

PAULO VILLELA SANTOS JUNIOR

**ESTUDO EXPERIMENTAL
DO POLIETILENO POROSO DE ALTA DENSIDADE
(MEDPOR) FIXADO AO LEITO CIRÚRGICO
CORTICALIZADO E DECORTICALIZADO:
ANÁLISE HISTOLÓGICA EM CÃES**



Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Livre Docência.

**São José dos Campos
2001**

104

5a592

11811

Apresentação gráfica e normalização de acordo com: BELLINI, A. B.; SILVA, E. A. Manual para elaboração de monografias: estrutura do trabalho científico. São José dos Campos: FOSJC/UNESP, 2000. 81 p.

SANTOS JUNIOR, P. V. Estudo experimental do polietileno poroso de alta densidade (Medpor) fixado ao leito cirúrgico corticalizado e decorticalizado: análise histológica em cães. 2001. 89 f. Tese (Livre Docência em Odontologia) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista. São José dos Campos.

“Se eu não puder ser a árvore frondosa, permita que eu seja o pequeno arbusto; Se eu não puder ser o rio caudaloso, permita que eu seja o pequeno regato; Se eu não puder ser o rico palácio, permita que eu seja a humilde choupana; Se eu não puder ser a grande estrada, permita que eu seja o estreito caminho; Se eu não puder ser a exuberante rosa, permita que eu seja a mais modesta violeta; Se eu não puder ser a luz, permita que eu seja ao menos um reflexo; Se eu não puder ser o amor, permita que eu seja, então, a amizade; mas permita Senhor, que alguma coisa que eu seja, para que ao findar esta Vida, alguém se recorde de mim, como uma alma humilde a serviço do Criador”

Aos meus pais

Paulo (*in memoriam*) e Wanny

À Rosa

e filhos

Paulo e Patrícia

Dedico este Trabalho

Agradecimento Especial

Ao Professor Titular Paulo Sérgio Perri de Carvalho

Pela sua amizade, incentivo e pelo apoio dado durante toda a execução desta pesquisa. Todo o meu carinho, respeito e admiração.

Agradecimentos

A Faculdade de Odontologia de São José dos Campos-UNESP, na pessoa da Diretora, Profa. Titular Maria Amélia Máximo de Araújo, pelo constante incentivo à pesquisa.

Aos colegas da Disciplina de Cirurgia e Traumatologia Buco Maxilo Facial da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos-UNESP: José Roberto Sá Lima, Antonino Kimaïd, Eduvaldo Silvino de Brito Marques, Fernando Wagner Raldi, Lucio Murilo dos Santos, Marcelo Marotta Araújo, Gerson Munhoz dos Santos, Antenor Araújo, Franklin Edgard de Moura Campos, Job Sarmento, Nicolau Diacov, Edgard Pereira de Souza (*in memorian*), pela amizade, auxílio e dedicação que nos dispensaram no decorrer destes anos de convívio.

Agradecimentos

Aos funcionários da Disciplina de Cirurgia e Traumatologia Buco Maxilo Facial: Stela de Mendonça Maldonado Campoy, Marcia Cristina Lopes Garcia, Denize Lourenço Cardoso, Geraldo da Silva, Ivan Vanzella e Margareth Lopes Garcia, pelo apoio recebido.

Aos funcionários: Carlos Batista e Lucélia Auxiliadora Honorato pela amizade e dedicação na digitação da Tese e do Memorial.

Agradecimentos

A Bibliotecária Angela de Brito Bellini pela habitual atenção.

A Silvia Regina Borges pelo auxílio nas traduções dos textos.

A todas as pessoas que contribuíram para que eu chegasse até aqui.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS.....	9
1. INTRODUÇÃO	11
2. REVISÃO DA LITERATURA.....	20
3. PROPOSIÇÃO.....	39
4. MATERIAL E MÉTODO.....	40
4.1 Procedimentos cirúrgicos.....	40
4.2 Obtenção de peças.....	48
4.3 Procedimento Laboratorial.....	49
5. RESULTADOS.....	50
5.1 Análise Histológica.....	50
6. DISCUSSÃO.....	62
7. CONCLUSÃO.....	72
8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	73
ANEXO A.....	87
RESUMO.....	88
ABSTRACT.....	89

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 – Animal em posição para cirurgia e tricotomizado.....	41
FIGURA 2 – Incisão na pele.....	42
FIGURA 3 – Exposição do periósteo.....	43
FIGURA 4 – Leito corticalizado.....	44
FIGURA 5 – Exposição do tecido ósseo da área que irá receber o implante.....	44
FIGURA 6 – Implante de polietileno poroso de alta densidade (Medpor) colocado e fixado no leito cirúrgico decorticalizado....	45
FIGURA 7 – Sutura final.....	46
FIGURA 8 – Implante de polietileno poroso de alta densidade (Medpor) colocado e fixado no leito cirúrgico corticalizado.....	47
FIGURA 9 – Leito corticalizado (trinta dias). H.E. Aumento origi- nal 25x.....	50
FIGURA 10 – Leito corticalizado (trinta dias). H.E. Aumento ori- ginal 63x.....	51
FIGURA 11 – Leito corticalizado (sessenta dias). H.E. Aumento original 25x.....	52

FIGURA 12 – Leito corticalizado (sessenta dias). Aumento original 63x.....	53
FIGURA 13 – Leito corticalizado (noventa dias). H.E. Aumento original 25x.....	54
FIGURA 14 – Leito corticalizado (noventa dias). H.E. Aumento original 63x.....	55
FIGURA 15 – Leito decorticalizado (trinta dias). H.E. Aumento original 25x.....	56
FIGURA 16 – Leito decorticalizado (trinta dias). H.E. Aumento original 63x.....	57
FIGURA 17 – Leito decorticalizado (sessenta dias). H.E. Aumento original 25x.....	58
FIGURA 18 – Leito decorticalizado (sessenta dias). H.E. Aumento original 63x.....	59
FIGURA 19 - Leito decorticalizado (sessenta dias). H.E. Aumento original 63x.....	59
FIGURA 20 - Leito decorticalizado (noventa dias). H.E. Aumento original 25x.....	60
FIGURA 21 - Leito decorticalizado (noventa dias). H.E. Aumento original 25x.....	61

1 INTRODUÇÃO

Os implantes têm sido utilizados há muitos anos objetivando corrigir defeitos ósseos decorrentes de traumatismos faciais e relacionados às cirurgias oncológicas onde a perda de tecido, normalmente, é grande. Como esses defeitos não são reconstituídos espontaneamente pelo organismo, deve-se tentar a reconstrução morfológica, estética e funcional das estruturas perdidas com o intuito de reintegrar o indivíduo como um todo.

Nos últimos anos inúmeras pesquisas foram desenvolvidas objetivando a procura de novos materiais biocompatíveis, para serem utilizados como substitutos ósseos. Em casos de perda óssea, o enxerto autógeno, é a primeira escolha, devido à sua aceitação biológica decorrente da total compatibilidade tecidual. Todavia, quando tais enxertos são utilizados, existe a necessidade de ato cirúrgico adicional, intra ou extrabucal, para obtenção do material, e o pós-operatório é, na grande maioria das vezes, desconfortável. Este desconforto aumenta quando a retirada do enxerto autógeno é realizada em áreas onde existe movimentação, como no caso da crista

do ilíaco e, também quando retirado do arco intercostal. Neste caso, além do risco de ocorrer pneumotórax, a dor é intensa decorrente dos movimentos respiratórios (Okamoto et al.,⁶⁵ 1991; Klinge et al.,⁴² 1992; Purchio et al.,⁷⁰ 1992; Meadows et al.,⁵⁸ 1993).

Em relação aos enxertos homogêneos existe o inconveniente da obtenção do enxerto, a necessidade de meios especiais para a sua conservação, além de existir maior antigenicidade e risco de transmissão de doenças como a hepatite e AIDS. Devido às dificuldades e riscos dos enxertos autógeno e homogêneo, vários materiais começaram a ser usados como implantes em cirurgias reconstrutivas.

