

AValiação DA INTERFACE OSSO-IMPLANTE POROSO EM DIFERENTES TEMPOS DE REPARAÇÃO ÓSSEA: ANÁLISE POR MICROSCÓPIO ELETRÔNICO DE VARREDURA.

Daniel de Oliveira Leite, Yasmin Rodarte Carvalho, Luana Marotta Reis de Vasconcellos, Fernanda Nascimento Oliveira. – Odontologia – Departamento de Biociências e Diagnostico Bucal – Faculdade de Odontologia – Campus de São José dos Campos

Implantes cirúrgicos confeccionados com materiais à base de titânio são amplamente utilizados para a reposição de estruturas corpóreas perdidas. O estudo dos biomateriais para implantes é um desafio complexo e multidisciplinar, que envolve não apenas a clínica cirúrgica, mas também outras áreas da ciência médica como a biologia, química, física e demais ciências tecnológicas (VASCONCELLOS et al., 2005¹⁶).

A qualidade da superfície dos implantes é de grande importância na estabilização das reações que ocorrem entre estes e os tecidos adjacentes (ELLINGSEN⁶, 1998), já que as características da superfície do biomaterial determinarão a adsorção das biomoléculas. Portanto, um mesmo material pode induzir a uma multiplicidade de respostas celulares que conduzem ao resultado desejado, alterando-se apenas as características da sua superfície (BOYAN et al.², 1996).

Diversos estudos mostram que o sucesso e o insucesso dos implantes cirúrgicos pode estar relacionado com as propriedades químicas (BOYAN et al.², 1996; ELLINGSEN⁶, 1998; PILLIAR¹¹, 1998) e biológicas (ELLINGSEN⁶, 1998) das suas superfícies e com a microtopografia destas (BOYAN et al.², 1996; KASEMO⁸, 1983). As superfícies porosas têm recebido muita atenção na implantodontia como alternativa aos recobrimentos densos (DEPORTER et al.⁵, 1990). Os biomateriais com estruturas porosas visam otimizar a resistência interfacial entre o material e o osso, proporcionando uma fixação mais efetiva do implante (OLIVEIRA et al.¹⁰, 2002).

O conhecimento da interface entre o biomaterial e o tecido ósseo é de grande importância, para se saber qual o material que promoveria melhor resposta tecidual e que tipo de superfície seria a mais adequada para as células ósseas se proliferarem (SCHENK & BUSER¹³, 1998). O biomaterial ideal seria aquele que controlasse a adsorção de proteínas, adesão, crescimento e ativação celular na sua superfície (ELLINGSEN⁶, 1998).

Atualmente, o titânio e suas ligas são os biomateriais mais utilizados para a confecção de implantes cirúrgicos, devido às suas excelentes propriedades mecânicas, biocompatibilidade e resistência à corrosão (KASEMO⁸, 1983). São considerados materiais ideais, uma vez que têm demonstrado que sob diversas circunstâncias são melhor aceitos pelos tecidos humanos do que outros metais (YANG¹⁷, 2002).

O titânio é um material que reage com o ar (KASEMO⁸, 1983; BOYAN et al.², 1996; STEINEMANN¹⁴, 1998; SCHARNWEBER et al.¹², 2002), formando espontaneamente um denso filme de óxido na sua superfície, que é uma importante barreira contra a dissolução do metal (DALLANT et al.⁴, 1987; STEINEMANN¹⁴, 1998; SCHARNWEBER et al.¹², 2002). A propriedade de oxidação dos implantes de titânio desempenha um papel fundamental na dinâmica do processo de osseointegração (STEINEMANN¹⁴, 1998; FENG et al.⁷, 2002; SCHARNWEBER et al.¹², 2002; SUL et al.¹⁵, 2002), uma vez que o seu alto grau de biocompatibilidade resulta em parte, da camada oxidante estável e protetora (MACHNEE et al.⁹, 1993). Além disso, essa camada parece também auxiliar na ligação da matriz extracelular à superfície do implante (KASEMO⁸, 1983).

