

# Implantes de Polietileno Poroso em Calota de Coelho. Análise Histológica Comparativa

## *Porous polyethylene implants in rabbit calvarium. Histological comparison*

Sybele Saska <sup>1</sup>  
Eduardo Hochuli-Vieira <sup>2</sup>  
Valfrido Antônio Pereira Filho <sup>2</sup>  
Marisa Aparecida Cabrini Gabrielli <sup>2</sup>  
Camila Fávero de Oliveira <sup>3</sup>  
Daniela Cristina Joannitti Cancian <sup>4</sup>

Recebido em 04/07/2006  
Aprovado em 06/02/2007

---

### RESUMO

O objetivo deste estudo foi comparar histologicamente o comportamento de implantes nacionais de polietileno poroso (Polipore®) e de enxerto ósseo autógeno em defeitos ósseos em osso parietal de coelho. Foram utilizados 20 coelhos, os quais receberam osteotomias parietais bilaterais com o auxílio de uma trefina de 6mm de diâmetro. No Grupo I (GI), a cavidade foi preenchida com enxerto ósseo retirado do lado oposto, e, no Grupo II (GII), a cavidade foi preenchida com Polipore®. Não foram utilizados meios de fixação para os enxertos e implantes. Após 5, 15, 30, 60 e 120 dias, ocorreu a eutanásia dos animais, e as calotas cranianas foram processadas, segundo rotina histológica para coloração em H.E. Observou-se reação inflamatória discreta no (GI) aos 5 dias e moderada no GII, persistindo até aos 30 dias no GII. Os enxertos ósseos apresentaram-se incorporados ao leito receptor aos 120 dias. E somente aos 120 dias, no GII, observou-se presença de tecido conjuntivo no interior dos poros do implante. Concluímos que os enxertos foram eficientes na reparação do defeito ósseo, devido à incorporação ao leito receptor; O Polipore® foi biocompatível, mas não possui quantidade e tamanho de poros adequados para permitir o crescimento fibrovascular no interior do material.

**Descritores:** transplante autólogo; osso parietal; polietileno; implantes experimentais.

---

### ABSTRACT

The aim of this study was to histologically compare national porous polyethylene implants and autogenous bone graft in cranial vault defects in rabbits. Cranial vaults defects were surgically created with a trephine burr of 6mm diameter in the parietal bones of 20 rabbits. In group I (GI) the bone defects were filled with autogenous bone graft from the contralateral parietal side, and in group II (GII), the bone defects were filled with Polipore®. The grafts and implants were not fixed on the site. After 5, 15, 30, 60 and 120 days the animals were sacrificed and the cranial vaults were processed according to histological routine for staining with H&E. On the 5<sup>th</sup> day a discreet inflammatory reaction was observed in GI, while in GII, a moderate, inflammatory reaction persisted up to the 30th day. The bone grafts were incorporated to the host bed within 120 days. Only then, connective fibrous tissue was observed into the pores of the implant in GII. Bone grafts can efficiently repair bone defects, due to their incorporation into the bone host bed; the Polipore® implant is biocompatible, but does not have the adequate quantity and size of pores to permit fibrovascular tissue ingrowth into the material.

**Descriptors:** transplantation, autologous; parietal bone; polyethylene; experimental implants.

---

1. Estagiária da Disciplina de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial da Faculdade de Odontologia de Araraquara - Unesp e aluna do Mestrado em Biotecnologia - Instituto de Química de Araraquara - UNESP.
2. Prof. Dr. Assistente do Departamento de Diagnóstico e Cirurgia - Disciplina de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial - Faculdade de Odontologia de Araraquara/UNESP.
3. Aluna de Mestrado em Odontopediatria - Faculdade de Odontologia de Araraquara/UNESP.
4. Periodontista, Clínica Particular.

ISSN 1679-5458 (versão impressa)  
ISSN 1808-5210 (versão online)

Rev. Cir. Traumatol. Buco-Maxilo-fac., Camaragibe  
v.7, n.3, p. 49 - 58, jul./set. 2007

**INTRODUÇÃO**

A reconstrução de defeitos ósseos crânio-maxilo-faciais adquiridos por trauma ou doença ainda é um problema de grande desafio. Embora várias abordagens utilizando uma larga ordem de materiais aloplásticos ainda não existem materiais ideais para reconstruções que substituam o osso autógeno. Os implantes de polímeros reabsorvíveis têm-se tornado uma ótima opção no tratamento de deformidades crânio-maxilo-faciais adquiridas ou congênitas. Ainda que os enxertos ósseos autógenos sejam os materiais de escolha para reconstruções de grandes defeitos ósseos, problemas como: morbidade do sítio doador, aumento do tempo e complexidade cirúrgica, dificuldade de refinamento do enxerto ósseo e possibilidade de reabsorção têm levado ao desenvolvimento de materiais que substituam as qualidades do osso autógeno. (Couldwell et al., 1994; Gabrielli et al., 2000)