Outra opção são os materiais heterogêneos e que devem apresentar as seguintes características:

- a) não ser fisicamente modificados pelos tecidos;
- b) ser quimicamente inerte;
- c) não provocar reação inflamatória ;
- d) não ser carcinogênico;
- e) não produzir hipersensibilidade ou alergias;
- f) ser capaz de resistir a forças mecânicas;
- g) poder ser fabricado na forma desejada;

- h) permitir esterilização;
- i) não alterar o campo elétrico do local implantado.

Um dos primeiros materiais estudados foi o osso gelatinizado, obtido pela agregação de partículas de osso da crista ilíaca a espuma de gelatina e sangue fresco (Mayer & Swanker⁵⁷, 1954).

O osso anorgânico bovino, extraído pela etilenodiamina, foi implantado em tecido subcutâneo de camundongo, em cães e em humanos. Esse osso bioplástico não exhibe propriedades indutoras ósseas quando implantado subcutaneamente, não foi reabsorvido no período de seis meses e não demonstrou qualquer propriedade indutora osteoclástica (Toto & Giannini⁸⁹, 1961).

O Boplan, osso bovino desprovido de sua fração orgânica (Okamoto et al.⁶⁴ 1974), foi bem aceito pelo organismo, porém não foram encontradas vantagens no seu uso rotineiro (Sanches et al.⁷⁹, 1972)

Com o desenvolvimento e avanços tecnológicos, começaram a surgir alguns materiais aloplásticos para serem usados como implantes. Dentre os materiais aloplásticos porosos, a esponja de polivinil (Martani⁵³, 1965) e a esponja de polivinil álcool (Lwin-

Epstein⁴⁶, 1960) apresentaram propriedades físico-químicas e biológicas satisfatórias quando implantadas no tecido conjuntivo subcutâneo, permitindo a organização e o desenvolvimento de tecido conjuntivo no interior dos poros.

Em 1960, o silicone começou a ser usado na correção de defeitos faciais (Brown et al.⁶, 1960). A aplicação clínica do silicone é bastante ampla como na reconstrução de orelhas (Lynch et al.⁴⁸, 1972), em mamoplastia (Williams⁹⁸, 1972), na articulação têmporo mandibular (Estabrooks et al.²¹, 1972), na correção de defeitos faciais (Swanson et al.⁸⁸, 1973). O silicone preenche uma grande parte das propriedades desejadas para um bom material de implante. Ele é estável ao calor úmido e seco, não se altera com o tempo de estocagem, não provoca aderência, não pode aderir ao material exceto a outro silicone e não provoca reações no tecido. O silicone é facilmente esculpido partindo-se de um bloco, podendo ser adaptado ao local cirúrgico. No entanto, deverá ficar o mais liso possível, sem arestas vivas ou espículas para evitar irritações nos tecidos.

Os estudos na década de 80 acabaram por introduzir os materiais cerâmicos, principalmente os derivados do fosfato de cálcio,

que tiveram grande aceitação na comunidade científica como material de implante para substituir o tecido ósseo.

O material cerâmico mais utilizado é a hidroxiapatita $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6\text{OH}_2$, por apresentar composição mineral semelhante a dos ossos, compreendendo 60 a 70% do esqueleto calcificado (Jarcho³⁵, 1986; Frame²³, 1987). A hidroxiapatita apresenta excepcional biocompatibilidade, unindo aos tecidos ósseo e mole, o que lhe confere grande aplicabilidade clínica (Jarcho³⁵, 1986), como no aumento do rebordo alveolar (Chao & Poon⁹, 1987) e no preenchimento de cavidades ósseas resultantes de intervenções cirúrgicas (Cranin et al.¹⁶, 1988, Denissen, & Kolk¹⁸, 1991).

Muito embora outros materiais tenham sido pesquisados, muitos materiais aloplásticos de boa qualidade surgiram no mercado (Homsy³², 1970; Homsy et al.³³, 1973). Um destes materiais altamente poroso, de baixa elasticidade e biocompatível foi denominado Proplast, resultado da combinação do politetrafluoretileno (*teflon*) com grafite pirolítico, uma forma pura de carbono (Kruger⁴⁴, 1974; Rhinelander et al.⁷³, 1974; Alexsander¹, 1976, Connor & Svare¹⁴, 1977). O Proplast tem textura resistente, possui de 70% à 90% de poros com tamanho variando de 100 a 500 micrômetros (Kent et al.⁴⁰,

1975; Martin⁵⁴, 1976) ou de 200 à 500 micrômetros (Janeke et al.³⁴, 1974; Lyall⁴⁷, 1976). De acordo com Martin⁵⁴ (1976), os poros do Proplast com mais de 100 micrômetros, permitem um melhor crescimento de tecido ósseo no seu interior. Os poros com tamanho maior que 200 micrômetros encontram-se na proporção de 75% (Freeman²⁴, 1976), permitindo um rápido crescimento de tecido fibroso (Kent et al.⁴⁰, 1975; Martin⁵⁴, 1976; Kosoy et al.⁴³ 1977), e ósseo no seu interior (Kent et al.³⁹⁻⁴⁰, 1972 e 1975.)

Spector et al.⁸⁷ 1979 concluíram que quanto maior o tamanho dos poros maior será a quantidade de tecido ósseo formado no seu interior.

O Proplast é maleável e facilmente esculpido, podendo ser adaptado à região cirúrgica (Alexsander¹, 1976). Sua esterilização pode ser obtida em autoclave (Shea & Homsy⁸⁵, 1974). Suas propriedades mais importantes residem no fato de ser inerte, atóxico, não biodegradável. Evidências indicam que quando implantado, o Proplast é invadido por tecido conjuntivo, provocando uma reação de corpo estranho discreta, que não leva à rejeição pelo hospedeiro (Lyall⁴⁷, 1976).

O Proplast pode ser usado na reconstrução da crista óssea alveolar deficiente (Farrel & Kent²², 1975), nos contornos faciais (Belinfante & Mitchell³, 1977; Dann & Epker¹⁷, 1977), no seio frontal (Schenck et al.⁸⁰, 1977), em várias aplicações otológicas (Schenck et al.⁸⁰, 1977), oftálmicas (Lyal⁴⁷, 1976) e nas cirurgias ginecológicas (Malinak & Romsy⁵², 1976).

Em 1970 foi desenvolvido e testado pela Universidade de Clemson, o polietileno poroso de alta densidade (Medpor), que foi usado na reconstrução facial. O seu uso foi difundido a partir de 1990 e tornou-se um dos implantes mais usados em cirurgia reconstrutiva. O polietileno poroso vem sendo utilizado em traumatologia bucomaxilofacial (Haug et al.³⁰, 1993; Lacey & Antonyshyn⁴⁵, 1993; Romano et al.⁷⁶, 1993, Worley & Strauss¹⁰¹, 1994; Remulla et al.⁷², 1995), em cirurgia crânio facial (Wellisz et al.⁹¹, 1992), em ortopedia (Bartley et al.², 1994; Karesh & Dresner³⁸, 1994), em neurocirurgia (Couldwell et al.¹⁵, 1994) e cirurgia plástica (Wellisz⁹², 1993, Wellisz & Dougherty⁹⁴, 1993).

O polietileno poroso (Medpor) é considerado biocompatível, tanto que vários autores o empregam como controle positivo para avaliar outros materiais. Ele se apresenta em diversos

tamanhos, na forma de blocos, folhas e com formas anatômicas das estruturas ósseas que se pretende substituir. A estrutura de poros abertos intercomunicantes, com mais de 100 micrômetros de diâmetro, permite o rápido crescimento tecidual em seu interior. O crescimento vascular gera potencial para o transporte de células e produtos que combatem a infecção dentro do implante (Romano et al.⁷⁶, 1993). Tecnicamente é fácil de manusear, de ser moldado, adaptado e fixado, para se obter um arranjo tridimensional preciso. Fisicamente é uma substância pura, resistente, não sofre reabsorção e degeneração, é estável, possui alta força elástica, resistente ao estresse e a fadiga, não provocando reação nos tecidos moles circunvizinhos. Ocorre rápido crescimento tissular para o interior dos poros.

Para a utilização de um implante aloplástico de sobreposição, como é o caso do Medpor, necessitam-se ter um leito receptor adequado que permita a perfeita integração do implante através de uma fixação pela formação de tecido ósseo no interior dos poros. Na colocação de um implante aloplástico de sobreposição, pode-se usar três tipos de leito receptor: os corticalizados, os perfurados e os decorticalizados.