Posteriormente à sua colocação na loja cirúrgica, ocorrem diversos eventos celulares que idealmente culminariam na cura da ferida por meio de aposição íntima do osso ao biomaterial, isto é, osseointegração (BRUNSKI et al.³, 2000). A osseointegração segue três fases: incorporação por formação óssea, adaptação da massa óssea à carga (deposição óssea de fibras paralelas e lamelares) e adaptação da estrutura óssea à carga (remodelação óssea) (SCHENCK & BUSER¹³, 1998). Assim, a osseointegração é dependente, em parte, da adesão e dispersão das células semelhantes a osteoblastos na superfície do implante (BOWERS et al.¹, 1992).

O objetivo deste estudo foi avaliar a interface osso-implante poroso, em diferentes tempos de reparação, por meio de microscópio eletrônico de varredura.

Os implantes cilíndricos porosos foram fabricados no Comando de Tecnologia Aeroespacial (CTA) - Divisão de Materiais do Instituto de Aeronáutica e Espaço (IAE), por meio da técnica de metalurgia do pó. Os materiais utilizados para a confecção dos implantes foram o pó de titânio

comercialmente puro e a uréia em grânulos, na faixa granulométrica de 250-350 μm – agente orgânico que funcionará como espaçador. Os pós foram misturados numa proporção de 80% de titânio e 20%

de uréia. Esta mistura foi colocada em uma matriz cilíndrica e prensada uniaxialmente com 100MPa. Em seguida, as amostras sofreram compactação isostática a frio com pressão de 200MPa e, passaram por tratamento térmico em um forno a 200°C por 2 horas, para eliminação do aditivo orgânico. As amostras compactadas foram submetidas então a sinterização em forno a vácuo a 1200°C por 1 hora.

Vinte e um coelhos albinos da raça Nova Zelândia, pesando cerca de 4,5kg, com idade entre 6 e 8 meses, foram utilizados neste estudo. Os animais receberam três implantes porosos na tíbia esquerda e após o procedimento cirúrgico, 07 coelhos, selecionados aleatoriamente, foram sacrificados nos períodos de 1, 4 e 8 semanas.

Para a realização das cirurgias todo material cirúrgico foi esterilizado e a sala operatória desinfetada borrifando-se álcool 70% sobre as superfícies.

Previamente à cirurgia de implantação, os animais foram pesados e anestesiados por via intramuscular, com uma mistura de 13 mg/kg de solução aquosa a 2% de cloridrato de 2-(2,6-xilidino)-5,6-dihidro-4H-1,3-xiazina (Rompum - Bayer) - substância sedativa analgésica e relaxante muscular, com 33mg/Kg de quetamina (Dopalen - Agibrands do Brasil Ltda.) - anestésico geral. Anestésico local composto por 3% de octapressin associado com cloridrato de prilocaína e felipressina (Citanest a 3%^R – Dentsply) também foi utilizado.

Após a anestesia dos animais, o local cirúrgico da tíbia esquerda foi submetido à tricotomia e à anti-sepsia com solução de álcool iodado. A incisão foi realizada com lâmina de bisturi número 15 na região correspondente à face medial da tíbia, em seu terço proximal. Na cortical da tíbia exposta foram realizadas três lojas cirúrgicas de 3mm cada, por meio de brocas sequenciais. Durante todo este procedimento foi mantida irrigação abundante com cloreto de sódio a 0,9%, visando evitar o aquecimento decorrente do atrito da broca com o osso. Os implantes foram posicionados sob pressão até que houvesse fixação destes junto à cortical óssea.

O tecido muscular foi suturado com fio de sutura reabsorvível Catgut simples 4-0 (Shalon), e a pele com fio de seda (Ethicon/Johnson & Johnson n°4) e novamente foi realizada anti-sepsia com álcool iodado. Os animais receberam dose única de antibiótico benzilpenicilina benzatina, benzilpenicilina procaina, benzilpenicilina potássica e diidroestreptomicina base sulfato em ampola de 6.000.000UI (Pentabiótico – Fort Dodge), por via intramuscular na dose de 1,35ml/kg.

