

AVALIAÇÃO DA CITOTOXICIDADE DA LIGA Ti-13Nb-13Zr COM DIFERENTES POROSIDADES

T.S. Goia (1); A.C.D. Rodas (2); O.Z. Higa (2); J.C. Bressiani (1); A.H.A. Bressiani(1)

Av. Prof. Lineu Prestes, 2242 CEP: 05508-000 Sao Paulo - Brasil

e-mail: tsgoia@ipen.br

(1) CCTM - Centro de Ciencia e Tecnologia dos Materiais

(2) CB - Centro de Biotecnologia

IPEN - Instituto de Pesquisas Energeticas e Nucleares

RESUMO

Biomateriais são materiais aplicados na medicina, substituindo ou promovendo a reparação de tecidos ou órgãos. Entre os biomateriais metálicos, o titânio e algumas de suas ligas apresentam excelentes características de biocompatibilidade e biofuncionalidade. Neste trabalho foi avaliada a citotoxicidade in vitro da liga Ti-13Nb-13Zr, densa e porosa, sinterizada a 1150°C. Foram preparados extratos dos materiais em meio RPMI-1640 com subseqüentes diluições até concentração de 6,25%. Testes com cultura celular foram realizados com células CHO, mantidas em estufa (37°C) e atmosfera úmida (5% CO₂) com extratos e diluições. Como controle negativo, foi utilizado o Ticp; e positivo, a solução fenol (0,5%). Após 72h foi adicionado o corante supravital do composto tetrazólico (solução MTS/PMS). As células sobreviventes na cultura celular foram quantificadas por espectroscopia (490 nm) após 2 horas de incubação. Os resultados demonstraram que a liga Ti-13Nb-13Zr, com porosidade relativa entre 18 e 42%, processada por metalurgia do pó a partir de hidretos não apresenta citotoxicidade.

Palavras-chave: Liga Ti-13Nb-13Zr, porosidade, gelatina, teste citotoxicidade.

INTRODUÇÃO

O tecido ósseo é o principal responsável por fornecer ao organismo estabilidade e sustentação, sendo, desta maneira, o órgão receptor de todos os sistemas de implantes ortopédicos e dentais, e um dos responsáveis pelo sucesso de procedimentos de dispositivos implantados e protéticos. Além de ser um tecido de sustentação altamente especializado, é capaz de modificar a sua própria arquitetura para atender a fatores físicos e hormonais. O processo de remodelação óssea exige uma interação entre as células presentes no tecido, como osteoblastos e osteoclastos [1]. No processo de reparo, o perióstio e o endóstio são responsáveis pela nutrição e manutenção do fornecimento de células osteoblásticas, permitindo o aparecimento do tecido ósseo imaturo [2].

A pesquisa na área de biomateriais busca atender a maioria das necessidades de dispositivos que irão substituir ou reparar tecidos (órgãos) perdidos e/ou lesionados. No caso de um implante endósseo, o material deve apresentar como características: biocompatibilidade, habilidade de suportar e transferir cargas, cinética de superfície controlada, indutividade e condutividade na cicatrização, homeostase de tecidos peri-implantares, devendo ser passível de esterilização e que tenha longevidade “in situ” [3]. Hoje, polímeros, metais e cerâmicas vem sendo utilizados na implantodontia oferecendo grande variedade de propriedades mecânicas, físicas e químicas, atendendo aos requisitos desejáveis para uma reabilitação duradoura. Em geral, a análise da biocompatibilidade de um material é realizada por meio de dois ensaios: “in vitro” e “in vivo”. Os resultados dos ensaios “in vitro” são primordialmente necessários para viabilizar a utilização de um novo material no processo de caracterização biológica. O segundo passo, os ensaios “in vivo”, somente poderão ser realizados após um resultado favorável destes ensaios [4, 5].

Um dos problemas relacionados aos implantes metálicos é a diferença existente entre o módulo elástico do material e o do tecido ósseo (10-30 GPa), isto normalmente provoca um inadequado carregamento do osso de suporte, retardando o remodelamento e a cicatrização óssea. Neste contexto, a liga de titânio-nióbio-zircônio (Ti-13Nb-13Zr), começou a ser comercializada, no início da década de 90, como material de implantes ortopédicos [6]. Suas propriedades podem ser controladas por tratamentos térmicos e deformação a quente, ou a frio. Apresenta valores de módulo elástico de ~80 GPa, resistência mecânica da ordem de 1.300 MPa e resistência à corrosão superior às ligas titânio-alumínio-vanádio (Ti-6Al-4V) e titânio-alumínio-nióbio (Ti-6Al-7Nb), materiais também usados na área de implantes ortopédicos [7]. A camada passivadora formada

na liga Ti-13Nb-13Zr, apresenta uma maior porcentagem atômica de zircônio, em relação ao nióbio, o que pode auxiliar nas possíveis correlações do potencial de osteointegração desta liga [8].