O fato de não haver pesquisas na literatura sobre o emprego do polietileno poroso (Medpor) em leitos cirúrgico corticalizado e decorticalizado aplicado como implante de sobreposição, justifica-se este estudo em mandíbulas de cães.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Apresentando casos clínicos de interposição vertical de polietileno poroso em mentoplastia Shaber⁸⁴ (1987) relatou que os resultados obtidos foram de excelente qualidade e que o polietileno poroso preenche todos os critérios para a reconstrução cirúrgica estética do complexo maxilofacial.

Zeltser et al.¹⁰² (1989), realizaram um estudo utilizando hidroxiapatita para a reconstrução cirúrgica do rebordo residual, criando com este material formas adequadas e promovendo relações satisfatórias com o rebordo residual antagonista. Mostraram que a hidroxiapatita promoveu uma reconstrução satisfatória, da altura do rebordo alveolar permitindo a instalação, a retenção e a estabilidade de uma prótese total. Os autores concluíram que a hidroxiapatita é um excelente material para ser implantado subperiostealmente para aumentar o rebordo ósseo alveolar.

Rosen⁷⁷ (1991) relatou dois casos de pacientes em que a reação da hidroxiapatita levou à infecção dos tecidos adjacentes e

provocou a formação de abscesso. Esta infecção foi debelada através do uso apropriado de antibiótico, debridamento e drenagem dos tecidos infectados. Os blocos de hidroxiapatita permaneceram no local apropriado. Esta resposta favorável do material frente à infecção foi atribuída a um suprimento vascular abundante no implante poroso. Apesar de não ser possível chegar a conclusões a partir de dois exemplos clínicos, o autor sugeriu que uma vez formado o tecido vascular, a hidroxiapatita porosa não se comporta da mesma maneira que outros corpos estranhos no meio de uma infecção. Estes resultados clínicos mostraram pela primeira vez que a hidroxiapatita vascularizada pode ter a capacidade de reagir às infecções.

Na reconstrução laringotraquial de cães, Chan et al.⁸ (1990) implantaram o Proplast dentro de uma porção do músculo transferindo a mucosa bucal para o tecido peritraquial adjacente. O enxerto Músculo-Proplast foi rotacionado para reparar grandes defeitos. Os autores concluíram que o Proplast pode ser utilizado como alternativa aos enxertos autógenos nas reconstruções extensas laringotraquiais, principalmente quando o procedimento é feito por etapas, permitindo o crescimento tecidual para o interior do implante e quando ele está protegido de processos infecciosos.

Wellisz et al.⁹¹ (1992) usaram o polietileno poroso Medpor em cirurgias craniofaciais e concluíram ser este implante um excelente material alternativo para a reconstrução de estruturas perdidas. O Medpor é um material de boa estabilidade, flexível, resistente e por isso é indicado para a correção de contornos de grandes e médios defeitos do crânio. O Medpor é altamente estável, poroso e permite o crescimento rápido de tecidos mole e ósseo no interior de seus poros, permitindo uma boa fixação do implante no seu leito receptor. Os autores não relataram nenhum caso de complicação clínica pelo uso deste implante.

Lacey & Antonyshyn⁴⁵ (1993) estudaram a aplicação estética de polietileno poroso de alta densidade em depressões ou concavidade do osso temporal. Em 16 pacientes tratados, somente um mostrou a movimentação do implante do local colocado, que foi atribuída a um erro de técnica cirúrgica.

Bikihazi & Van Antwerp⁴ (1993) fizeram uso de Medpor em cirurgias reconstrutiva e estética em trinta pacientes no período de três anos. Foram 25 casos no mento, três no nariz, um no malar e um na órbita. Na avaliação clínica não foi detectado nenhum caso de complicação e a fixação do implante nestas áreas foi de 100%.

Analisando 26 casos clínicos por um período de dois anos, Wellisz⁹³ (1993) descreveu uma técnica cirúrgica usando polietileno poroso Medpor na reconstrução de orelha com queimadura. Esta técnica consistiu na confecção de um arcabouço de polietileno poroso que foi implantado no local, e recoberto com a facia temporoparietal, e colocando-se um enxerto de pele procurando reconstruir anatomicamente a orelha. O resultado desta reconstrução foi extremamente durável e se manteve por um longo período de tempo. Só ocorreu insucesso em dois casos. O autor concluiu que o polietileno poroso Medpor ofereceu uma excelente solução para os problemas de reconstruções difíceis.

Em 1993, Romano et al.⁷⁶ usaram o polietileno poroso Medpor em 140 pacientes com traumatismos faciais de diversas intensidades. O Medpor se comportou de uma maneira muito significativa não havendo migração nem exposição do mesmo. Os autores mostraram somente um caso de infecção requerendo a remoção do implante.

Cohen & Kawamoto Junior¹³ (1992) descrevem dois casos de contaminação tardia de implantes de Proplast em malar após intervenção odontológica. Esta contaminação, segundo os autores, foi

provocada pela anestesia local indicada para o tratamento odontológico convencional. Os autores recomendaram que o paciente deve alertar o cirurgião-dentista sobre a presença de tais implantes para evitar contaminação, para que o profissional utilize técnicas anestésicas locais alternativas, prescreva o uso de antibióticos profiláticos para evitar que ocorram tais transtornos pós-operatórios.

Worley & Strauss¹⁰¹ (1994) apresentaram um caso clínico de aumento da fossa temporal com a utilização do polietileno poroso Medpor após a transferência do músculo temporal. A colocação deste implante proporcionou a restauração do contorno da região com resultado estético satisfatório.

Couldwell et al¹⁵ (1994) descreveram o uso de implante de polietileno poroso Medpor em cranioplastia cosmética. O implante foi usado em defeitos cranianos de pequenos ou médios tamanhos, oferecendo excelentes resultados estéticos. Não houve relato de complicação pós-operatória.

Karesh & Dresner³⁸ (1994) estudaram o polietileno poroso de grande densidade Medpor em cavidades orbitárias após a enucleação do globo ocular com o objetivo de restaurar a porção óssea perdida por traumatismo ou por cirurgia oncológica. O pós-operatório

foi monitorado por 19 meses e neste período não houve infecção, resposta inflamatória significativa ou a expulsão do implante. Apenas um implante foi removido quatro meses após a sua colocação devido à sua inadequada instalação. Os autores concluíram que o Medpor pode ser usado com sucesso em implante de cavidade orbitária tendo como vantagem o baixo custo, a possibilidade de suturar o músculo extraocular diretamente, sem a necessidade de cobrir cada material com a facia muscular.

Rubin⁷⁸ (1994) estudaram a reconstrução orbital com polietileno poroso em 37 pacientes, usando uma placa com objetivo de reconstruir defeitos extensos da órbita. O pós-operatório foi acompanhado por um período de 18 meses. Vinte e sete pacientes tinham diplopia sintomática no pré-operatório e no pós-operatório a diplopia foi resolvida em 15 pacientes e diminuindo em sete. Os autores concluíram que a placa de polietileno oferece grandes vantagens quando usada para reconstrução orbital. As placas são fáceis de serem manuseadas, fixadas, tornando-se a fixação estável e sem grandes complicações.

Wellisz et al.⁹⁵ (1995) analisaram o efeito da composição química de implantes aloplásticos de silicone, metilmetacrilato e

polietileno poroso sobre a reabsorção óssea em mandíbulas de coelho. A frequência e o grau de reabsorção óssea foram relacionados tanto com o tipo de material quanto com a sua espessura. As maiores reabsorções foram relacionadas ao silicone, sendo proporcionais à sua espessura. As reabsorções ósseas foram evidenciadas através da atividade osteoclástica e por mudanças no padrão dos marcadores. Tanto os implantes de metilmetacrilato quanto o de polietileno poroso provocaram baixo índice de reabsorção quando em pequena espessura. O metilmetacrilato espesso causou reabsorção maior que o delgado, embora esta tenha sido menor que a causada pelo silicone. O aumento na espessura dos implantes de polietileno poroso não foi significativo para aumentar a reabsorção óssea. Os autores concluíram que a composição dos implantes é uma variável importante para remodelação óssea, sendo que o silicone é o material que, com maior frequência e intensidade, causa reabsorção óssea.