Após o sacrifício, com overdose de anestésico, a área contendo os implantes foi seccionada e os segmentos das tíbias foram imediatamente fixados em formol a 10%. Posteriormente foram desidratados e embutidos em resina de poliéster orto cristal T 208. Em seguida, seccionados de maneira longitudinal na máquina de corte para tecido duro Labcut 1010 (EXTEC) em secções seriadas com cerca de 80 μm cada e desgastadas na politriz Labpol 8-12 (EXTEC), usando sequência crescente de lixas d'água (400, 600 e 1200), visando atingir uma espessura de 30-40 μm , para análise em microscópio eletrônico de varredura (MEV).

Os implantes porosos foram avaliados quanto a porcentagem, diâmetro, morfologia e intercomunicação dos poros por meio de análise metalográfica, chegando a conclusão de que apresentavam 36% de porosidade e poros com diâmetro médio de 480 μm .

Todos os animais apresentaram resultados pós-operatórios satisfatórios e sem qualquer evidência de inflamação no sítio cirúrgico.

Nos animais sacrificados 1 semana após a cirurgia foi observado pouco ou nenhum osso em contato com o implante poroso (Fig. 1). Observou-se uma pequena proliferação de tecido ósseo em direção à superfície externa dos espécimes. No entanto, havia evidência de regeneração óssea ao redor das bordas do defeito, em resposta ao trauma cirúrgico. Uma fenda entre o osso pré-existente e a amostra foi observado nesse implante.

A osseointegração foi detectada ao redor dos implantes inseridos nos coelhos sacrificados 4 e 8 semanas após a cirurgia, uma vez que observou-se deposição óssea direta na superfície do implante. Alguns espécimes exibiram formação de tecido ósseo na região superior e inferior ao implantes e havia uma nítida delimitação entre osso neoformado e osso pré-existente, especialmente no período de 4 semanas (Fig. 2 e 3).

Em geral, os pequenos poros estavam preenchidos com osso 4 semanas após a cirurgia, enquanto que os poros maiores estavam preenchidos com osso 8 semanas após a cirurgia. Áreas ativas de remodelação óssea, caracterizadas pela deposição e reabsorção, ocorreram dentro e ao redor de todas as amostras. Não foi observado tecido fibroso na interface osso-implante em nenhuma amostra.

Concluiu-se que os implantes porosos fabricados com pó de titânio comercialmente puro, por meio da técnica de metalurgia do pó, forneceram uma excelente superfície para a proliferação de tecido ósseo.

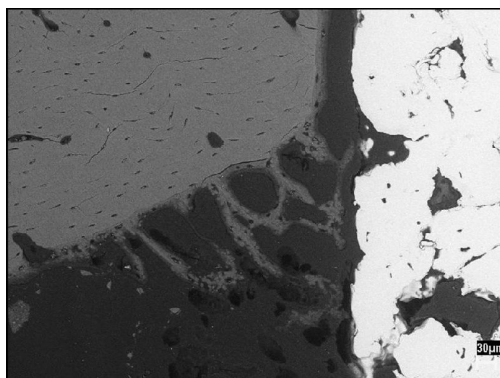


Fig 1: Período de cicatrização de 1 semana após a cirurgia de colocação dos implantes.

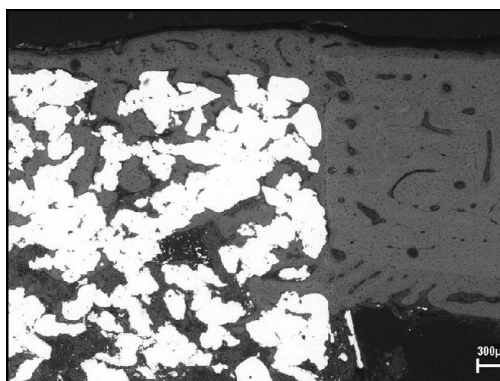


Fig 2: Período de cicatrização de 4 semanas após a cirurgia de colocação dos implantes.