Alguns biomateriais desenvolvidos, tais como a hidroxiapatita, cerâmicas, polímeros, como o polietileno poroso de alta densidade (PPAD), vêm sendo usados em procedimentos de reconstrução crânio-maxilo-facial (Burstein et al., 2006; Klein e Glatzer, 2006; Weinzwieg et al., 2000; Ozturk et al., 2005; Choi et al., 2006) visando à substituição do tecido ósseo (Gabrielli et al., 2000).

O polietileno poroso (PPAD) é um material não reabsorvível com porosidade de tamanho suficiente para permitir invaginações de tecido conjuntivo, o que facilita a incorporação do implante bem como este material também não apresenta características carcinogênicas ou alergênicas, além de ser fácil de manusear, dar o contorno e forma adequada principalmente ao assoalho orbital e com o PPAD consegue-se uma previsibilidade dos resultados com poucas complicações (Wellisz 1993; Rubin et al., 1994; Frodel & Lee, 1998; Soparkar et al., 2000). As desvantagens deste material estão relacionadas a sua rigidez natu-

ral e dificuldade de contornar superfícies muito complexas do esqueleto craniofacial. (Frodel & Lee, 1998)

A partir de 1985, tornou-se comercialmente disponível, sendo que atualmente prevalece seu uso em cirurgias estéticas e reconstrutivas crânio-maxilo-faciais, em regiões como frontal, nariz, órbita, orelha, maxila, mento, mandíbula, e, também, em recobrimento de áreas doadoras de enxerto de calvária ou em defeitos de craniotomias (Couldwell et al, 1994; Frodel & Lee, 1998; Odum et al., 1998; Gabrielli et al., 2000; Soparkar et al., 2000).

Nos procedimentos cirúrgicos, os implantes de polietileno devem ser cobertos por uma camada de tecido conjuntivo não muito fino, para minimizar a erosão tecidual e facilitar sua implantação. O encapsulamento e a predisposição à movimentação são responsáveis pela maioria das complicações tardias (Yaremchuk, 2003). Implantes de PPDA usados em reconstrução de nariz, orelha, órbita, mento, zigomáticos e correção de contorno mandibular quando colocados em áreas consideradas problemáticas como aquelas com fina ou atrófica camada de tecido conjuntivo, recobrimo o implante ou cicatriz extensa no local podem levar à exposição do implante (Wellisz 1993; Sevin et al., 2000). Sendo que Menderes et al., (2004) preconizam enxerto ósseo autógeno para áreas em que há atrofia de tecido mole ao invés de materiais aloplásticos, pois, nestes casos, há maior risco de extrusão e infecção do material.

O uso de Medpor em cranioplastia, em defeitos menores que 8 cm, tem-se mostrado um excelente material para este tipo de reconstrução, pois os resultados estéticos são excelentes e não apresentam nenhum tipo de complicação (Wellisz et al., 1992; Coudwell et al., 1994; Liu et al., 2004). Dujovny et al., (2005) realizaram craniotomias e preencheram estes defeitos com PPAD e observaram que estes implantes fornecem proteção adequada, são biocompatíveis, cosméticos e são de fácil manuseio.

Esta alta densidade do polietileno faz com que sua natureza porosa ofereça alta resistência à tração e proteção adequada.

Rapidis e Day (2006) concluíram que a reconstrução de defeitos na região temporal depois de transposição do músculo temporal com o uso de implante de Medpor, é um método fácil e seguro. O implante não parece causar qualquer reação tecidual, e, a longo prazo, os resultados funcionais e estéticos são excelentes. Já Choi et al., (2006) concluíram que a inclusão de biovidro sintético particulado ao Medpor não resultou em quaisquer aumentos significantes nas taxas de crescimento fibrovascular em implantes orbitais em coelhos.

Implantes ultrafinos de polietileno poroso usados em reconstrução de defeitos de assoalho de órbita em pacientes de trauma facial são duráveis a longo prazo, dão um excelente contorno do assoalho orbital, possibilitando uma reconstrução orbital tridimensional precisa e evitam a morbidade dos enxertos ósseos autógenos (Rubin et al., 1994; Villarreal et al., 2002; Ozturk et al., 2005).