Choi et al.¹⁰ (1995) realizaram um estudo de implantes de polietileno poroso em reconstruções das paredes orbitárias. Muitos resultados clínicos sobre o uso do polietileno poroso, tanto de curto quanto a médio prazo, têm sido encorajadores. Este trabalho apresentou um resultado a médio prazo realizando comparações com

outros materiais disponíveis. Trinta e dois casos de reconstrução da parede orbitária foram realizados e seguidos num período de 32 meses. Todos os casos foram consequência de trauma. Os resultados obtidos foram comparados com outros dados publicados na literatura sobre vários materiais com ênfase específica nos índices de complicações. A taxa de complicações para os implantes de polietileno poroso é de 6%, coincidindo e concordando com os resultados apresentados em outras publicações. Os implantes de polietileno poroso são comparativamente favoráveis em relação a outros materiais.

Cenzi & Guarda-Nardini⁷ (1995) estudaram o uso do polietileno poroso Medpor em cirurgia maxilofacial. Os autores apresentam vinte pacientes que receberam implantes de Medpor. Sete deles afetados por micrognatia, foram submetidos ao aumento vertical da região do mento após osteotomia horizontal. Dois pacientes acometidos por microsomia hemifacial receberam enxertos na borda da mandíbula para corrigir esta assimetria. Em três casos o Medpor foi utilizado em pacientes com traumas prévios para reconstrução do assoalho da órbita por perda de tecido, reconstrução do dorso do nariz e do contorno do osso malar. Em dois pacientes o Medpor foi

utilizado na sustentação da região do nariz. Em outros dois casos o Medpor foi colocado em depressões da região temporal. Os autores relataram apenas três casos onde houve complicações devido à exposição dos implantes. Em um dos casos onde o implante foi colocado na maxila, houve exposição na região do vestibulo. No segundo caso a exposição foi traumática e no terceiro caso a exposição seguiu a deiscência da prótese de titânio com o qual o Medpor foi posicionado. Com exceção do último caso em que o paciente morreu por outras razões, a reparação nos demais casos foi obtida normalmente.

Semergidis et al.⁸³ (1996) estudaram o aumento do ângulo mandibular mediante o uso do polietileno poroso e tiveram como resultado uma melhoria significativa do contorno facial dos pacientes. Os autores concluíram que este procedimento é recomendado para aumento do ângulo mandibular quando as indicações são rigorosamente observadas e os passos cirúrgicos executados meticulosamente.

Mavili & Akyurek⁵⁵ (1997) usaram cera para osso como modelo para avaliação dos defeitos faciais e modelagem dos implantes de polietileno. Foi utilizado cera para osso como modelo

transoperatório para orientar a colocação dos implantes de polietileno. Esta técnica foi utilizada em quatro pacientes entre oito e trinta e cinco anos com defeitos faciais traumáticos e congênitos sem nenhuma outra complicação sistêmica. Os autores consideraram este método como simples, barato e preciso, sendo uma alternativa para as outras técnicas mais sofisticadas, caras e minuciosas.

Wolford¹⁰⁰ (1997) estudou o uso de implantes na reconstrução da Articulação Têmporo Mandibular (ATM). Um dos implantes mais comuns utilizado em reconstrução da ATM tem sido um dispositivo colocado na região posterior do côndilo para suportar os ligamentos artificiais e estabilizar o disco articular em sua posição. Estudos baseados em observações de dois anos mostraram uma taxa de 90% de sucesso em relação à abertura mandibular, estabilidade oclusal e melhora da sintomatologia dolorosa pré-cirúrgica. Muitos materiais usados nas reconstruções da ATM, incluindo o Proplast e o Teflon, têm causado sérias complicações para os pacientes. Tais materiais, principalmente o Proplast, podem causar severas reações de corpo estranho, destruição óssea e de tecidos moles disseminando partículas para outras regiões do corpo. Além de terem a capacidade de iniciar ou exacerbar doenças auto-imunes. As próteses articulares

de Shristensen têm apresentado resultados muito bons em reconstrução de ATM. O estudo mais completo sobre a prótese para ATM é da Tecmed com um acompanhamento de 31 pacientes e 52 articulações reconstruídas durante um período de cinco anos. Todos os pacientes apresentaram boa estabilidade mandibular e oclusal. Numa escala de zero a dez pontos, a sintomatologia foi de 4,4 pontos.

Sclafani et al.⁸² (1997) estudaram as reações clínicas e histológicas dos implantes subcutâneos de politetrafluoretileno e polietileno poroso frente às infecções agudas e precoces induzidas experimentalmente em ratos. Os implantes colocados logo após a intervenção são mais susceptíveis ao desenvolvimento de infecção. Os resultados para ambos os implantes foram similares. Os implantes de polietileno poroso colocados 14 dias após a intervenção estavam menos sujeitos à infecção quando comparados aos implantes de politetrafluoretileno. Em comparação aos implantes de polietileno poroso aplicado imediatamente, aqueles usados após 14 dias apresentaram estatisticamente menor susceptibilidade à se infectar. Histologicamente essa resistência à infecção está relacionada ao crescimento fibrovascular para o interior do implante de polietileno poroso. Os implantes de polietileno poroso infectados apresentaram

pouco ou nenhum crescimento, comparados aos implantes controles de polietileno poroso. Os implantes de politetrafluoretileno que não apresentaram infecção tiveram evidências de crescimento precoce fibrovascular na periferia dos poros do implante. Os autores concluíram que polietileno poroso proporciona crescimento fibrovascular mais rápido devido ao tamanho de seus poros. A presença de tecido vascularizado dentro ou ao redor do implante oferece resistência à infecção.

Türegün et al.⁹⁰ (1998) estudaram a reconstrução de deformidades da sela nasal em 36 casos mediante o uso de implante de polietileno poroso. Após um período de 8 a 18 meses constataram apenas uma complicação, porém nenhum dos implantes foi removido. Tanto os resultados estéticos quanto os funcionais foram bem aceitos pelos pacientes.

Karcioglu et al.³⁷ (1998) estudaram o implante orbital de polietileno poroso em pacientes com retinoblastoma. O objetivo dos autores foi avaliar a integração do enxerto de polietileno poroso em 37 cavidades oftálmicas após a enucleação de retinoblastomas. Os autores concluíram que os implantes de polietileno poroso podem ser uma alternativa vantajosa e de baixo custo em relação ao implante de

hidroxiapatita. Se houver exposição conjuntiva, o implante apresentará uma série de problemas devido à sua falta de resposta aos tratamentos cirúrgicos e medicamentosos.

Okamoto et al.⁶⁶ (1998) fizeram um estudo histomorfológico do implante de polietileno poroso Medpor em alvéolo dental de incisivos de rato e concluíram que o material não sofreu processo de reabsorção quando implantado neste local e permitiu a neoformação conjuntiva e óssea adjacente ao material.

Ozgur et al.⁶⁸ (1999) estudaram o efeito do implante de Medpor sobre o crescimento mandibular em coelhos. Foram colocados implantes de Medpor sobre o perióstio da mandíbula de coelhos jovens e estudaram seus efeitos sobre o crescimento ósseo. Após três meses foram realizados exames radiológicos e histológicos. Os autores conseguiram provar que os implantes não afetaram o desenvolvimento normal da mandíbula; entretanto, houve diminuição na espessura de tecido ósseo e ocorrência de reação de células mononucleares nas regiões em que o implante se encontrava em contato direto com o tecido ósseo.

Choi et al.¹² (1999) verificaram se um implante de Medpor uma vez vascularizado é capaz de tolerar um parafuso de

titânio parcialmente exposto sobre sua superfície. Este trabalho foi realizado em dez coelhos que receberam implante de Medpor após a enucleação ocular. Oito semanas após a cirurgia foram colocados pinos de encaixe no interior dos implantes orbitais e em seguida foram analisadas as respostas histológicas e a tolerância tecidual clínica. Os resultados obtidos mostraram que os parafusos de titânio foram bem tolerados pelos animais. Não houve caso de infecção pós-operatória, inflamação, erosão conjuntiva, deslocamento dos pinos de encaixe ou fragmentação do Medpor. Os autores concluíram que durante o período de observação de 6 meses, todos os implantes de Medpor demonstraram tolerância tecidual favorável entre os pinos de encaixe e o tecido conjuntivo e entre os pinos de encaixe e o Medpor.

