterial is a term used to indicate the materials that constitute parts of medical implants, extracorporeal devices and disposables that are used in medicine, surgery, dentistry and veterinary medicine, in all aspects related to health care. More specifically, biomaterials are more related to medical devices, especially those that are temporarily or permanently implanted in the human body. These materials differ from others in that they contain a combination of mechanical, chemical, physical and biological properties which makes their use in the human body possible. Advances in Health, Engineering and other fields of science, driven mainly by rising expectations and the quality of life, have enabled the development of techniques that seek to restore all or some of the functions of the organ or tissue of the person who suffered some form of mutilation or was affected by a disease. This paper presents the applications of biomaterials in the orthopedic area. It will discuss the concepts of biomaterials, as well as those related to the scope of this paper. Then the groups of the most widely used materials in medicine will be presented, and the main types of materials used in orthopedics will be defined with their applications. Finally, the latest advances and perspectives for the use of biomaterials in orthopedics will be presented.

Key words: biomaterials, orthopedics, bioengineering.

¹ Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia. Praça Primavera, 40, Primavera, 45700-000, Itapetinga, BA, Brasil.

Introdução

A perda de um órgão ou de uma parte do corpo gera, além da perda da função, transtornos sociais e psicológicos. Os avanços alcançados na área da Saúde, aliados à Engenharia e a outros ramos da Ciência, motivados principalmente pelo aumento da expectativa e da qualidade de vida, têm possibilitado o desenvolvimento de técnicas que buscam restabelecer as funções totais ou parciais do órgão ou do tecido da pessoa que sofreu algum tipo de mutilação ou foi acometida por alguma doença. Dentre estas técnicas, a que apresenta maior versatilidade e possibilidades de desenvolvimento é a que oferece aos pacientes a substituição total ou parcial do tecido danificado por implantes constituídos por biomateriais (Oréfice, 2005). Isso tem resultado no desenvolvimento de implantes de diversos tipos, com diferentes formatos e constituídos de vários biomateriais tanto que hoje é praticamente impossível saber o número de modelos de próteses disponível no mercado mundial.

Este trabalho visa a apresentar as aplicações de biomateriais na área ortopédica. Para tanto, discorrerá sobre os conceitos de biomateriais, além daqueles relacionados com o escopo deste trabalho. Em seguida, serão citados os grupos de materiais utilizados em medicina e, depois, definidos os principais tipos de materiais de uso em ortopedia, com suas aplicações. Os avanços mais recentes e as perspectivas para o uso de biomateriais em ortopedia serão, por fim, apresentados.

Biomateriais

Biomaterial é um termo usado para indicar os materiais que constituem partes de implantes médicos, dispositivos extracorpóreos e descartáveis que são utilizados em medicina, cirurgia, odontologia e medicina veterinária, em todos os aspectos relacionados ao cuidado com a saúde (Dee *et al.*, 2002). De forma mais específica, os biomateriais estão mais relacionados a dispositivos médicos, sobretudo àqueles que são temporária ou permanentemente implantados no corpo humano. Esses materiais diferenciam-se de outros por conter uma combinação de propriedades mecânicas, químicas, físicas e biológicas que torna viável sua utilização no corpo humano (Oréfice, 2005). O termo biomaterial foi definido na Conferência do Instituto Nacional de Desenvolvimento de Consenso em Saúde como "Qualquer substância (outra que não droga) ou combinação de

substâncias, sintética ou natural em origem, que possa ser usada por um período de tempo, completa ou parcialmente como parte de um sistema que trate, aumente ou substitua qualquer tecido, órgão ou função do corpo" (Boretos e Eden, *in* Dee *et al.*, 2002).

Um biomaterial tem que ter a capacidade de apresentar uma resposta adequada a uma situação específica. Alguns materiais metálicos, por exemplo, apresentam as características mecânicas requeridas, porém, corroem-se rapidamente, implicando a ruptura do implante. Assim, nem todos os materiais são adequados para serem usados com esse fim. O material deve ser aceito pelos tecidos que estão próximos e também pelas demais partes do corpo, ou seja, o material deve ser biocompatível, não devendo produzir irritação, infecções ou alergia no organismo humano. Se o material não for adequadamente selecionado, haverá sua rejeição por parte do organismo. Basicamente em função desta rejeição, ocorrem dois tipos de resposta pelo organismo: a primeira é uma resposta local, produzida nas imediações do implante, ocasionando uma inflamação dos tecidos adjacentes, que se manifesta com hematomas e fortes dores; a outra resposta é chamada remota e repercute em outras partes do corpo, ocasionando infecções. O meio biológico é altamente agressivo, pois tem uma elevada atividade química. A reação contrária do corpo humano ao material implantado se produz em vários níveis: físico-químico, molecular e celular. É, portanto, muito importante saber ou tentar prever o comportamento do material dentro do corpo, conhecendo se é ou não biocompatível (Arnal, 2005).

Os testes iniciais com novos materiais geralmente são realizados *in vitro*, onde as condições do ambiente biológico buscam ser reproduzidas em laboratório da forma mais fiel possível, de modo a permitir avaliar resultados preliminares da resposta de um material à ação do meio. Os avanços obtidos nesses experimentos permitem a realização dos testes *in vivo*, onde são primeiramente utilizados animais para a validação e a obtenção de resultados. Os animais mais utilizados são ratos, cães, ovelhas e porcos, os quais permitem a realização de experimentos mais diversos relacionados com testes de novos materiais. A compatibilidade dos implantes, as propriedades de degradação e a resistência mecânica são alguns dos parâmetros avaliados nesses testes. É certo que a utilização de animais em experimentos encontra uma série de resistências

por parte dos organismos de defesa e proteção dessas espécies, sendo, portanto, um tema polêmico e que vai de encontro ao desenvolvimento das tecnologias relacionadas com os biomateriais. Os pesquisadores e financiadores envolvidos com projetos de biomateriais devem estar cientes de que suas responsabilidades em relação ao uso de animais são determinadas pelas leis e regulamentações federais, estaduais e locais em vigor (An *et al.*, 2000; Hanson *et al.*, 1996).

Biocompatibilidade

O conceito de biocompatibilidade alterou-se muito nos últimos anos. Primeiramente, acreditava-se que um material era biocompatível se fosse totalmente inerte ao corpo humano, não ocorrendo resposta alguma do meio biológico à sua presença. Essa ideia de um material totalmente inerte foi deixada de lado quando se percebeu que a presença de qualquer tipo de material sempre ocasiona alguma resposta do organismo, podendo variar em função do tipo de aplicação e das características dos pacientes (faixa etária, sexo, etc). Assim, o conceito de biocompatibilidade de um material só poderia ser definido compreendendo-se as várias formas de interação do organismo com o material, dando-se ênfase especial à interface tecido (ou meio circunvizinho)-material (Oréfice, 2005).

Materiais biodegradáveis

Geralmente, quatro diferentes termos (biodegradação, bioerosão, bioabsorção e bioabsorção) são utilizados para indicar o material ou o dispositivo que tem a propriedade de gradualmente desaparecer após ser introduzido do organismo. Apesar dos esforços no sentido de se estabelecer qual o termo mais adequado, percebe-se que ainda há certa indefinição entre os diversos pesquisadores (Alexander *et al.*, 1996). Para fins deste trabalho, será priorizada a utilização do termo biodegradável. Ao longo dos últimos vinte anos, estes materiais têm sido utilizados e experimentados em muitos aspectos da cirurgia ortopédica, incluindo fixação de fraturas, substituição óssea, reparo de cartilagens, reparos de menisco, fixação de ligamentos e liberação de drogas e medicamentos. Parafusos, pinos, *plugs* e placas para cirurgias ortopédicas, orais e craniofaciais são algumas de suas formas de aplicação. O foco principal da pesquisa relacionada com

materiais biodegradáveis está voltado para o desenvolvimento de materiais biocompatíveis com as devidas características de resistência e degradação que permitam seu uso regular no tratamento de problemas ortopédicos em pacientes humanos (An *et al.*, 2000).