Após o explicitado, o propósito deste estudo foi comparar histologicamente o comportamento de implantes nacionais de polietileno poroso (Polipore®) e de enxerto ósseo autógeno em defeitos ósseos em osso parietal de coelho.

#### MATERIAIS E MÉTODOS

A amostra se constituiu de 20 coelhos *Oryctolagus cuniculus*, adultos, machos, os quais receberam anestesia geral através de administração intramuscular de cloridrato de ketamina (30 mg/kg), midazolam (0,4 mg/kg) e acepromazina 1% (0,1 mg/kg), dosagem esta suficiente para 30 minutos de anestesia; com manutenção anestésica local com lidocaína 1% (0,5 ml) e inalatória com halotano. Todos os procedimentos cirúrgicos foram realizados sob

rigoroso protocolo asséptico.

Após a anestesia e tricotomia da região fronto-parietal, os coelhos foram acomodados em posição ventral, onde receberam incisão sagital de aproximadamente 20 mm sobre a sutura interparietal, seguida de deslocamento e rebatimento dos tecidos, contendo epiderme, tecido muscular e perioste até a exposição dos ossos parietais. Com o auxílio de uma trefina de 6 mm de diâmetro (3 I *Innovation Implants*) para baixa rotação, foram realizadas ostectomias parietais bilaterais em espessura total, sob irrigação constante de soro fisiológico 0,9%. Os segmentos ósseos foram então delicadamente removidos com deslocador de Freer (Schobell Industrial Ltda.), mantendo-se a integridade da dura-matér e encéfalo.

O implante de polietileno poroso utilizado (Polipore® - Mac Biopol Ltda./Brasil), adquirido em forma de lâmina com 1,6 mm de espessura, foi trefinado em segmentos circulares de 6 mm previamente à cirurgia. No Grupo I, lado direito, a cavidade óssea foi preenchida pelo segmento ósseo circular retirado do lado oposto desta cavidade, e, no Grupo II, lado esquerdo, a cavidade foi preenchida com implante de polietileno poroso. Não foram utilizados meios de fixação para os implantes e para os enxertos ósseos, já que estes apresentam estabilidade nas cavidades ósseas e são protegidos e mantidos em posição pela reposição dos tecidos moles. O retalho foi suturado através de ponto contínuo com Mononylon 4-0 (Ethicon – Johnson & Johnson). No pós-operatório imediato, os animais receberam administração subcutânea de 0,5 ml de Optacilin (Ampicilina Benzatina e Ampicilina sódica 30 mg/kg) e 0,1 ml de Dipirona sódica de 6 em 6 horas durante 3 dias, via intramuscular.

A eutanásia dos animais ocorreu nos períodos de 5, 15, 30, 60 e 120 dias de pós-operatório, com 4 animais para cada período, correspondente às repetições de cada condição experimental.

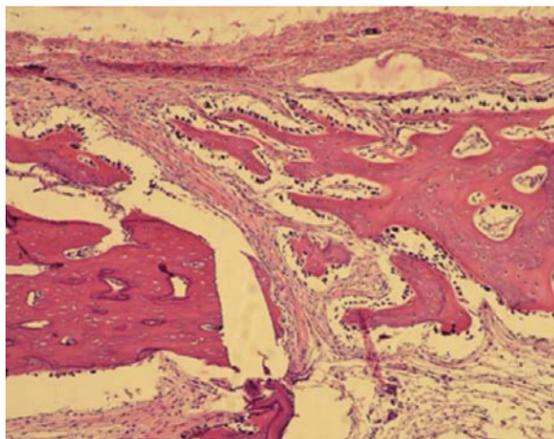
Após a eutanásia, as peças foram reduzidas,

de forma que a calota craniana foi removida, preservando-se os tecidos moles supraparietais bem como a dura-matér e parte do encéfalo, sendo encaminhadas para processamento histotécnico de rotina. Dessa forma, foram obtidos cortes semi-seriados de 6 µm de espessura, corados por hematoxilina e eosina para análise microscópica.