Niechajev⁶³ (1999) fez um estudo clínico e histológico do uso de polietileno poroso de alta densidade em reconstruções nasais em 23 pacientes. O acompanhamento dos casos se estendeu de um a três anos. Os resultados permaneceram estáveis durante todo o período de acompanhamento. Os objetivos estéticos abrangeram a correção das depressões do dorso nasal, promovendo um contorno adequado e elevação do ápice nasal. Os implantes se tornaram rapidamente vascularizados, sendo possível a observação de crescimento



conjuntivo, com deposição de colágeno. Ocorreram duas complicações, uma pequena exposição do implante e uma infecção de pequena virulência envolvendo o ápice nasal que após a terapia antibiótica houve recuperação sem sequelas. Todas as reconstruções foram satisfatórias em restaurar a estética e as funções nasais.

Magro Filho et al.⁵¹ (1999) fizeram um estudo histológico em macacos aumentando verticalmente o mento desses animais com interposição de implante de polietileno poroso de alta densidade (Medpor). Os autores observaram a completa integração do implante ao tecido ósseo, devido a grande formação deste tecido dentro dos poros do implante.

Sevin et al.⁸¹ (2000) estudaram a exposição de polietileno poroso de alta densidade (Medpor) utilizado na reconstrução do contorno facial de 31 pacientes, sendo colocado 52 implantes num período de quatro anos. Os implantes foram utilizados em reconstruções de malares nasais, orbitais, de pavilhões auriculares, de mento e em correções das deformidades mandibulares. Os autores concluíram que o Medpor é muito tolerado pelos tecidos vizinhos, entretanto quando é colocado sob delgada camada de pele, há risco de exposição. Muitos desses implantes foram colocados em áreas

consideradas problemáticas, como cobertura cutânea delgada ou atrófica. Houve durante o período de quatro anos de estudo nove complicações cujos implantes se tornaram expostos.

Morton et al.⁶¹ (2000) estudaram experimentalmente o polietileno poroso utilizando-o no tratamento das retrações de pálpebras inferiores. Este estudo teve objetivo de verificar a tolerância e integração do Medpor implantado na lamela das pálpebras inferiores de coelho; analisar a influência da espessura do implante na integração; analisar a capacidade de tecido conjuntivo crescer sobre o Medpor vascularizado; determinar os efeitos da modificação da superfície do Medpor na biocompatibilidade e fibrovascularização. Foram utilizados dez coelhos a fim de analisar os efeitos da espessura dos implantes. Vinte pálpebras inferiores desses coelhos receberam implante de Medpor com 0,85mm de espessura. Cada coelho recebeu um implante coberto por colágeno e outro descoberto. Os autores observaram os animais de 14 a 17 semanas. Quatorze das vinte pálpebras receberam incisões de espessura total conjuntiva sobre os implantes a fim de determinar o potencial de crescimento dos tecidos. Com exceção de um caso todos os espécimes mostraram completo recobrimento dos defeitos em menos de três dias. A análise

histopatológica mostrou completa fibrovascularização do Medpor em quatro semanas após a implantação. Nenhuma conclusão pode ser obtida em relação a modificação da superfície do Medpor, haja visto que nenhum dos implantes cobertos ou não por colágeno sofreram extrusão. Os autores concluíram que o Medpor foi bem tolerado nessa complicação, apresentando grandes vantagens sobre outros materiais.

De Potter et al.¹⁹ (2000) analisaram o crescimento fibrovascular progressivo no interior dos implantes orbitários de Medpor através de ressonância magnética seriada. Foram estudados dez pacientes submetidos à enucleação e implantação de Medpor de 20mm envolvido por esclera heteróloga. Foram obtidas ressonâncias magnéticas pré e pós contrastes, após um, três, cinco, seis e 12 meses da implantação. Os resultados obtidos em oito pacientes, as áreas de contrastes dos implantes mostravam progressão centrípeta similar nos primeiros seis meses. Os autores concluíram que a ressonância magnética pós contraste se mostrou como sendo a melhor modalidade da imagenologia para identificar pacientes nos quais houve falhas na vascularização dos implantes. A vascularização incompleta no equador do Medpor não implica na falta de crescimento fibrovascular na região anterior. Cirurgias oculares prévias e existência de

hipertensão arterial podem diminuir a velocidade de progressão do crescimento tecidual.

Hsu et al.³¹ (2000) tiveram como objetivo determinar se o implante de polietileno poroso (Medpor) é capaz de tolerar a implantação primária de parafuso de titânio sobre sua superfície. Foram utilizados neste trabalho 12 coelhos que sofreram enucleação do globo ocular e receberam implantes orbitais de polietileno poroso. Concomitantemente à enucleação os implantes foram perfurados para colocação de pinos de titânio em duas alturas diferentes, 2 e 4mm. Os parafusos foram então recobertos por tecido conjuntivo em oito casos e deixados expostos em quatro casos. Após seis e doze semanas os animais foram sacrificados e analisadas a tolerância clínica tecidual, resposta histológica aos pinos de titânio e a densidade vascular nos implantes de Medpor. Os resultados obtidos mostraram que os pinos foram muito bem tolerados não ocorrendo extrusão ou migração. A média de porcentagem da área do implante ocupada por tecido fibrovascular após seis semanas foi de 76,3% e após 12 semanas 97,5%. Não houve diferença estatisticamente significativa quando comparadas às densidades vasculares (número de vasos por milímetro quadrado) da área circundante ao pino de titânio (1 mm) com a área

interna do implante após seis e 12 semanas. Os autores concluíram que durante o período de observação todos os pinos demonstraram estabilidade em relação aos tecidos circunvizinhos, causando respostas teciduais favoráveis. A extensão do crescimento fibrovascular e da densidade vascular observada, mostra que a implantação primária de pinos de titânio não afeta o processo de reparação após a colocação de implante de polietileno poroso (Medpor), evitando dessa forma uma segunda cirurgia.

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste trabalho foi avaliar histomorfologicamente o comportamento do implante de polietileno poroso (Medpor) em leitos corticalizado e decorticalizado fixado em mandíbula de cães.

4 MATERIAL E MÉTODO

Para o presente trabalho foram utilizados seis cães, adultos jovens, sem raça definida, machos, com peso corporal entre 10 a 12kg, vacinados e clinicamente sadios. Estes animais foram divididos em três grupos sendo dois para cada tempo pós-operatório. Esta pesquisa foi realizada de acordo com os Princípios Éticos para a Experimentação Animal da Faculdade de Odontologia do Campus de São José dos Campos – UNESP, adotado pelo Colégio Brasileiro de Experimentação Animal (COBEA) e aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa sob protocolo nº 28/99-PA/CEP (Anexo A).

4.1 Procedimentos cirúrgicos

Os animais foram anestesiados com pentobarbital na dosagem de 1ml por kg de peso e entubados com cânula bucotraquial para permitir melhor ventilação do animal. Em seguida foi realizada tricotomia bilateral da área onde seria realizado o procedimento cirúrgico. A anti-sepsia da área foi realizada com álcool iodado (Figura 1).



FIGURA 1 - Animal em posição para cirurgia e tricotomizado.

O procedimento cirúrgico constou de uma incisão linear de aproximadamente seis centímetros, com bisturi tipo Bard-Paker e lâmina intercambiável nº 15, na região submandibular, do corpo até o ângulo da mandíbula (Figura 2).