Biomateriais e suas aplicações em Medicina

Os materiais selecionados para utilização em Medicina resultam de anos de pesquisas das propriedades químicas e físicas de uma gama diferente de materiais candidatos (Callister Jr., 2002). Mais de 50 diferentes dispositivos constituídos de mais de 40 tipos de materiais são usados atualmente como forma de reparo, substituição ou auxílio às partes do corpo. A escolha de um material para ser usado como biomaterial passa necessariamente pela análise de um conjunto de requisitos que devem ser encontrados. Assim sendo, um material apto a ingressar na classe de biomateriais deve exibir propriedades coerentes com a função específica do implante (mecânica, no caso do sistema ósseo, e óptica, no caso de lentes intraoculares). Além disso, o efeito do ambiente orgânico no material (corrosão, degradação) e o efeito do material no organismo são fenômenos que devem ser estudados com extremo cuidado. A esses efeitos está associada a chamada “biocompatibilidade” (Silva Jr. e Oréfice, 2001), que pode ser definida como a “habilidade do material desempenhar uma resposta apropriada a uma aplicação específica” (Lemons, 1996).

A interação dos tecidos vivos com o biomaterial, associada com o tipo de resposta do organismo à presença do material, é o ponto mais desafiador na utilização de biomateriais. Os tipos de interação entre tecido-implante são fundamentalmente dependentes do tipo de material e podem ser reunidos nos seguintes grupos: tóxica, não-tóxica (muitas vezes chamada de bioinerte ou parcialmente inerte), bioativa e biodegradável (Pereira *et al.*, 1999).

Devido a sua grande variedade de aplicações dentro da medicina, não existe uma classificação definida para os biomateriais. Mesmo assim, estes podem ser classificados em função de alguns aspectos fundamentais (Arnal, 2005):

- Segundo o problema apresentado: substituição de partes danificadas (implantes), melhorar uma função (marca-passos), rupturas ósseas (placas, parafuso), entre outros;

- Em função do uso em órgãos do corpo humano: coração (válvulas), pulmão (máquina oxigenadora), olhos (lentes de contato), etc;
- De acordo com o uso nos sistemas do corpo: esquelético (placas, parafusos), circulatório (válvulas cardíacas), etc.;
- Segundo sua natureza: metais, cerâmicos, poliméricos e compósitos.

Uma classificação proposta pela *American Society for Testing Materials* (ASTM), que engloba e completa a classificação apresentada anteriormente, agrupa os materiais em dispostivos:

- externos: que estão em contato com as superfícies do corpo (eletrodos, próteses externas, etc.);
- com comunicação exterior: comunicação com canais naturais internos (cateteres urinários, aparatos intra-uterinos), em comunicação com tecidos e fluidos (contato por curto e médio tempo), em contato com o sangue;
- implantados por longo tempo: em contato com osso, tecidos e fluidos tissulares e em contato com o sangue.

Biomateriais utilizados em ortopedia

Os implantes ortopédicos têm permitido, nos últimos sessenta anos, a melhoria da qualidade de vida de diversas pessoas em todo mundo. Só nos Estados Unidos, estima-se que mais de um milhão de cirurgias ortopédicas sejam realizadas anualmente (Oreffo e Triffitt, 1999). O objetivo da engenharia é permitir uma correta integração entre a prótese e o sistema ósseo remanescente, de modo que a integridade e a funcionalidade anterior do conjunto possam ser mantidas. Esses implantes são geralmente adicionados no esqueleto humano em suturas, correção de deformidades, restabelecimento das funções de partes originais do corpo. Os dispositivos mais utilizados são placas ósseas, parafusos, articulações de quadril, joelho, cotovelo, ombros e união de tendões e ligamentos. Esses implantes estão expostos às características bioquímicas e dinâmicas do corpo humano e seu projeto é determinado pela anatomia e pelas condições fisiológicas desse ambiente. Assim, os materiais utilizados na fabricação dos implantes devem suportar as características agressivas do meio e as solicitações de carregamento que lhes são impostas (Mudali *et al.*, 2003).

Metais ligas metálicas

Os materiais metálicos são normalmente combinações de elementos metálicos. Eles possuem um número grande de elementos não-localizados, ou seja, seus elétrons não estão ligados a qualquer átomo em particular (Callister Jr., 2002). Muitas das propriedades dos metais são atribuídas a estes elétrons e, por isso, os metais são excelentes condutores de eletricidade e calor e não transparentes à luz. São resistentes, mas deformáveis, sendo por isso utilizados em muitas aplicações estruturais (Padilha, 1997).

Muitos metais podem ser tolerados pelo corpo humano em pequenas quantidades (Fe, Cr, Ni, Ti, Co...), assim, nem todos os materiais são biologicamente aceitos pelos tecidos que estão em contato eles. Portanto, os estudos de biocompatibilidade são fundamentais para a implantação de um novo biomaterial metálico, o qual deve apresentar prioritariamente uma boa resistência à corrosão. Ao ocorrer a oxidação do metal no corpo humano, há uma liberação de produtos de corrosão aos tecidos circundantes, desencadeando uma série de efeitos indesejáveis ao organismo. Os materiais que cumprem esta exigência de resistência à corrosão são os aços inoxidáveis, as ligas à base de cobalto, o titânio, o ouro e a platina. Os metais e suas ligas encontram muitas aplicações em ortopedia, especialmente como materiais estruturais, em dispositivos para fixação de fraturas e na substituição total ou parcial de articulações, mas também podem ser utilizados na fabricação de instrumental cirúrgico, em estabilizadores externos, braçadeiras e aparatos para tração. Esses materiais são utilizados principalmente devido a suas propriedades mecânicas e sua resistência à corrosão no organismo humano (Martín, 2004).

Até o século XVIII, os materiais metálicos utilizados em implantes cirúrgicos eram fundamentalmente o ouro e a prata. Nesse período, várias tentativas de introduzir materiais metálicos no interior do corpo humano foram, em sua maioria, frustradas. Em 1926, apareceram os primeiros implantes de aço inoxidável e, em 1936, surgiram as ligas à base de cromo-cobalto. A utilização do titânio e suas ligas teve início a partir da década de sessenta (Marinheiro, 2002). A utilização de materiais metálicos representa significativa importância econômica e clínica dentro do campo dos biomateriais. Dados históricos mundiais revelam que, entre 1940 e 1975, aproximadamente cem

milhões de cirurgias foram realizadas em seres humanos para colocação de implantes metálicos (Azevedo e Hippert Jr., 2002). No Brasil, o mercado de implantes ortopédicos está estimado em US\$ 64 milhões anuais, sendo o serviço público de saúde responsável por mais de 80% do consumo nacional de implantes cirúrgicos metálicos (Azevedo e Hippert Jr., 2002). Dados do início da década de 1990 mostram que os valores relacionados com o mercado de próteses e artigos ortopédicos nos Estados Unidos foram em torno de US\$ 2.098 milhões, dos quais aproximadamente 66% correspondem a próteses metálicas de articulações. Estima-se ainda que, neste país, cerca de 3,6 milhões de cirurgias ortopédicas são realizadas por ano, sendo que quatro das dez mais frequentes utilizam implantes metálicos (Alexander *et al.*, 1996). No mundo, os valores em torno do mercado de implantes ortopédicos atingiram o montante de US\$ 4,4 bilhões em 1999 (Brasil, 2011; Instituto Inovação, 2004). Os materiais metálicos atualmente mais utilizados em ortopedia são (Bruke *et al.*, 1996): aço inoxidável – 316L; ligas de cromo-cobalto – CrCoMo e CrCoWNi; e titânio puro e suas ligas – Ti-6Al-4V. O tântalo é um metal que também vem sendo utilizado, principalmente como revestimento, visando a melhorar a adesão óssea e a resistência à corrosão.