## RESULTADOS

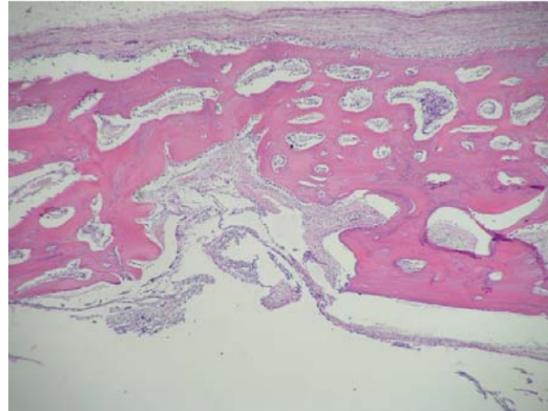
### Grupo I

Nos períodos de 5 e 15 dias, o enxerto encontra-se no leito receptor, mostrando aparente vitalidade (Figura 1). No período de 5 dias, nota-se presença de discreta reação inflamatória aguda no tecido conjuntivo circunscrito ao enxerto ósseo. Presença de tecido conjuntivo com moderado número de fibroblastos contornando o enxerto. Em alguns casos, percebe-se discreta neoformação óssea a partir da parede lateral da cavidade cirúrgica.



**Figura 1: Grupo I – 15 dias. Tecido conjuntivo com moderado número de fibroblastos contornando o enxerto. Observa-se intensa atividade osteoblástica no enxerto (setas). H.E. 100x**

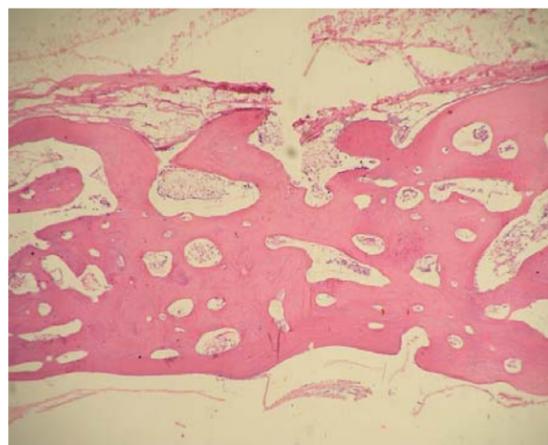
Aos 30 dias, observa-se, em alguns casos, uma neoformação óssea mais intensa a partir da parede da cavidade óssea, sendo que a quantidade de enxerto ósseo que permanece no leito receptor é pequena. Em outros espécimes, há incorporação do enxerto ao leito receptor (Figura 2).



**Figura 2: Grupo I – 30 dias. Observa-se incorporação do enxerto ao leito receptor. H.E. 40x**

Em 60 dias, o enxerto encontra-se incorporado ao leito receptor em alguns espécimes. Em outros, observa-se discreta neoformação óssea a partir da parede da loja cirúrgica, e o enxerto não se encontra incorporado ao leito receptor.

Decorridos os 120 dias, havia reparação do leito cirúrgico com preenchimento por trabéculas ósseas neoformadas, e os enxertos estavam totalmente incorporados ao leito receptor (Figura 3). Em alguns espécimes, nota-se presença de tecido conjuntivo na interface leito receptor e enxerto ósseo, fazendo com que não haja incorporação do enxerto ao leito receptor.

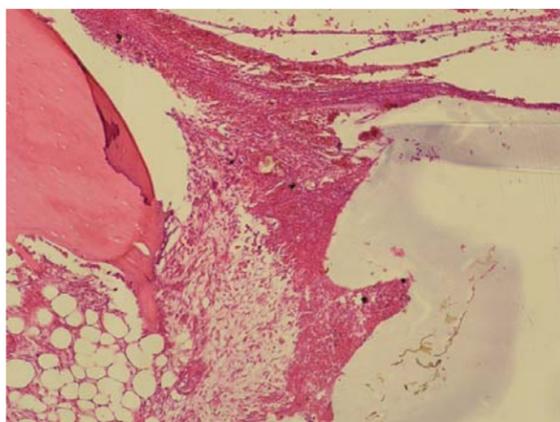


**Figura 3: Grupo I – 120 dias. Reparação do leito receptor. Nota-se presença de tecido ósseo com inúmeros espaços medulares. H.E. 40x**

**Grupo II**

Aos 5 dias, observa-se material na cavidade envolto por uma fina camada de tecido conjuntivo denso e presença de infiltrado inflamatório agudo de moderado a intenso.