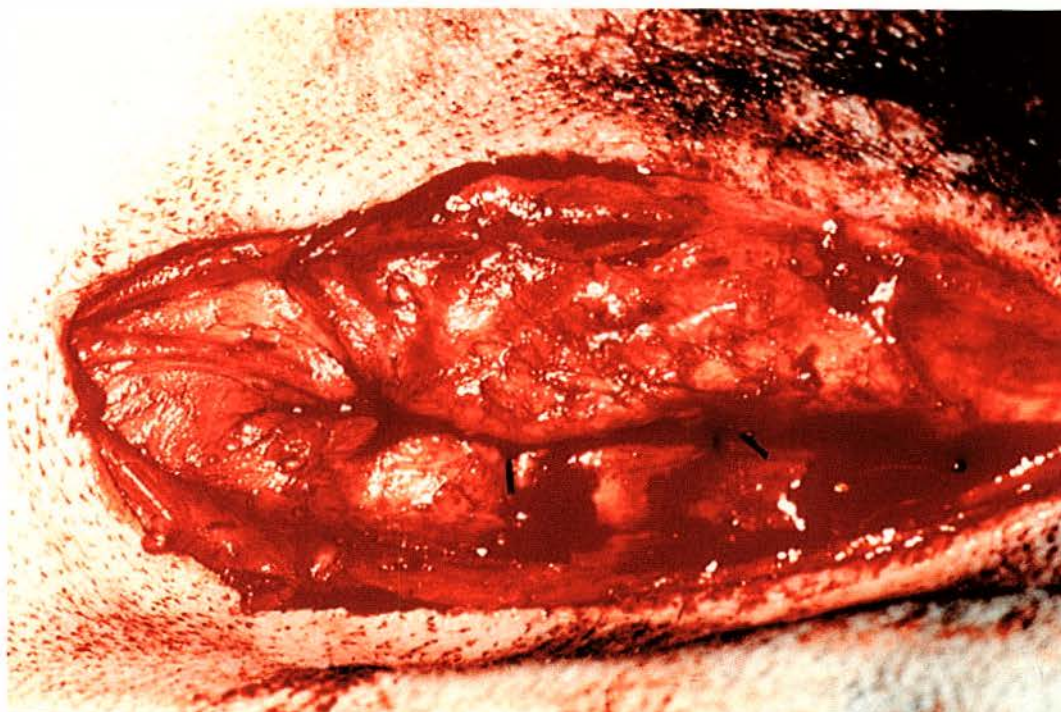


FIGURA 2 - Incisão na pele e tecido subcutâneo

Em seguida foi realizado a dissecação plano a plano com tesoura Metzembaum até o periósteo (Figura 3), e com o auxílio de um descolador tipo *Freer* o descolamento deste tecido até o tecido ósseo (Figura 4). Após a obtenção do campo operatório por vestibular, realizou-se do lado direito, a 5,0mm acima da borda mandibular, uma decorticalização com broca cirúrgica esférica nº 1 acionada por um motor de baixa rotação, sob irrigação constante com soro fisiológico, obtendo-se um leito de mais ou menos 1 x 1cm até a visualização de um leito sangrante compatível com o tecido ósseo esponjoso (Figura 5). Em seguida recortou-se uma peça de 1 x 1 cm de Medpor, a

partir de uma placa maior esterilizada em autoclave. Esta placa de 1 x 1cm foi adaptada ao leito receptor decorticalizado e fixada na parte central pelo uso de um microparafuso de titânio que atravessou o material, o tecido ósseo esponjoso e se fixou na cortical da tábua óssea lingual (Figura 6).



FIGURA 3 - Exposição do periósteo.



FIGURA 4 – Leito corticalizado.

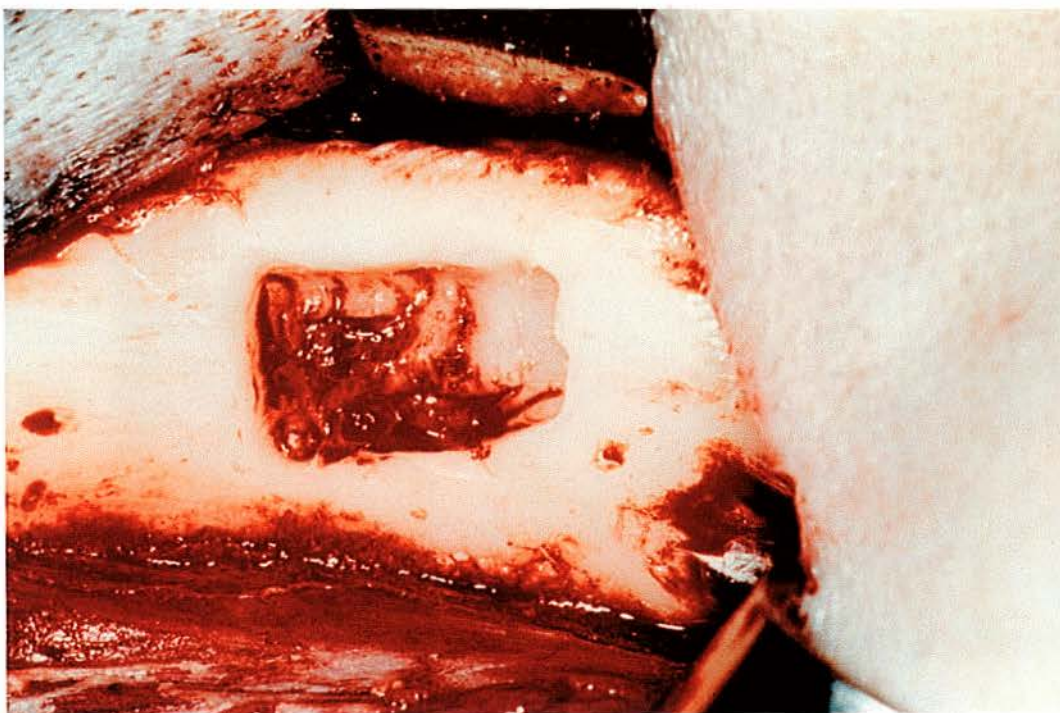


FIGURA 5 – Exposição do tecido ósseo da área que irá receber o implante (leito decorticalizado).

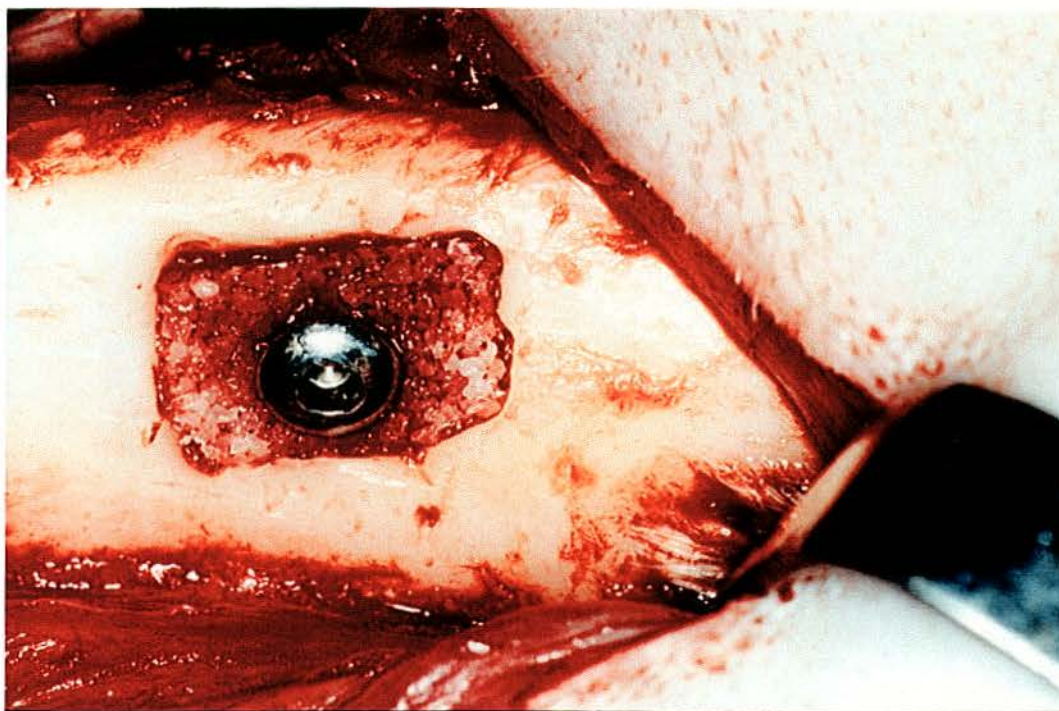


FIGURA 6 - Implante de polietileno poroso de alta densidade (Medpor) colocado e fixado no leito cirúrgico decorticalizado.