A substituição de articulações (artroplastia) é um dos mais eficazes procedimentos cirúrgicos, fazendo com que as pesquisas de desenvolvimento de materiais para esta aplicação seja a que concentra maior atenção (Santavirta *et al.*, 1998). As artroplastias de quadril, joelho e ombro são, nesta ordem, os três procedimentos mais realizados (Zadeh e Calvert, 1998). A artroplastia de quadril, por sua vez, é a que tem maior repercussão entre os especialistas em ortopedia devido às demandas apresentadas por milhares de pessoas em todo mundo acometidas por artrite, osteoporose e ainda vítimas de acidentes. No século passado, técnicas avançadas de cirurgia foram introduzidas na década de quarenta e a utilização de materiais modernos data da década de sessenta, quando se introduziu o conceito da moderna artroplastia total do quadril, ou artroplastia de baixo atrito, realizada por John Charnley. Esse procedimento consistiu em substituir a cabeça do fêmur por uma peça metálica fixada com cimento ósseo, que se articulou a outra localizada no acetábulo, feita de material polimérico (Bruke *et al.*, 1996; Hench, 2000). Os materiais escolhidos por Charnley (aço inoxidável, polietileno e poli-

metilmetacrilato) passaram a ser, desde então, considerados como o padrão para comparação e introdução de novos materiais utilizados nas artroplastias (Santavirta *et al.*, 1998).

Em relação aos materiais metálicos, o aço inoxidável tem sido pouco utilizado nos projetos de novas próteses de articulações. Seu baixo custo é um dos fatores principais que sustenta sua utilização em alguns países, como o Brasil. As ligas de Cromo-Cobalto são mais resistentes e menos passíveis de corrosão se comparadas ao aço inoxidável. Em função do seu alto módulo de elasticidade (200-250GPa), a fixação das próteses de ligas de cromo-cobalto e de aço inoxidável é feita com a utilização de cimento ósseo, visando a minimizar os efeitos da má distribuição de tensões na região do implante. As ligas de titânio (mais do que o titânio puro) são os materiais metálicos que recentemente têm sido mais utilizados em artroplastias. Apresentam algumas características superiores aos demais materiais metálicos utilizados, principalmente uma maior resistência à corrosão, resistência mecânica, e menor módulo de elasticidade (110GPa). Porém, são mais suscetíveis a falhas, além de possuir menor resistência ao desgaste quando comparadas às ligas de cromo-cobalto. A resistência ao desgaste das ligas de titânio pode ser melhorada por processos de deposição de íons. Existem também indícios de que o titânio e suas ligas favorecem uma melhor interação metal-osso do que as ligas de cromo-cobalto, não havendo, contudo, diferenças clínicas a este respeito (Santavirta *et al.*, 1998). O tântalo é um outro metal que, devido a sua biocompatibilidade e alta resistência à corrosão, vem sendo bastante utilizado em aplicações biomédicas nos últimos 40 anos principalmente como marca-passo e em cirurgias reparadoras de crânio. Esse material pode ser utilizado tanto nas formas sólida como porosa. O tântalo sólido é no mínimo dez vezes mais rígido que o osso. Já o tântalo poroso (também conhecido como metal trabecular) apresenta propriedades mecânicas parecidas com a do osso vivo, tendo sua principal aplicação na área de implantes ortopédicos. A diferença entre o tântalo poroso e os demais materiais porosos é que ele apresenta uniformidade e continuidade estrutural, boa resistência, baixa dureza (similar à do osso), grande volume de porosidades e alto coeficiente de atrito. Estudos em animais têm mostrado que a alta porosidade do tântalo (80%) permite uma melhor adesão óssea em torno do material como por entre ele (Christie, 2003).

Com o passar do tempo, a utilização de próteses coxofemorais em cirurgias (artroplastia) de quadril tornou-se um dos procedimentos ortopédicos mais frequentemente realizados e diversas variações dessas próteses foram criadas. Bannister (1993) e Villar (1994) são algumas das diversas referências onde se podem encontrar maiores informações sobre a evolução histórica deste procedimento, bem como da utilização destas próteses. A cada ano, são realizadas cerca de 800 mil artroplastias de quadril em todo mundo. Os registros mostram que, após nove anos de utilização, 6% dessas próteses são substituídas devido a problemas relacionados a desgaste destas próteses (Geringer *et al.*, 2005). Nos Estados Unidos, estima-se que sejam realizadas cerca de 160 a 170 mil dessas cirurgias por ano (AAOS, 2003). Independentemente da seleção da prótese, ainda são muitas as complicações inerentes à realização da artroplastia, sendo que as duas mais importantes são, a curto prazo, a ocorrência de infecção e, a longo prazo, a perda da fixação da prótese e a osteólise, ocasionada pela geração de *debris* (partículas) do desgaste da superfície articular, tanto nas próteses cimentadas como nas não cimentadas. Estudos relacionados com porosidade, desenvolvimento de novos materiais e revestimento de implantes são constantemente investigados no sentido de resolver os problemas de qualidade apresentados pelos implantes (AAOS, 2003; Oreffo e Triffitt, 1999).

A preocupação com a qualidade dos implantes surgiu com o consequente aumento de sua utilização. Para tanto, surgiram normas que buscam determinar as características dos implantes, desde sua matéria prima até o produto final. No Brasil, o órgão responsável pela fiscalização de implantes é a Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA), que, a partir da Consulta Pública nº 24 de 8 de março de 2002, expressou a necessidade de dispor de especificações técnicas para implantes metálicos para osteossíntese (Brasil, 2002). A referida consulta relaciona normas para parafusos ósseos; placas ósseas; dispositivos de fixação intramedular; implantes para fixação dos terminais do fêmur; pinos e fios ósseos; e grampos. Atualmente, existem mais de quarenta empresas registradas no Ministério da Saúde autorizadas a fabricar, importar e distribuir produtos médicos para uso em ortopedia. São centenas de produtos, os quais, em sua maioria, são fabricados de material metálico (Brasil, 2011). A Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT), através do Comitê

Brasileiro Odonto-Médico-Hospitalar (CB26), vem realizando um grande esforço na elaboração/adaptação/tradução de normas técnicas para o setor. São cerca de 103 documentos atualmente disponíveis na ABNT, os quais abrangem desde a especificação de matérias-primas e produtos, passando por requisitos de embalagem e marcação das peças, até aspectos dimensionais de componentes específicos de licitação, como forma de garantir a qualidade dos implantes cirúrgicos (Azevedo e Hippert Jr., 2002; ABIMO, 2005).

As aplicações dos materiais metálicos são muitas e, contrariamente, o número desses materiais que podem suportar o agressivo meio biológico é muito pequeno. Mesmo assim, os resultados obtidos com a utilização de implantes metálicos não são tão satisfatórios, uma vez que ainda ocorrem falhas devido a sua aplicação, tais como desgaste, corrosão, liberação de espécies iônicas, dentre outras (Martín, 2004). Nesse sentido, bastantes pesquisas estão em desenvolvimento nesta área, as quais vêm sendo introduzidas gradualmente. Muitos desses estudos têm sido elaborados no intuito de promover melhorias nesses materiais de modo a permitir melhor interação com o organismo humano, tornando, por exemplo, a superfície do material metálico bioativa por meio de revestimento superficial (Bruke *et al.*, 1996; Kaneko *et al.*, 2001).