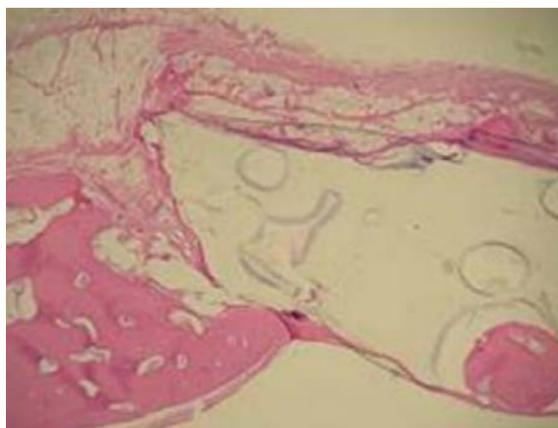
No período de 15 dias, há presença de material preenchendo toda a cavidade de discreta reação inflamatória no tecido conjuntivo adjacente ao material. O tecido ósseo ao redor do material apresenta-se com características de normalidade. Nota-se neoformação óssea na parede lateral da cavidade cirúrgica. (Figura 4)



**Figura 4: Grupo II- 15 dias. Presença de células inflamatórias mononucleares (seta). Tecido conjuntivo frouxo próximo ao implante. H.E. 100x**

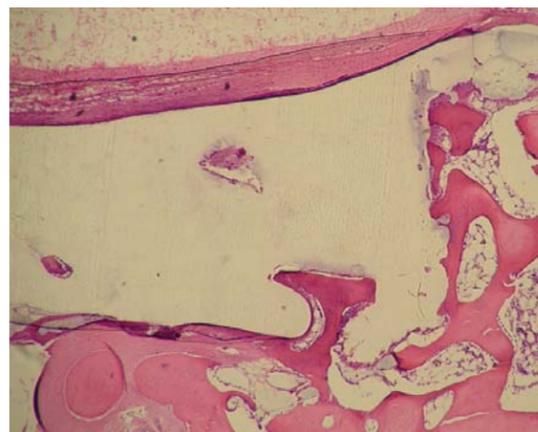
Após 30 dias, o tecido adjacente ao material apresenta-se com presença de células inflamatórias agudas. O material está envolto por uma fina cápsula de tecido conjuntivo fibroso. Há presença de neoformação óssea nas extremidades da cavidade.

Aos 60 dias, há ausência de infiltrado inflamatório. O material não apresenta sinais de degradação e está recoberto por de tecido conjuntivo fibroso, sendo que um pouco mais espessa que no período anterior. Nas extremidades da cavidade, sob o material, há presença de neoformação óssea com presença de osteócitos, osteoblastos e angiogênese. (Figura 5)



**Figura 5: Grupo II-60 dias. Neoformação óssea a partir da parede da cavidade cirúrgica (a) e adjacente à dura-máter (seta). Tecido conjuntivo ao redor do material. H.E. 40x**

No período de 120 dias, observa-se a ausência de infiltrado inflamatório, a integridade do periósteo e a presença de tecido ósseo neoformado nas paredes da cavidade, apresentando osteócitos, osteoblastos e angiogênese. Neste período, nota-se o material revestido por uma cápsula fibrosa espessa e, em alguns espécimes, nota-se a presença de tecido conjuntivo no interior dos poros do material. (Figura 6)



**Figura 6: Grupo II – 120 dias. Presença de tecido ósseo neoformado nas paredes da cavidade, apresentando osteócitos, osteoblastos e angiogênese (a) e de tecido conjuntivo no interior dos poros do material (seta). Nota-se o material recoberto por uma cápsula fibrosa espessa. H.E. 40x**

**DISCUSSÃO**

Atualmente, vários materiais aloplásticos são usados para reconstrução de estruturas tridimensionais na região crânio-maxilo-facial e o biomaterial de polietileno poroso de alta densidade até agora tem

mostrado melhores resultados e é o mais utilizado. Várias indicações para utilização do polietileno poroso de alta densidade (PPAD) têm sido definidas, como, por exemplo, fechamento de defeitos craniofaciais, correção de anomalias congênitas e aumentos estéticos. Uma propriedade comum observada em vários estudos é que, após a fixação do implante de polietileno poroso, a estrutura óssea ou estruturas subjacentes a ele ocorre à penetração de tecido conjuntivo no interior dos poros do implante. Para reconstrução de estruturas tridimensionais complexas, como a orelha e o nariz, o sucesso dos métodos atuais é limitado pela espessura e penetrabilidade do tecido conjuntivo no material a ser utilizado. (Ozdemir, 2005)

A natureza porosa do material permite crescimento de tecido conjuntivo e ósseo, permitindo o aumento de força de fixação do implante e assim diminuindo o risco de infecção (LIU et al, 2004). A composição química, forma física e diferenças na configuração de superfícies (porosidade, geometria, solubilidades diferentes e densidade) determinarão níveis variados de reabsorção. (Hoexter, 2002)

A estrutura de poro aberto (PPAD) permite a penetração vascular, assim desenvolvendo tecido conjuntivo e tecido ósseo posteriormente que serve de estabilização para o implante em relação aos tecidos circundantes (Villarreal et al, 2002).