Após concluída a fixação do Medpor foi realizada a sutura plano à plano com fio Catgut 2-0 e para a pele usou-se o fio Mononylon 3-0 (Figura 7).



FIGURA 7 - Sutura final.

No lado esquerdo da mandíbula os passos cirúrgicos realizados foram os mesmos, com exceção da realização da decorticalização.

Uma placa de 1x1 cm de Medpor foi sobreposta ao tecido ósseo corticalizado e também fixada com microparafuso de titânio na região de corpo mandibular (Figura 8).

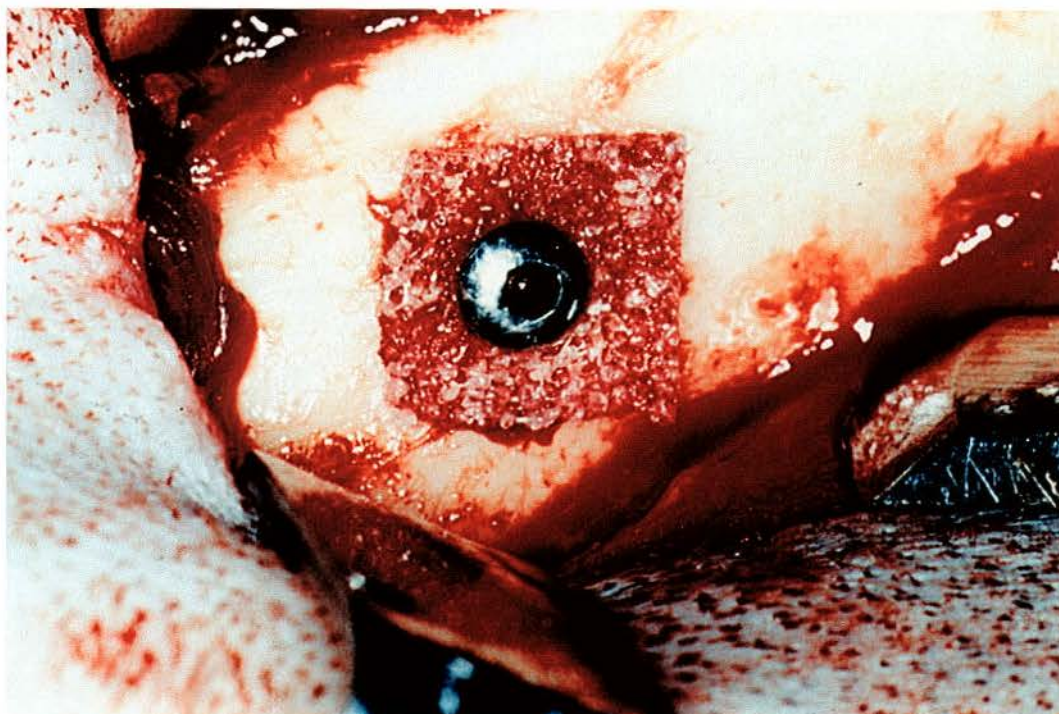


FIGURA 8 - Implante de polietileno poroso de alta densidade (Medpor) colocado e fixado no leito cirúrgico corticalizado.

Os procedimentos de sutura foram os mesmos descritos para o outro lado. Logo após terminado o procedimento cirúrgico, foi aplicada uma dose intramuscular de 1ml de Benzetacil 250.000 UI para cada animal.

Durante todo o período experimental os animais foram mantidos em celas individuais com alimentação granulada sólida comercialmente preparada e água *ad libitum*.

4.2 Obtenção das peças

Dois animais de cada grupo foram sacrificados com dosagem excessiva de Pentobarbital aos trinta, sessenta e noventa dias após a colocação do implante de Medpor.

As peças foram obtidas depois de uma incisão ampla da região e da remoção dos tecidos moles que estavam sob o implante. Após a limpeza da área, com o auxílio de uma broca tronco-cônica nº 701, acionada com motor de baixa rotação sob irrigação com soro fisiológico, realizou-se osteotomia nas regiões distal de primeiro pré-molar distal do último molar, para a remoção da peça cirúrgica.

4.3 Procedimento laboratorial

A peça cirúrgica retirada foi colocada imediatamente em formol a 10% pelo período de sete dias, e em seguida foi reduzida de tamanho e descalcificada em solução de citrato de sódio e ácido fórmico em partes iguais (Morse⁶⁰, 1945). Após a descalcificação as peças foram desidratadas, clarificadas e posteriormente incluídas em parafina e cortadas na forma semi-seriadas com 6 micrômetros de espessura.

Após a confecção das lâminas elas foram coradas com hematoxilina de Harris e eosina para análise histológica em microscopia ótica.

5 RESULTADOS

5.1 Análise histológica



FIGURA 9 – Leito corticalizado (trinta dias). H.E. Aumento original 25x.

Grupo I – Leito corticalizado - trinta dias.

Decorridos trinta dias o material implantado mostrou-se em contato com o leito receptor observando-se a presença de tecido

ósseo neoformado no interior das porosidades. Nas áreas mais externas do implante estas porosidades estavam ocupadas, em grande parte, por tecido conjuntivo neoformado exibindo feixes de fibras colágenas (Figura 9). O tecido ósseo que ocupa os poros do material geralmente estava bem desenvolvido (Figura 10).

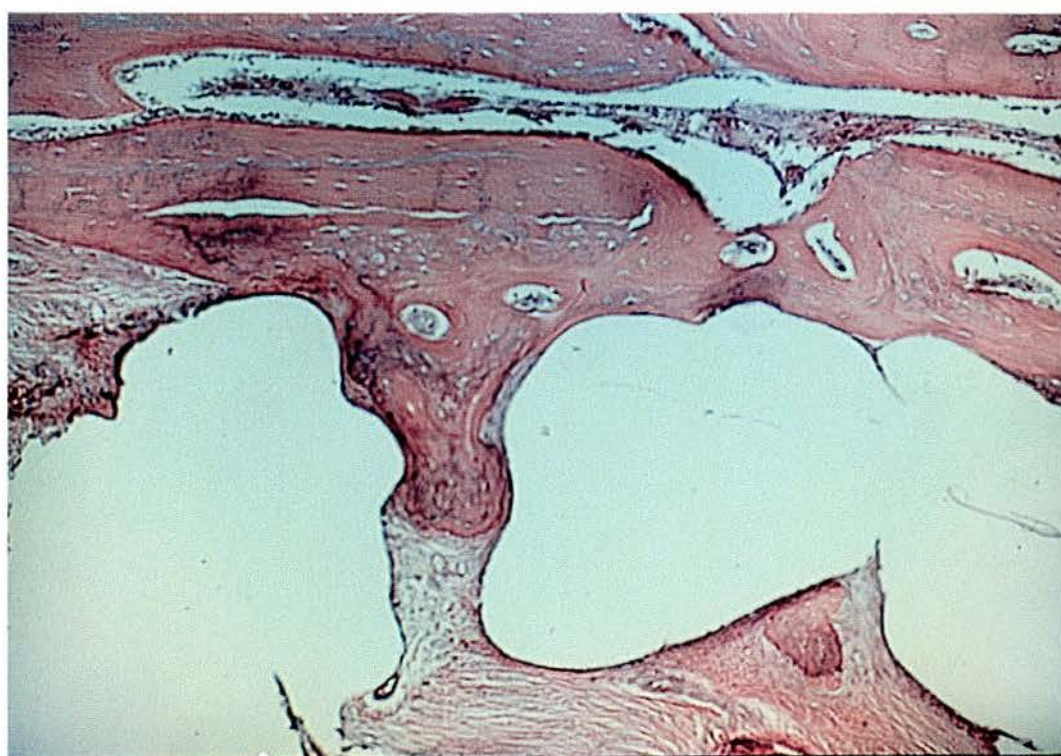


FIGURA 10 – Leito corticalizado (30 dias). H.E. Aumento original 63x.