Polímeros

São materiais constituídos de macromoléculas orgânicas, sintéticas ou naturais. No caso da maioria dos polímeros, essas moléculas se encontram na forma de cadeias longas e flexíveis, cujo elemento principal consiste em uma série de átomos de carbono. Essas longas moléculas são compostas por entidades estruturais denominadas de *mero*, que se repetem sucessivamente ao longo da cadeia. Um único mero é chamado monômero, enquanto o termo polímero significa muitos meros (Callister Jr., 2002). Os materiais poliméricos são geralmente leves, isolantes elétricos e térmicos, flexíveis e apresentam boa resistência à corrosão e baixa resistência ao calor. Os polímeros naturais de origem animal ou vegetal foram usados por milênios. O desenvolvimento dos plásticos modernos ocorreu principalmente a partir de 1900. Entre 1930 e 1950, surgiu a maioria dos polímeros e, desde então, o desenvolvimento desses materiais não parou mais (Padilha, 1997).

Diversas classificações de polímeros são usadas rotineiramente. Um desses tipos de classificação usa o efeito da temperatura no comportamento dos materiais como critério para divisão. Outra classificação leva em conta o tipo de química envolvida na síntese do material. Os polímeros são ainda classificados em função da estrutura das cadeias formadas a partir da polimerização (Oréfice, 2005). Em função do efeito da temperatura no comportamento, os polímeros podem ser classificados em (Padilha, 1997):

- Termoplásticos: são polímeros fusíveis e solúveis, ou seja, fundem-se ao serem aquecidos e se solidificam ao serem resfriados. Se forem aquecidos novamente, voltam a se tornar plásticos e podem ser moldados em novas formas. Poliuretano, policloreto de vinila, polipropileno, poliestireno são alguns exemplos de termoplásticos;
- Termorrígidos: são aqueles que, uma vez moldados, adquirem a forma do molde, não podendo mais ser aquecidos para assumir outro ou o mesmo formato. São, portanto, infusíveis, insolúveis e estáveis com a variação da temperatura. Possuem, em relação aos termoplásticos, maior dureza, estabilidade térmica, resistência à fluência, sendo, porém, mais frágeis. Baquelite, resinas epóxi, poliésteres, policarbonatos são exemplos de materiais termorrígidos;
- Elastômeros: também chamados de borrachas, são materiais elásticos na temperatura ambiente, obtidos através da cura do látex, que são polímeros de forma indefinida. Todos os elastômeros têm como propriedade característica a elasticidade e a flexibilidade, o que faz com que atinjam a ruptura com uma deformação muito grande, sem que ocorra a deformação permanente. Borracha natural, butadieno-estireno, borracha nitrílica, borracha clorada e silicones são alguns tipos de elastômeros mais comuns.

O uso de polímeros em medicina data quase do início do campo da ciência dos polímeros. Uma vez que os polímeros sintéticos foram descobertos, abriu-se um caminho para os estudos com esses tipos de materiais em experimentos cirúrgicos. O uso do Nylon em suturas data de 1940, e polímeros como poli(metilmetacrilato) - PMMA, Dacron poliés-

ter, e polivinil começaram a ser registrados em textos relevantes da área de medicina na metade da década de 1940. Depois, outros materiais como Teflon, polipropileno de alta densidade e poliuretanos foram adaptados e igualmente utilizados em cirurgias. Esses polímeros são essencialmente importantes em aplicações médicas e, na área ortopédica, são principalmente utilizados como dispositivos protéticos permanentes, incluindo os implantes de quadril. As pesquisas atuais continuam aperfeiçoando a estabilidade e o desempenho desses materiais *in vivo* não só em ortopedia, como também em outras áreas da medicina (Griffith, 2000). Diferentemente dos metais, um grande número de polímeros é utilizado nas mais diversas aplicações em biomateriais. Isso ocorre principalmente devido à disponibilidade de uma variedade de composições, propriedades e formas (sólida, fibra, tecido, filme e gel), podendo ser fabricados facilmente em diversas formas e estruturas. Contudo, esses materiais tendem a ser muito flexíveis e fracos, de modo que não suportam demandas mecânicas em certas aplicações como, por exemplo, implantes ortopédicos. Eles também absorvem líquidos e se dilatam, dependendo de seu uso e sua aplicação. Os polímeros mais utilizados em aplicações biomédicas são: polietileno (PE), poliuretano (PU), politetrafluoretileno (PTFE), poliacetato (PA), polimetilmetacrilato (PMMA), polietileno tereftalato (PET), borracha de silicone (SR), polisulfona (PS) (Ramakrishna *et al.*, 2001). O polímero derivado do óleo de mamona é um material desenvolvido no Brasil, de baixo custo, que apresenta excelentes propriedades estruturais e possibilidades de uso em medicina, pois vem demonstrando ser biocompatível. A literatura apresenta trabalhos em que o polímero de mamona foi implantado em defeitos ósseos, de modo que bons relatos sobre o seu comportamento clínico e biológico têm sido encontrados (Silvestre Filho, 2001; Laranjeira *et al.*, 2004; Leonel *et al.*, 2004).

Os principais polímeros usados atualmente em ortopedia são o polietileno, em particular o polietileno de ultra-alto peso molecular (UHMWPE) e o polimetilmetacrilato (PMMA). O UHMWPE tem sido extensivamente utilizado em articulações (em conjunto com ligas CrCoMo), principalmente nas artroplastias de quadril (componente acetabular) de e joelho. Esse material possui amortecimento de impacto eficaz e baixo coeficiente de atrito e, em contrapartida, possui uma taxa de desgaste relativamente significativa. A redução desse

fator tem sido o foco principal das pesquisas relacionadas a esse material (Santavirta *et al.*, 1998), contudo, os resultados até então obtidos não têm sido significantes (Sheeja *et al.*, 2004). O PMMA é muito utilizado em ortopedia como cimento ósseo para fixação de próteses de quadril e joelho, em reparos de defeitos de crânio e em cirurgias de coluna (Deb *et al.*, 2005). O uso do PMMA como cimento ósseo revolucionou a utilização de próteses de quadril e, desde então, nenhum outro método de fixação tem apresentado melhores resultados em longo prazo, apesar das controvérsias em torno de sua utilização (Santavirta *et al.*, 1998).

Os polímeros podem sofrer degradação no ambiente biológico, as quais são originadas por causas físicas (térmica, mecânica, fotoquímica ou radiação) ou químicas (oxidação, hidrólise ou ozonólise). Essa degradação leva a uma modificação da estrutura do polímero, ocasionando modificações na propriedade do material. Quando a degradação ocorre de forma não controlada e não prevista, o desempenho do biomaterial pode ser comprometido, podendo ocorrer: aumento da duração dos processos inflamatórios; alteração dimensional dos dispositivos; redução das propriedades mecânicas, etc. Em muitas situações, os materiais são programados para se biodegradarem e, por isso, podem exibir alterações controladas em sua estrutura, que acabam por reduzir a massa do material. Em termos de materiais biodegradáveis, um dos grandes objetivos de bioengenheiros e cientistas é a produção de biomateriais capazes de substituir o tecido danificado por certo período de tempo durante o qual o processo de reparo natural da área afetada estaria sendo promovido. O material ideal para essa função, além de biodegradável, estimularia a regeneração do tecido matriz e teria uma cinética de degradação das propriedades mecânica compatível com a cinética de reparo do tecido. Assim, o novo tecido iria progressivamente substituindo o implante nas funções requeridas. Os polímeros biodegradáveis são, portanto, programados especialmente para se degradar quando expostos em ambientes corpóreos por mecanismos físico-químicos ou biológicos (Oréfice, 2005; Pereira *et al.*, 1999).