A topografia da superfície do implante é um dos fatores relacionados ao processo de reparação óssea ao redor do implante. Embora implantes de superfície usinada tenham sido utilizados por muitos anos, estudos demonstram que a modificação do padrão topográfico tende a aumentar, não só o contato direto entre o osso e o implante, mas também a resistência de união da interface [9]. Dentre as modificações topográficas existentes, o implante poroso permite a ocorrência do fenômeno de invasão tecidual no Interior dos Poros (“Bone Ingrowth”). Os implantes porosos devem apresentar porosidade interconectada, com espaços que permitam a manutenção vascular necessária para a mineralização contínua do tecido ósseo. Desta maneira, tanto os poros, como os canais de interconexão, devem apresentar tamanho suficientemente grande permitindo a infiltração das células responsáveis pela formação da matriz tecidual no interior do material [10].

Inúmeros estudos vêm sendo realizados com o objetivo de verificar questões relacionadas ao tamanho ideal de poros, grau de porosidade e a influência destes no aumento da resistência de união da interface osso-implante poroso. Alguns autores concordam que são necessários poros de $\sim 100\mu\text{m}$, outros afirmam que poros com $\sim 30\mu\text{m}$ não impedem a ocorrência do crescimento ósseo [12].

Uma das técnicas de processamento de materiais metálicos é a técnica de metalurgia do pó (MP), utilizando hidretos metálicos. Os principais fatores que determinam a homogeneidade estrutural de ligas são: temperatura e tempo de patamar utilizados durante o processo de sinterização. Esta técnica permite a obtenção de peças com formato e dimensões próximos aos finais (*Near-net shape*), evitando a etapa de usinagem [11]. A manipulação dos metais na forma de particulado permite uma satisfatória homogeneidade estrutural de uma liga metálica, além de proporcionar o incremento de outros componentes para obtenção de porosidades. A produção de estruturas porosas tem sido proposta por vários métodos, como, uso de aditivos orgânicos, liofilização, replicação de esponjas poliméricas [12].

MATERIAIS E MÉTODOS

Obtenção dos hidretos

Para a obtenção dos pós de titânio (Ti), nióbio (Nb) e zircônio (Zr), os materiais em sua forma inicial (titânio em barra, nióbio em cavaco e zircônio em esponja) foram submetidos separadamente ao processo de hidrogenação. Os materiais foram tratados termicamente em forno a vácuo (10^{-2} mBar). O titânio e o nióbio a uma temperatura de 600 °C, e o zircônio a 500 °C. Foi utilizado patamar de uma hora para que os materiais pudessem absorver hidrogênio nos interstícios da rede cristalina (Tabela 1), formando os hidretos.

Após o resfriamento do forno, os metais hidrogenados (TiH_2 , NbH e ZrH_2), apresentando características de fragilidade, foram quebrados em pilão revestido com aço inox e selecionados em peneira de malha 20 (850 μ m).

Os materiais passaram por um processo de decapagem, para remoção dos óxidos e impurezas presente na superfície metálica, em solução de 100 ml de água destilada e 10 ml de ácido nítrico, foram feitas sucessivas lavagens com água destilada até que o pH da água estivesse neutro. Após a secagem dos pós em estufa, estes foram pesados em balança analítica na estequiometria da liga e colocados em moinho com bolas de tungstênio para a etapa da moagem. O meio líquido utilizado no processo foi ciclohexano (C_6H_{12}). A moagem foi realizada em moinho do tipo Planetário de alta energia, com velocidade de 300rpm, por 90 minutos. Após a moagem, o ciclohexano foi removido em vácuo.

A caracterização do pó foi feita por espectroscopia de fluorescência de raios X, obtendo-se o porcentual de todos os elementos da liga.

Obtenção de porosos

Ao titânio comercialmente puro, hidrogenado e na forma de pó foram adicionados 15 % em peso de gelatina em pó antes do processo de sinterização. Ao pó preparado da liga Ti-13Nb-13Zr foram adicionados 5, 10 e 15 % de gelatina formando os diferentes grupos. Cada mistura foi homogeneizada e dissolvida em água fervente até apresentarem alta viscosidade. A pasta formada foi resfriada em papel-manteiga em estufa à 30°C por 24 horas. Após a secagem, o papel foi removido do material e este foi quebrado em pilão revestido de aço inox e selecionado em peneira de malha 20.

Processamento das amostras

Os pós em suas diferentes concentrações foram submetidos à prensagem isostática a frio em molde de silicone, com pressão de 20.000 psi ou 138 MPa. Antes da