Desta forma, elegemos implantes nacionais de polietileno poroso de alta densidade (Polipore®) para reconstrução dos defeitos ósseos realizados em osso parietal de coelho, comparando com reconstrução realizada com enxerto ósseo autógeno.

Segundo a literatura, a reabsorção dos enxertos ósseos está relacionada à sua microarquitetura, ou seja, o quanto o osso é cortical ou medular, e não sendo, portanto relacionada à sua origem embriológica, membranosa ou endocondral (Ozaki e Buchman, 1998). Por isso, a escolha de enxerto ósseo autógeno de calota craniana de espessura total utilizado como controle.

No presente estudo, aos 30 dias, os enxertos

ósseos de alguns espécimes apresentaram-se incorporados ao leito do receptor, sendo que, em outros, há presença de tecido conjuntivo fibroso na interface enxerto e leito receptor. No período de 60 dias, os resultados são semelhantes ao período anterior. Somente aos 120 dias, observa-se o leito totalmente reparado, mas há espécimes em que ainda se encontra tecido conjuntivo na interface enxerto e leito receptor. Os enxertos apresentaram uma reabsorção irregular, devido à reabsorção ser mais intensa em alguns espécimes do que em outros. Portanto, o enxerto ósseo autógeno permite reparação adequada dos defeitos na calota craniana do coelho, com neoformação óssea a partir das paredes da loja cirúrgica.

No Grupo I, 5 dias, observou-se discreta reação inflamatória aguda em tecido conjuntivo fibroso devido ao trauma cirúrgico. Quanto aos implantes de polietileno poroso (Polipore®), estes apresentaram reação inflamatória aguda de moderada a intensa, aos 5 dias e enquanto nos períodos de 15 a 30 dias esta reação apresentou-se mais discreta, esta reação inflamatória persistente até aos 30 dias nos sugere ser dos componentes liberados durante o início da degradação do polímero, já que, em nenhum animal foi observada a exposição dos implantes. Contudo eles foram recobertos por uma adequada camada de tecido conjuntivo, não prejudicando sua vascularização e implantação.

O material apresenta-se encapsulado. Aos 5 dias, observa-se a formação de uma fina camada de tecido conjuntivo denso ao redor do Polipore® e tornando-se mais espessa aos 60 dias. No período de 15 dias, nota-se neoformação óssea na parede lateral das cavidades cirúrgicas, e aos 60 dias, observa-se aposição de tecido ósseo sob o Polipore® com presença de angiogênese. Somente aos 120 dias, em um espécime, há presença de tecido conjuntivo no interior dos poros do material, embora em discreta quantidade. Esse resultado contradiz a literatura, pois implantes de polietileno poroso de alta densidade (Medpor®), quando usados para recons-

trução crânio-maxilo-facial, apresentam crescimento de tecido conjuntivo no interior dos poros do implante (Couldwell et al., 1994; Rubin et al., 1994; Frodel e Lee, 1998; Gabrielli et al., 2000; Ozdemir et al., 2000; Liu et al., 2004; Dujovny et al., 2005; Choi et al., 2006). Em alguns trabalhos, também é observado crescimento de trabeculado ósseo no interior dos poros dos implantes (Couldwell et al., 1994; Weinzwieg et al., 2000; Liu et al., 2004). Já Ozdemir et al., 2005 observaram que os implantes de PPAD enxertados em coelho estavam vascularizados em 75%, em 4 semanas, 90%, em 5 semanas e 95%, após 8 semanas.