Dentre as aplicações de polímeros em ortopedia, estão (González, 2004):

- equipamentos e instrumentos cirúrgicos: compostos por termoplásticos e termorrígidos convencionais que podem encontrar diversas aplicações na vida diária. Os materiais mais usados são aqueles de

origem sintética e que não são biodegradáveis como polietileno, polipropileno, policloreto de vinil, polimetilmetacrilato, policarbonato.

- aplicações temporárias dentro do organismo: os materiais utilizados nestas aplicações são denominados biodegradáveis ou bioabsorvíveis. Parafusos de interferência, suturas, dispositivos de reconstrução de ligamentos e de meniscos, dispositivos de fixação em reparo de fraturas são alguns dos elementos bioabsorvíveis existentes. O poli(ácido láctico) – PLA, o poli(ácido glicólico) – PGA e o poli(dioxanona) – PDS são os materiais bioabsorvíveis mais comumente utilizados. Além desses, vários copolímeros de PLA e PGA têm sido testados (Pietrzak, *et al.*, 1996; An *et al.*, 2000; Maurus e Kaeding, 2004). A utilização em suturas é uma das mais bem sucedidas aplicações desses materiais em ortopedia. A fixação óssea foi uma aplicação posterior que surgiu com o desenvolvimento dos pinos biodegradáveis para cirurgias de pé e tornozelo. Atualmente, as áreas de maior evolução clínica dos implantes biodegradáveis são joelho e ombro (Burkhart, 2000).
- aplicações permanentes dentro do organismo: os materiais para essas aplicações devem ser projetados para manter suas propriedades por grandes períodos de tempo, devendo, portanto, ser inertes, biocompatíveis e atóxicos. As aplicações mais importantes para os polímeros em ortopedia incluem suturas, tecidos, próteses ou implantes ortopédicos, dispositivos de fixação, cimentos ósseos e componente acetabular em cirurgias de quadril (Mudali *et al.*, 2003). Entre os materiais mais utilizados estão os polímeros fluoreados como o teflon, poliamidas, elastômeros, silicones, poliésteres, policarbonatos, etc.

Cerâmicos

Os materiais cerâmicos são compostos entre os elementos metálicos e não-metálicos. São frequentemente óxidos, nitretos e carbetos. A grande variedade de materiais que se enquadra nessa classificação inclui cerâmicos que são compostos por materiais argilosos, cimento e vidro. Esses materiais são tipicamente isolantes à passagem de eletricidade e calor e

são mais resistentes a altas temperaturas e a ambientes abrasivos do que os materiais metálicos e poliméricos (Callister Jr., 2002). As cerâmicas são duras, têm alta resistência à compressão e são muito quebradiças. São difíceis de se fabricar, possuem baixa confiabilidade mecânica e alta densidade (Ramakrishna *et al.*, 2001). Até aproximadamente os últimos cinquenta anos, os materiais mais importantes que se enquadravam nesta categoria eram conhecidos por cerâmicas tradicionais e eram aqueles em que a matéria-prima é a argila e cujos produtos são a louça, a porcelana, os tijolos, as telhas, os azulejos, os vidros e as cerâmicas de alta temperatura. Recentemente, houve um progresso significativo em relação à compreensão da natureza fundamental desses materiais e dos fenômenos que ocorrem neles. Consequentemente, uma nova geração desses materiais foi desenvolvida, e o termo “cerâmica” tomou um significado muito mais amplo. Hoje, esses novos materiais possuem aplicação em diversos setores da indústria, como as de componentes eletrônicos, de computadores, equipamentos aeroespaciais, de produtos biomédicos, dentre outras (Callister Jr., 2002). Estruturalmente, as cerâmicas podem ser classificadas em: sólidos cristalinos, sólidos amorfos como os vidros, e sólidos amorfos com núcleos de cristalização, no caso das vidro-cerâmicas (Martín, 2004).

Materiais biocerâmicos são aqueles especificamente projetados para serem usados na fabricação de implantes cirúrgicos, próteses e órgãos artificiais, assim como para cumprir uma determinada função fisiológica no corpo humano. As biocerâmicas possuem uma boa biocompatibilidade e são os materiais que melhor favorecem a ósseo integração (interação entre o osso e o implante) e também são materiais mais parecidos com o componente mineral do osso, fazendo com que suas aplicações sejam muito amplas. Contudo, seu caráter rígido e quebradiço limita seu emprego a aplicações que não devem suportar cargas, como no caso de enchimentos de defeitos ósseos, tanto em cirurgia bucal como em ortopédica, na cirurgia do ouvido médio e no recobrimento de implantes dentais e próteses metálicas. Outras aplicações para os materiais cerâmicos estão sendo investigadas como: a fabricação de cimentos de fosfato de cálcio, misturas bifásicas para obtenção de componentes minerais do osso mais semelhantes às apatitas biológicas; a Engenharia de tecidos e, ainda, a obtenção de materiais nanoestruturados com estruturas se-

melhantes a dos tecidos duros (Martín, 2004). A utilização de cerâmicas como biomateriais remonta a 1894, quando Dreesman relatou o uso de gesso como um possível substituto para ossos. Porém, suas propriedades pouco atrativas praticamente excluíram a utilização do gesso como biocerâmica implantável. A década de 1970 marcou o início do uso mais intenso de materiais cerâmicos com propriedades que possibilitam a sua classificação como biocerâmicas. A primeira biocerâmica com uso muito difundido neste período foi a alumina densa (Kawachi *et al.*, 2000).

Do ponto de vista teórico, os biomateriais cerâmicos oferecem muitas vantagens para uso como implantes musculoesqueléticos e em interações com o tecido ósseo. As cerâmicas podem: (i) ser constituídas de elementos que são normais ao ambiente biológico, (ii) permitir a obtenção de estruturas controladas para influenciar as interações locais, incluindo a biointegração ao longo das interfaces de dispositivos, (iii) permitir condutividade térmica e elétricas controladas, (iv) ser utilizados como interfaces inertes ou como barreira (revestimento) entre materiais estranhos e tecidos, (v) permitir densidades e cores que são similares ao osso e (vi) permitir módulo de elasticidade similar ao osso (Lemons, 1996). Uma classificação corrente para as cerâmicas é a estabelecida por Larry Hench (*in* Kawachi *et al.*, 2000), na qual esses materiais são agrupados em 4 classes, de acordo com a resposta na interface tecido-implante:

- Bioinertes ou quase inertes: apresentam a formação de uma fina cápsula fibrosa em torno do implante. A alumina (Al_2O_3) de alta densidade e pureza é utilizada em aplicações que suportam carregamentos, como os implantes de quadril. Esse material possui como características excelente resistência à corrosão, alta resistência ao desgaste, alta biocompatibilidade, raras reações eletromecânicas e não apresenta degradação biológica. Tudo isto faz com que a alumina venha sendo utilizada em cirurgias ortopédicas por mais de 20 anos. Outras aplicações da alumina em ortopedia incluem próteses de joelho, parafusos ósseos e preenchimento ósseo. A Zircônia (ZrO_2), mais recentemente, foi reconhecida como um material apropriado para implantes em artroplastias de quadril (componente esférico), devido ao baixo desgaste apresentado por esse material quando utilizado em conjunto um

componente acetabular de UHMWPE (Santavirta *et al.*, 1998);