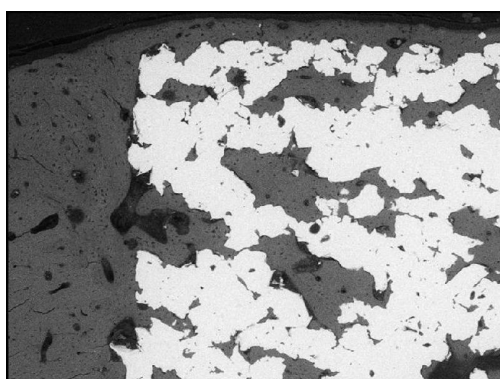


Fig 3: Período de cicatrização de 8 semanas após a cirurgia de colocação dos implantes.

Referências Bibliográficas:

1. BOWERS, K.T. et al. Optimization surface micromorphology for enhanced osteoblast responses in vitro. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v.7, n.3, p.302-10, 1992.

2. BOYAN, B. D. et al. Role of material surfaces in regulating bone and cartilage cell response. **Biomaterials**, v.17, n.2, p.137-46, 1996.
3. BRUNSKI, J. B.; PULEO, D. A. ; NANJI, A. Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.15, n.1, p.15-46, 2000.
4. DALLANT, P. et al. Quantitation of bone ingrowth into porous implants submitted to pulsed eletromagnetic fields. In: AMERICAN SOCIETY FOR TESTING MATERIALS. ASTM953. **Quantitative characterization and performance of porous implants for hard tissue applications**. Philadelphia: ASTM, 1987. p.286-300.
5. DEPORTER, D. A. et al. A histological comparison in the dog of porous coated vs: threaded dental implants. **J Dent Res**, v.69, n.5, p. 1128-45, May 1990.
6. ELLINGSEN, J. E. Surface configurations of dental implants. **Periodontoly 2000**, v.17, p.36-48, 1998.
7. FENG, B. et al. Characterization of surface oxide films on titanium and bioavctivity. **J Mater Sci Mater Med**, v.13, p.457-64, 2002.
8. KASEMO, B. Biocompatibility of titanium implants: surface science aspects. **J Prosthet Dent**, v.49, n.6, p.832-7, Jun 1983.
9. MACHNEE, C. H. et al. Identification of oxide layers commercially pure titanium in response to cleaning procedures. **Int J Oral Maxillof Implants**, v.8, p.529-33, 1993.
10. OLIVEIRA, M. V. et al. Estudo de estrutura porosa em revestimento de titânio com processamento via metalurgia do pó. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA E CIÊNCIA DE MATERIAIS, 2002, Natal-RN. **Anais do XV CBECIMAT**, p.1-5.
11. PILLIAR, R.M. Overview of surface variability of metallic endosseous dental implants: textured and porous surface-structure designs. **Implant Dentistry**, v.7, p.305-12, 1998.
12. SCHARNWEBER, D. et al. Electrochemical behavior of titanium-based materials – are there relations to biocompatibility? **J Mater Sci Mater Med**, v.13, p.1215-20, 2002.
13. SCHENK, R. K. & BUSER, D. Osseointegration: a reality. **Periodontoly 2000**, v.17, p.22-35, 1998.
14. STEINEMANN, S. G. Titanium: the material of choice? **Periodontology 2000**, v.17, p.7-21, 1998.
15. SUL, Y. T. et al. Characteristics of the surface oxides on turned and electrochemically oxidized pure titanium implants up to dielectric breakdown: the oxide thickness, micropore configurations, surface roughness, crystal structure and chemical composition. **Biomaterials**, v.23, p.461-501, 2002.
16. VASCONCELLOS, L.M.R. **Implantes porosos de titânio puro grau 2: osseointegração em tíbias de coelhos**. 2005. 136f. Tese (Doutorado em Biopatologia Bucal, Área de concentração Biopatologia Bucal) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos. Universidade Estadual Paulista, São José dos Campos, 2005.
17. YANG, C. Effect of calcium phosphate surface coating on bone ingrowth onto porous-surfaced titanium alloy implants in rabbit tibiae. **J Oral Maxillofac Surg**, v.60, p.422-5, 2002.

Bolsa:- FAPESP