Karageorgiou e Kaplan (2005), relataram que a porosidade (porcentagem de espaço vazio no sólido) e o tamanho dos poros dos "scaffolds" de biomateriais possuem uma crítica função na formação óssea tanto *in vitro* quanto *in vivo*. Tanto que *in vitro*, consegue-se simular osteogênese com uma superfície menos porosa; em contraste, *in vivo*, há necessidade de se ter uma superfície mais porosa e tamanhos de poros maiores para ocorrer o crescimento ósseo. Portanto, recomendam tamanho de poros maiores, em torno de 300  $\mu\text{m}$ , *in vivo* devido à acentuada vascularização e neoformação óssea nesse tipo de modelo experimental. Pois, *in vivo*, poros pequenos (75-100  $\mu\text{m}$ ) favorecem condições de hipóxia e indução de formação osteocondral antes da formação de osso, enquanto poros largos favorecem boa vascularização e conduzem uma formação óssea direta (sem precedente de cartilagem). Hollister et al. (2005) analisaram "scaffolds" de diversos biomateriais e concluíram que para ocorrer regeneração óssea, o tamanho dos poros deve ter, no mínimo, 300  $\mu\text{m}$ . Hulbert et al. 1970 observaram que poros de 10 – 44  $\mu\text{m}$  e poros de 44 -75  $\mu\text{m}$  em material cerâmico somente de tecido conjuntivo penetram no interior dos poros.

Roy et al. (2003) verificaram que quanto mais poroso o "scaffold", maior o crescimento de tecido e neoformação óssea em calota de coelho. "Scaffolds" de biomateriais com alta taxa de de-

gradação devem ter porosidade superior a 90%. (Karageorgiou e Kaplan, 2004)

Os resultados observados no Grupo II mostram que o material utilizado possui baixa porosidade, visto que há controlada taxa de degradação do implante, portanto não induz à penetração de células no material levando-nos a pensar que o diâmetro e a quantidade de poros do polietileno utilizado, seja muito pequeno, não permitindo a penetração de células mesenquimais ou de osteoblastos no interior dos seus poros, para, posteriormente, ocorrer o desenvolvimento de tecidos no seu interior. Somente há penetração de tecido, quando os poros desse material tornaram-se maiores, devido à degradação da superfície do material, assim demonstrando uma não uniformidade nos poros. Mesmo trabalhando com a hipótese de que as células inflamatórias que migraram no local do implante até os 30 dias levariam a uma maior resposta angiogênica, não foi possível observar tal resultado esperado.

Entretanto, a fibrovascularização não ocorreu de forma regular e expressiva nos períodos experimentais considerados, sendo que podemos considerar que o PPAD utilizado é um material biotolerável, devido à formação de cápsula fibrosa adjacente ao material.

#### CONCLUSÃO

Com base na metodologia empregada, podemos concluir que:

1. Os enxertos foram eficientes na reparação do defeito ósseo, devido à total incorporação ao leito receptor;
2. O polietileno poroso de alta densidade nacional (Polipore®) não possui quantidade e tamanho de poros adequados para permitir o crescimento fibrovascular no interior do material;
3. O material testado, Polipore®, foi biocompatível.

#### REFERÊNCIAS

Burstein FD, Williams JK, Hudgins R, Boydston W, Reisner A, Stevenson K, Cohen S. Hydroxyapatite cement in