- Porosos: a grande vantagem oferecida pelos implantes de materiais cerâmicos porosos é a capacidade de permitir uma melhor interação entre o tecido e o material, uma vez que ocorre um crescimento do tecido para dentro dos poros, ocorrendo assim, um ganho mecânico devido a essa interpenetração. Um dos grandes problemas apresentados pelos implantes porosos é a falha por fadiga devido à concentração de tensões existente entre os poros do material (Oréfice, 2005);
- Bioativos: são materiais que induzem uma resposta específica na interface do material, resultando na formação de uma ligação específica na interface do material. Os materiais mais estudados que possuem essa característica são: cerâmica apatita (Hidroxiapatita – HA); biovidros, vidro-cerâmicas. Uma área de pesquisa que demonstra alguma promessa no uso de materiais bioativos está relacionada com o desenvolvimento de cimentos de cálcio fosfato. A principal aplicação dos biovidros tem sido o preenchimento ósseo da cavidade oral e seu uso como material para uso ortopédico. O campo de estudos de cerâmicas bioativas é relativamente novo e o uso de vidro bioativo como material de preenchimento ósseo mostra-se promissor. O conhecimento detalhado acerca das interações entre o material e células vivas está se tornando um meio para a criação de novos materiais que podem carregar células vivas ou fatores de crescimento que permitam regeneração e não apenas o reparo de estruturas e tecidos danificados ou gastos (Greenspan, 1999). As biocerâmicas apresentam alto grau de bioatividade, mas, por outro lado, apresentam propriedades mecânicas, em geral, não adequadas à necessidade de produção de implantes para fins estruturais. Cerâmicas são caracterizadas por apresentar baixa tenacidade e altos módulos de elasticidade (o módulo de elasticidade de vidros bioativos é igual a 80 GPa) quando comparadas com o osso cortical humano (módulo de elasticidade varia de 7-20 GPa), que comprometem o uso e o processamento desses materiais para aplicações biomédicas. Como solução para a necessidade de produção de materiais bioativos com propriedades mecânicas

mais comparáveis às de tecidos como o osso cortical, pode ser citada a produção de compósitos envolvendo a fase bioativa (cerâmica) e um segundo componente (Silva Jr. e Oréfice, 2001).

- Bioabsorvíveis ou biodegradáveis: A reabsorção é uma característica desejada para um biomaterial em alguns tipos de implantes, nos quais o processo de degradação é concomitante com a reposição do osso em formação. Cerâmicas de cálcio fosfato têm sido utilizadas ao longo dos últimos 20 anos em aplicações diversas, incluindo ortopedia. Diferentes fases dessas cerâmicas são usadas a depender do tipo de material desejado (Oreffo e Triffitt, 1999; Kawachi *et al.*, 2000; Prendergast, 2001).

A Hidroxiapatita é o material de maior versatilidade para uso em implantes devido a sua similaridade com o osso e sua habilidade de adesão a esse tecido. Esse material é caracterizado por certa solubilidade, a qual permite circundar rapidamente o osso ou tecido, formando uma adesão direta ao implante. A solubilidade permite a gradual degradação e absorção do material por parte do tecido circundado, estimulando o osso a crescer no material por entre seus poros, podendo ocorrer posteriormente a gradual substituição do material pelo tecido. A principal restrição de uso desse material é sua baixa resistência, o que permite sua aplicação apenas em dispositivos que suportem baixos carregamentos (Mudali *et al.*, 2003). Nas últimas duas décadas, a utilização de implantes bioativos revestidos com Hidroxiapatita apresentaram resultados clínicos promissores. Os revestimentos com esse material em implantes de titânio puro têm sido considerados como a combinação ideal dentre as combinações revestimento-implante existentes (Teraoka *et al.*, 2000). O conhecimento adquirido com as experiências em animais mostra que o recobrimento com HA possui grande potencial de osseointegração se comparado aos implantes não recobertos. Estudos em humanos comparando esses dois tipos de implantes apresentaram diferenças menores que os resultados com animais (Santavirta *et al.*, 1998). O uso clínico da hidroxiapatita é também limitado devido a sua lenta biodegradação. Estudos efetuados por longos períodos de tempo têm mostrado que a hidroxiapatita começa a ser reabsorvida gradualmente após 4 ou 5 anos de implante (Kawachi *et al.*, 2000).

Compósitos

Compósitos são materiais obtidos pela combinação de dois ou mais materiais ou fases, com o objetivo de aproveitar as características desejadas de cada material. Nesse sentido, vários materiais compósitos têm sido desenvolvidos pela engenharia. Em nível atômico, materiais como ligas metálicas e polímeros poderiam ser denominados compósitos por serem constituídos de diferentes e distintos agrupamentos atômicos. Alguns autores consideram como compósito o material constituído de dois ou mais elementos químicos diferentes possuindo uma interface distinta e reconhecível entre eles (Alexander *et al.*, 1996). Nessa combinação, os constituintes retêm suas identidades, ou seja, não se dissolvem ou se descaracterizam completamente e atuam em conjunto, fazendo com que as propriedades do compósito sejam superiores às dos constituintes individualmente (Silvestre Filho, 2001). Os materiais compósitos são constituídos de uma ou mais fases descontínuas fixadas dentro de uma fase contínua. A fase descontínua, denominada material de reforço, é usualmente mais rígida e mais resistente que a fase contínua (aglomerante), chamada de matriz. De forma simples, esses materiais podem ser classificados em compósitos reforçados com partículas, compósitos reforçados com fibras e compósitos estruturais (Callister Jr., 2002).

Em ortopedia, materiais compósitos têm encontrado aplicação em dois grupos. O primeiro refere-se à fabricação de aparelhos diversos como, por exemplo, cadeiras de rodas, e o segundo grupo inclui a confecção de próteses externas e internas (Silvestre Filho, 2001). Algumas aplicações de compósitos que são utilizados com êxito em implantes internos incluem: componentes femorais de baixa dureza para artroplastia de quadril, dispositivos biodegradáveis de fixação de fraturas, cimentos ósseos resistentes a fraturas e componentes de articulação resistentes a fraturas e desgaste. Para ser utilizado como biomaterial, cada componente do material compósito deve ser biocompatível para evitar degradação entre as interfaces dos constituintes. Os polímeros reforçados com fibra (Fibre-reinforced polymers – FRP) são os materiais compósitos mais investigados para fins de aplicações biomédicas. A incerteza sobre o tempo útil de duração e sua possível degradação sobre complexos estados de tensão são alguns dos fatores que têm limitado o uso desses materiais em aplicações em

ortopedia (Mudali *et al.*, 2003). Nos últimos anos, considerável atenção tem sido dada aos materiais compósitos bioabsorvíveis ou bioestáveis feitos de polímeros e biocerâmicas. Vários avanços no desenvolvimento desses compósitos têm sido investigados em todo mundo. Usualmente, as biocerâmicas são combinadas como preenchimento ou revestimento em matrizes de polímeros (Niemelä *et al.*, 2005).

Perspectivas nas pesquisas para implantes ortopédicos

Durante o último século, uma revolução na medicina ocorreu, o que proporcionou significativa melhoria na qualidade de vida de milhões de pacientes. Em meio aos avanços, as alternativas disponíveis para o tratamento de pessoas com problemas nos ossos e nas articulações estão restritas às técnicas de transplante ou de implantes. As limitações e os problemas característicos da técnica de implantação restringem sua utilização (Hench, 2000; Oréfice, 2005). Assim, a utilização de biomateriais continua sendo a alternativa mais viável, versátil e com possibilidades de obtenção de maiores desenvolvimentos. Toda a revolução causada nos últimos anos no campo das cirurgias ortopédicas deve-se, especialmente, ao desenvolvimento de novos biomateriais. Contudo, a maioria dos implantes utilizados atualmente continua apresentando problemas, como instabilidade interfacial, desgaste e falhas mecânicas, o que tem limitado o tempo de vida útil das próteses a aproximadamente 20 anos. Dessa forma, ainda são muitos os desafios apresentados e muitas as áreas promissoras para pesquisa de implantes ortopédicos a partir do desenvolvimento e da manipulação das propriedades de materiais. Algumas delas incluem:

- Substituição total dos elementos de pinos e parafusos metálicos por biodegradáveis (Burkhart, 2000);
- Aumento da durabilidade dos implantes para mais 10 ou 20 anos (Hench, 2000);
- Modificação de superfícies e ligas metálicas: obtenção de um novo aço inoxidável para substituição do atual 316L (Mudali *et al.*, 2003);
- Revestimentos de Hidroxiapatita (HAP) nos implantes metálicos (Teraoka *et al.*, 2000; Mudali *et al.*, 2003);
- Produção de novas ligas de titânio (Santavirta *et al.*, 1998; Taddei *et al.*, 2004; Guillemot *et al.*, 2004);

- Maior conhecimento sobre o desgaste de implantes ortopédicos (Geringer *et al.*, 2005);
- Revestimentos para obtenção de materiais mais resistentes à corrosão, ao desgaste e com menor atrito (Santavirta *et al.*, 1998; Sheeja *et al.*, 2004);
- Deposição de íons: introdução de pequenas quantidades de certo elemento na superfície do material, sem a modificação de sua superfície ou de propriedades volumétricas (Mudali *et al.*, 2003).
- Desenvolvimento de próteses com capacidade de modificar sua estrutura e suas propriedades em resposta à ação do meio (Hench, 2000).

O desenvolvimento de dispositivos e mecanismos que possam promover a melhoria da qualidade de vida das pessoas foi e continua sendo a grande motivação dos estudos relacionados com a área de saúde. A crescente participação e a interação entre profissionais das diversas áreas do conhecimento têm permitido o avanço gradual das pesquisas e a consolidação dos resultados obtidos ao longo dos últimos anos. Espera-se, portanto, que todo investimento fruto da mútua colaboração entre esses profissionais continue resultando em avanços e que possam ser acessíveis principalmente às milhares de pessoas que sempre são citadas como a motivação inicial dessas pesquisas.

Referências

- AMERICAN ACADEMY OF ORTHOPAEDIC SURGEONS (AAOS). 2003. Osteoarthritis of the Hip: Hip Joint Replacement. Information on the Impact and Treatment of Musculoskeletal Conditions: Section 4, 54 p. Disponível em: http://www3.aaos.org/research/imca/OAHipContents/OAHip_replace.pdf. Acesso em: 06/2011.
- ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DA INDÚSTRIA DE ARTIGOS E EQUIPAMENTOS MÉDICOS ODONTOLÓGICOS, HOSPITALARES E DE LABORATÓRIOS (ABIMO). 2005. ABNT/CB26. Disponível em: <http://www.abimo.org.br/abnt/index.asp>. Acesso em: 05/2011.
- ALEXANDER H.; BRUNSKI, J.B.; COOPER, S.L.; HENCH, L.L.; HERGENROTHER, R.W.; HOFFMAN, A.S.; KOHN, J.; LANGER, R.; PEPPAS, N.A.; RATNER, B.D.; SHALABY, S.W.; VISSER, S.A.; YANNAS, I.V. 1996. Classes of materials used in medicine. In: B.D. RATNER; A.S. HOFFMAN; F.J. SCHOEN; J.E. LEMONS (eds.), *Biomaterials Science: An Introduction to Materials in Medicine*. New York, Academic Press, p. 37-130. <http://dx.doi.org/10.1016/B978-0-08-050014-0.50007-9>
- AN, Y.H.; WOOLF, S.K.; FRIEDMAN, R.J. 2000. Pre-clinical in vivo evaluation of orthopaedic bioabsorbable devices. *Biomaterials*, **21**(24):2635-2652.
- ARNAL, G.F. 2005. *Mejora de la resistencia a la corrosión del titanio mediante el proceso de sellado*. Barcelona, Espanha. Project de Final de Carrera. Universitat Politècnica de Catalunya, 108 p.
- AZEVEDO, C.R.F.; HIPPERT JR, E. 2002. Análise de Falhas de Implantes Cirúrgicos. *Cadernos de Saúde Pública*, **18**(5):1347-1358. <http://dx.doi.org/10.1590/S0102-311X2002000500028>
- BANNISTER, G.C. 1993. Total Hip Replacement - Which Type? *Current Orthopaedics*, **7**(3):165-170.
- BRASIL. 2011. Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Disponível em: <http://www.anvisa.gov.br>. Acesso em: 05/2011.
- BRASIL. 2002. Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Consulta Pública n.º 24, de 8 de março de 2002. D.O. de 11/03/2002.
- BRUKER, J.F.; DIDISHEIM, P.; GOUPIL, D.; HELLER, J.; KANE, J.B.; KATZ, J.L.; KIM, S.W.; LEMONS, J.E.; REFOJO, M.F.; ROBBLEE, L.S.; SMITH, D.C.; SWEENEY, J.D.; TOMPKINS, R.G.; WATSON, J.T.; YAGER, P.; YARMUSH, M.L. 1996. Orthopedic Applications. Application of Materials in Medicine and Dentistry. In: B.D. RATNER; A.S. HOFFMAN; F.J. SCHOEN; J.E. LEMONS (eds.), *Biomaterials Science: An Introduction to Materials in Medicine*. New York, Academic Press, p. 283-388. <http://dx.doi.org/10.1016/B978-0-08-050014-0.50012-2>
- BURKHART, S.S. 2000. The evolution of clinical applications of biodegradable implants in arthroscopic surgery. *Biomaterials*, **21**(24):2631-2634.
- CALLISTER JR, W.D. 2002. *Ciência e Engenharia de Materiais: Uma Introdução*. Rio de Janeiro, LTC, 589 p.
- CHRISTIE, M.J. 2003. Treatment of pre-collapse osteonecrosis of the femoral head with a porous tantalum rod. *Saint Thomas Journal*, **1**(3):11-14.
- DEB, S.; AIYATHURAI, L.; ROETHER, J.A.; LUK-LINSKA, Z.B. 2005. Development of high-viscosity, two-paste bioactive bone cements. *Biomaterials*, **26**(17):3713-3718.
- DEE, K.C.; PULEO, D.A.; BIZIOS, R. 2002. *An Introduction to Tissue-Biomaterial Interactions*. Hoboken, John Wiley & Sons, Inc., 248 p. <http://dx.doi.org/10.1002/0471270598>
- GERINGER, J.; FOREST, B.; COMBRADE, P. 2005. Fretting-corrosion of materials used as orthopaedic implants. *Wear*, **259**:943-951. <http://dx.doi.org/10.1016/j.wear.2004.11.027>
- GONZÁLEZ, A.C. 2004. *Nuevas poliésteramidas biodegradables derivadas de ácido glicólico y aminoácidos con aplicación en biomedicina*. Barcelona, Espanha. Project de Final de Carrera. Universitat Politècnica de Catalunya, 292 p.
- GREENSPAN, D.C. 1999. Bioactive ceramic implant materials. *Current Opinion in Solid State and Materials Science*, **4**(4):389-393.
- GRIFFITH, L.G. 2000. Polymeric Biomaterials. *Acta Materialia*, **48**(1):263-277.