- craniofacial reconstruction: experience in 150 patients. **Plast Reconstr Surg.** 2006; 118(2):484-9.
- Couldwell WT, Chen TC, Weiss MH, Fukushima T, Dougherty W. Cranioplasty with the Medpor porous polyethylene flexblock implant. Technical note. **J Neurosurg.** 1994; 81(3):483-6.
- Choi HY, Lee JE, Park HJ, Oum BS. Effect of synthetic bone glass particulate on the fibrovascularization of porous polyethylene orbital implants. **Ophthal Plast Reconstr Surg.** 2006; 22(2):121-5.
- Dujovny M, Aviles A, Cuevas P. Bone-like polyethylene burr-hole cover. **Neurol Res.** 2005; 27(3):333-4.
- Frodel JL, Lee S. The use of high-density polyethylene implants in facial deformities. **Arch Otolaryngol Head Neck Surg.** 1998; 124(11):1219-23.
- Gabrielli MFR, Ambrizzi DR, Okamoto T, Hochuli-Vieira E, Padilha Filho JG, Gabrielli MAC. Reconstrução de calota craniana através de enxertos ósseos e implantes de polietileno poroso de alta densidade. **Estudo histológico comparativo em coelhos.** *Salusvita.* 2000; 19 (1): 31-45.
- Hoexter DL. Bone regeneration graft materials. **J Oral Implantol.** 2002; 28(6):290-4.
- Hollister SJ, Lin CY, Saito E, Lin CY, Schek RD, Taboas JM, Williams JM, Partee B, Flanagan CL, Diggs A, Wilke EN, Van Lenthe GH, Muller R, Wirtz T, Das S, Feinberg SE, Krebsbach PH. Engineering craniofacial scaffolds. **Orthod Craniofac Res.** 2005; 8(3):162-73.
- Hulbert SF, Young FA, Mathews RS, Klawitter JJ, Talbert CD, Stelling FH. Potential of ceramic materials as permanently implantable skeletal prostheses. **J Biomed Mater Res.** 1970; 4(3):433-56.
- Karageorgiou V, Kaplan D. Porosity of 3D biomaterial scaffolds and osteogenesis. **Biomaterials.** 2005; 26(27):5474-91.
- Klein M, Glatzer C. Individual CAD/CAM fabricated glass-bioceramic implants in reconstructive surgery of the bony orbital floor. **Plast Reconstr Surg.** 2006; 117(2):565-70.
- Liu JK, Gottfried ON, Cole CD, Dougherty WR, Couldwell WT. Porous polyethylene implant for cranioplasty and skull base reconstruction. **Neurosurg Focus.** 2004; 16(3):ECP1.
- Menderes A, Baytekin C, Topcu A, Yilmaz M, Barutcu A. Craniofacial reconstruction with high-density porous polyethylene implants. **J Craniofac Surg.** 2004; 15(5):719-24.
- Odum BC, Bussard GM, Lewis RP, Lara WC, Edlich RF, Gampper TJ. High-density porous polyethylene for facial bone augmentation. **J Long Term Eff Med Implants.** 1998; 8(1):3-17.
- Ozaki W, Buchman SR. Volume maintenance of onlay bone graft in the craniofacial skeleton: micro-architecture versus embryologic origin. **Plast Reconstr Surg.** 1998; 102: 291-99.
- Ozdemir R, Kocer U, Tiftikcioglu YO, Karaaslan O, Kankaya Y, Cuzdan S, Baydar DE. Axial pattern composite prefabrication of high-density porous polyethylene: experimental and clinical research. **Plast Reconstr Surg.** 2005; 115(1):183-96.
- Ozturk S, Sengezer M, Isik S, Turegun M, Deveci M, Cil Y. Long-term outcomes of ultra-thin porous polyethylene implants used for reconstruction of orbital floor defects. **J Craniofac Surg.** 2005; 16(6):973-7.
- Rapidis AD, Day TA. The use of temporal

- polyethylene implant after temporalis myofascial flap transposition: clinical and radiographic results from its use in 21 patients. **J Oral Maxillofac Surg.** 2006; 64(1):12-22.
- Roy TD, Simon JL, Ricci JL, Rekow Ed, Thompson VP, Parsons JR. Performance of degradable composite bone repair products made via three-dimensional fabrication techniques. **J Biomed Mater Res A.** 2003; 66(2): 283-91.
- Rubin PA, Bilyk JR, Shore JW. Orbital reconstruction using porous polyethylene sheets. **Ophthalmology.** 1994; 101(10):1697-708.
- Sevin K, Askar I, Saray A, Yormuk E. Exposure of high-density porous polyethylene (Medpor) used for contour restoration and treatment. **Br J Oral Maxillofac Surg.** 2000; 38(1):44-9.
- Soparkar CN, Wong JF, Patrinely JR, Davidson JK, Appling D. Porous polyethylene implant fibrovascularization rate is affected by tissue wrapping, agarose coating, and insertion site. **Ophthal Plast Reconstr Surg.** 2000; 16(5):330-6.
- Villarreal PM, Monje F, Morillo AJ, Junquera LM, Gonzalez C, Barbon JJ. Porous polyethylene implants in orbital floor reconstruction. **Plast Reconstr Surg.** 2002; 109(3):877-85; discussion 886-7.
- Weinzweig J, Pantaloni M, Spangenberg A, Marler J, Zienowicz RJ. Osteochondral reconstruction of a non-weight-bearing joint using a high-density porous polyethylene implant. **Plast Reconstr Surg.** 2000; 106(7):1547-54.
- Wellisz T, Dougherty W, Gross J. Craniofacial applications for the Medpor porous polyethylene flexblock implant. **J Craniofac Surg.** 1992; 3(2):101-7.
- Wellisz T. Clinical experience with the Medpor porous polyethylene implant. **Aesthetic Plast Surg.** 1993; 17(4):339-44.
- Yaremchuk MJ. Facial skeletal reconstruction using porous polyethylene implants. **Plast Reconstr Surg.** 2003; 111(6):1818-27.

**ENDEREÇO PARA CORRESPONDÊNCIA**

Eduardo Hochuli-Vieira

R. Humaitá, 1680, 2º andar - Centro - Araraquara - SP

CEP: 14801903

E-mail: hochuli@foar.unesp.br