- GUILLEMOT, F.; PRIMA, F.; BAREILLE, R.; GORDIN, D.; GLORANT, T.; PORTÉ-DURRIEU, M.C.; ANSEL, D.; BAQUEY, C. 2004. Design of new titanium alloys for orthopaedic applications. *Medical & Biological Engineering & Computing*, **42**(1):137-141.
- HANSON, S.; LALOR, P.A.; NIEMI, S.M.; NORTHUP, S.J.; RATNER, B.D.; SPECTOR, M.; VALE, B.H.; WILLSON, J.E. 1996. Testing Biomaterials. In: B.D. RATNER; A.S. HOFFMAN; F.J. SCHOEN; J.E. LEMONS (eds.), *Biomaterials Science: An Introduction to Materials in Medicine*. New York, Academic Press, p. 215-242.
- <http://dx.doi.org/10.1016/B978-0-08-050014-0.50010-9>
- HENCH, L.L. 2000. The challenge of orthopaedic materials. *Current Orthopaedics*, **14**(1):5-15.
- INSTITUTO INOVAÇÃO. 2004. Da Pedra Lascada aos Nanomateriais. Instituto Inovação. Belo Horizonte, MG. Disponível em: <http://www.institutoinovacao.com.br/estudos/estudomateriais.pdf>. Acesso em: 05/2011.
- KANEKO, S.; TSURU, K.; HAYAKAWA, S.; TAKEMOTO, S.; OHTSUKI, C.; OZAKI, T.; INOUE, H.; OSAKA, A. 2001. In vivo evaluation of bone bonding of titanium metal chemically treated with a hydrogen peroxide solution containing tantalum chloride. *Biomaterials*, **22**(9):875-881.
- KAWACHI, E.Y.; BERTRAN, C.A.; REIS, R.R.; ALVES, O.L. 2000. Biocerâmicas: tendências e perspectivas de uma área interdisciplinar. *Química Nova*, **23**(4):518-522.
- <http://dx.doi.org/10.1590/S0100-40422000000400015>
- LARANJEIRA, M.G.; REZENDE, C.M.F.; SÁ, M.J.C.; SILVA, C.M. 2004. Implantes de resina de poliuretano vegetal (*Ricinus communis*) na tração linear, fixação e fusão vertebral no cão. Estudo experimental. *Arquivo Brasileiro de Medicina Veterinária e Zootecnia*, **56**(5):602-609.
- <http://dx.doi.org/10.1590/S0102-09352004000500006>
- LEMONS, J.E. 1996. Ceramics: past, present, and future. *Bone*, **19**(1-Suppl.):121S-128S.
- LEONEL, E.C.F.; SOBRINHO, J.A.; RAMALHO, L.T.O.; PORCIÚNA, H.F.; MANGILLI, P.D.; RAPOPORT, A. 2004. A ação do polímero de mamona durante a neoformação óssea. *Acta Cirúrgica Brasileira*, **19**(4):342-350.
- <http://dx.doi.org/10.1590/S0102-86502004000400005>
- MARINHEIRO, C.A. 2002. *Desenvolvimento de Máquina de Movimentos Cíclicos para Testes Biomecânicos*. Ribeirão Preto, SP. Dissertação de Mestrado. Universidade de São Paulo, 51 p.
- MARTÍN, E.C. 2004. Biomateriales de naturaleza inorgánica: Metales, aleaciones y cerâmicas. Discurso de Toma de Posesión em La Real Academia Nacional de Farmacia. Real Academia Nacional de Farmacia. Disponível em: <<http://www.analesranf.com/index.php/discurso/issue/view/303>>. Acesso em: 4 jan. 2005
- MAURUS, P.B.; KAEDING, C.C. 2004. Bioabsorbable Implant: Material Review. *Operative Techniques in Sports Medicine*, **12**(3):158-160.
- MUDALI, U.K.; SRIDHAR, T.M.; RAJ, B. 2003. Corrosion of bio implants. *Sādhanā*, **28**(3-4):601-637.
- <http://dx.doi.org/10.1007/BF02706450>
- NIEMELÄ, T.; NIIRANEN, H.; KELLOMÄKI, M.; TÖRMÄLÄ, P. 2005. Self-reinforced composites of bioabsorbable polymer and bioactive glass with different bioactive glass contents. Part I: Initial mechanical properties and bioactivity. *Acta Biomaterialia*, **1**(2):235-242.
- OREFFO, R.O.C.; TRIFFITT, J.T. 1999. Future Potentials for Using Osteogenic Stem Cells and Biomaterials in Orthopedics. *Bone*, **25**(2-Suppl.):5S-9S.
- ORÉFICE, R.L. 2005. Biomateriais e Biocompatibilidade. In: F. ORÉFICE (org.), *Uveíte: Clínica e Cirúrgica: Texto & Atlas*. 2ª ed., Rio de Janeiro, vol. 2, p. 1317-1351.
- PADILHA, A.F. 1997. *Materiais de Engenharia: Microestrutura e Propriedades*. São Paulo, Hemus Editora LTDA, 349 p.
- PEREIRA, A.P.V.; VASCONCELOS, W.L.; ORÉFICE, R.L. 1999. Novos Biomateriais: Híbridos Orgânico-Inorgânicos Bioativos. *Polímeros: Ciência e Tecnologia*, **9**(4):104-109.
- PIETRZAK, W.S.; SARVER, D.; VERSTYNNEN, M. 1996. Bioresorbable Implants - Practical Considerations. *Bone*, **19**(1-Suppl.):109S-119S.
- PRENDERGAST, P.J. 2001. Bone Prostheses and Implants. In: S.C. COWIN (ed.), *Bone Mechanics Handbook*. Boca Raton, CRC Press, vol. 35, p. 1-29.
- RAMAKRISHNA, S.; MAYER, J.; WINTERMANTEL, E.; LEONG, K.W. 2001. Biomedical Applications of polymer-composite materials: a review. *Composites Science and Technology*, **61**:1189-1224.
- [http://dx.doi.org/10.1016/S0266-3538\(00\)00241-4](http://dx.doi.org/10.1016/S0266-3538(00)00241-4)
- SANTAVIRTA, S.; KONTTINEN, Y.T.; LAPPALAINEN, R.; ANTTILA, A.; GOODMAN, S.B.; LIND, M.; SMITH, L.; TAKAGI, L.; GDMEZ-BARRENA, E.; NORDSLETEN, L.; XU, J.-W. 1998. Materials in total joint replacement. *Current Orthopaedics*, **12**(1):51-57.
- SHEEJA, D.; TAY, B.K.; NUNG, L.N. 2004. Feasibility of diamond-like carbon coatings for orthopaedic applications. *Diamond and Related Materials*, **13**(1):184-190.
- SILVA JR, P.E.; ORÉFICE, R.L. 2001. Compósitos Bioativos Obtidos a Partir da Inserção de Vidro Bioativo em Matriz de Poli(Metacrilato de Metila). *Polímeros: Ciência e Tecnologia*, **11**(3):109-115.
- <http://dx.doi.org/10.1590/S0104-14282001000300009>
- SILVESTRE FILHO, G.D. 2001. *Comportamento mecânico do poliuretano derivado de óleo de mamona reforçado por fibra de carbono: contribuição para o projeto de hastes de implantes de quadril*. São Carlos, SP. Dissertação de Mestrado. Universidade de São Paulo, 192 p.
- TADDEI, E.B.; HENRIQUES, V.A.R.; SILVA, C.R.M.; CAIRO, C.A.A. 2004. Production of new titanium alloy for orthopedic implants. *Materials Science and Engineering: C*, **24**(5):683-687.

- TERAOKA, K.; NONAMI, T.; DOI, Y.; TAODA, H.; NAGANUMA, K.; YOKOGAWA, Y.; KAMEYAMA, T. 2000. Hydroxyapatite implantation on the surface of pure titanium for orthopedic implants. *Materials Science and Engineering: C*, **13**(1-2):105-107.
- VILLAR, R. 1994. Current Orthopaedics. *Hip Arthroplasty*, **8**(3):176-181.
- ZADEH, H.G.; CALVERT, R.T. 1998. Recent advances in shoulder arthroplasty. *Current Orthopaedics*, **12**(2):122-134.
- Submetido: 26/05/2013
Aceito: 04/10/2013