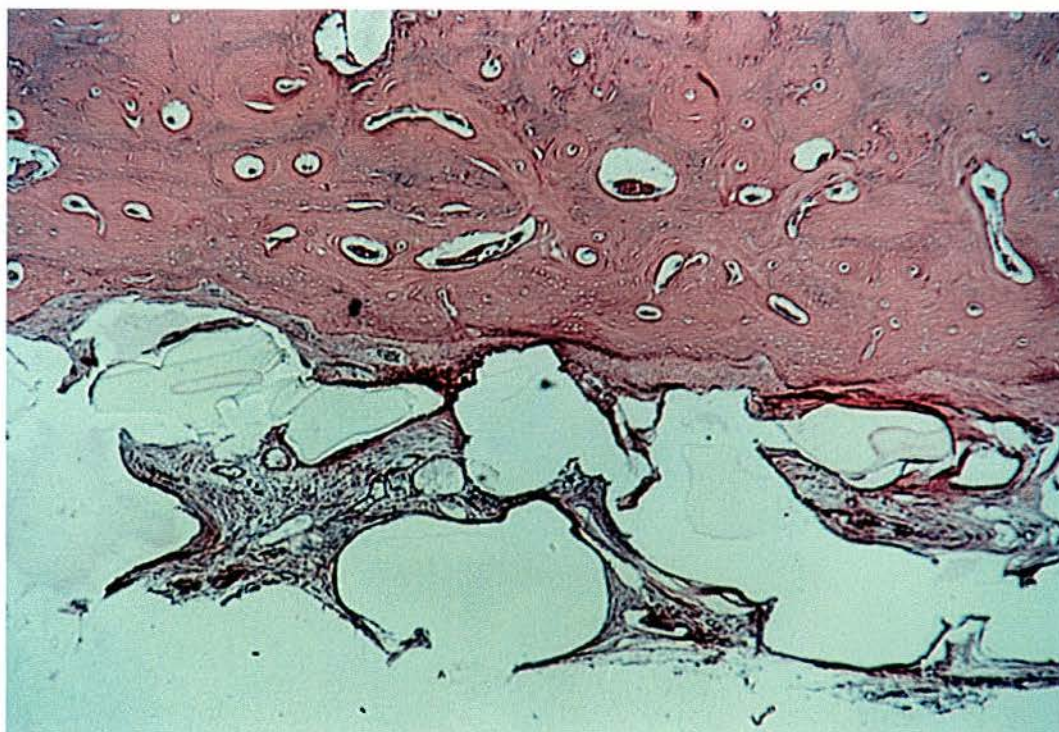


FIGURA 11 – Leito corticalizado (sessenta dias). H.E. Aumento original 25x.

Grupo I – Leito corticalizado - sessenta dias.

Na maioria dos casos encontramos características morfológicas semelhante às observadas no período anterior. Em alguns pontos observou-se a ausência de neoformação óssea nas porosidades do material (Figura 11) e a presença de tecido conjuntivo bem desenvolvido, exibindo feixes de fibras colágenas (Figura 12).

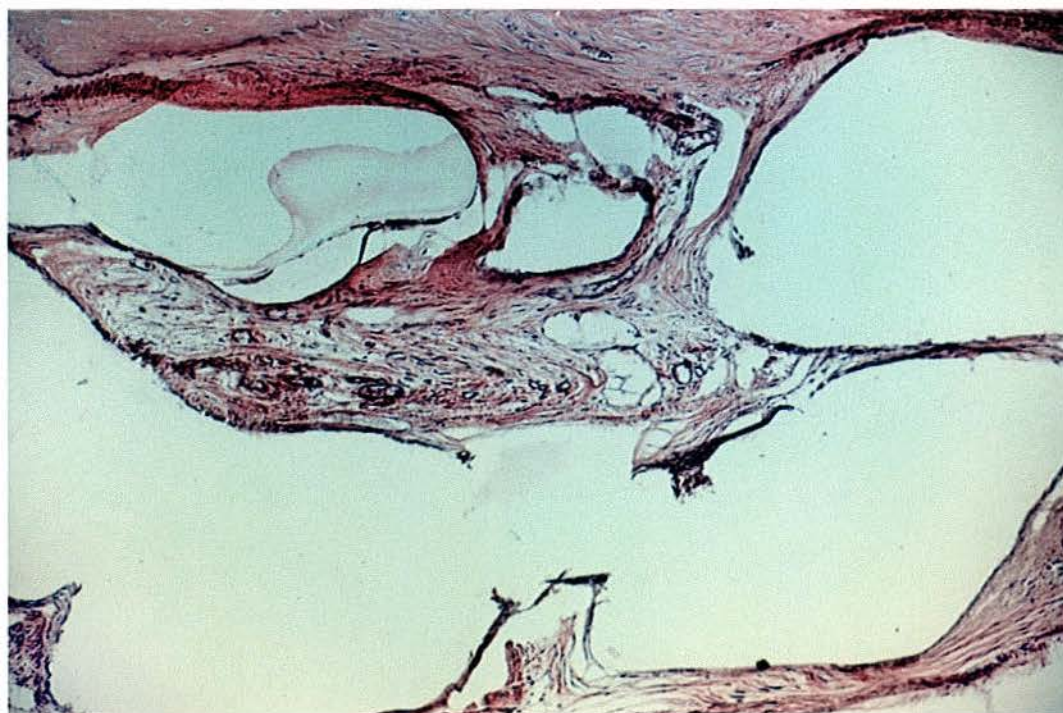


FIGURA 12 – Leito corticalizado (sessenta dias). H.E. Aumento original 63x.

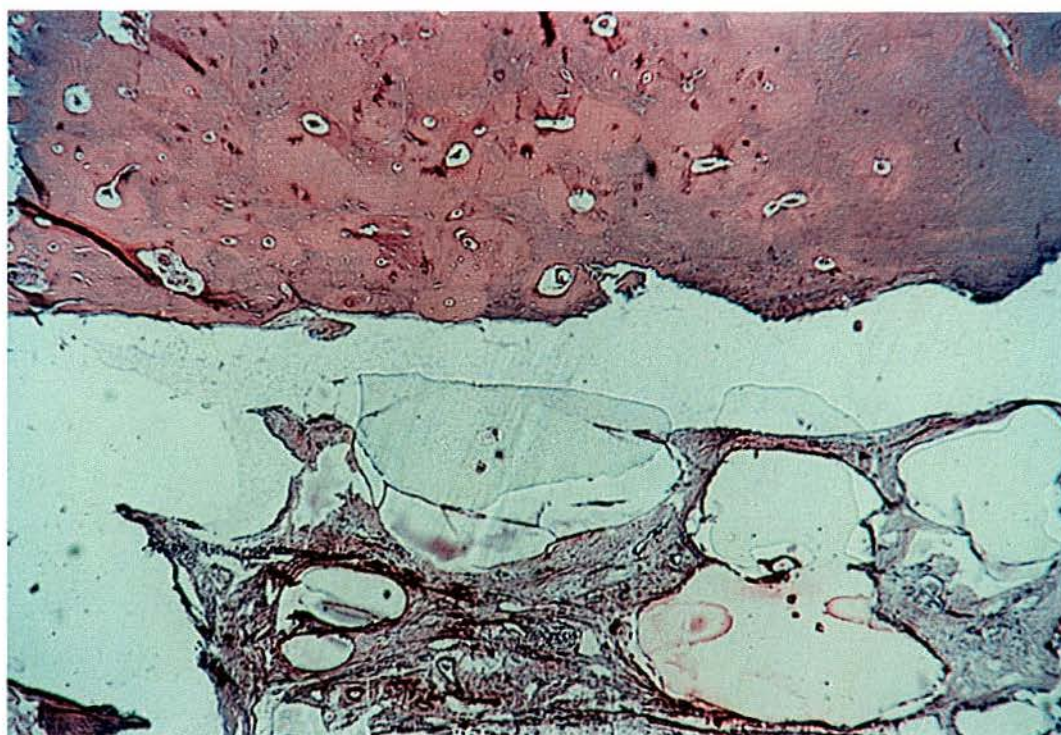


FIGURA 13 – Leito corticalizado (noventa dias). H.E. Aumento original 25x.

Grupo I – Leito corticalizado. Noventa dias.

Praticamente em todos os espécimes observou-se as mesmas características morfológicas vistas no período anterior. As porosidades do material do implante geralmente encontraram-se ocupadas por tecido conjuntivo bem desenvolvido com feixes de fibras colágenas (Figuras 13 e 14).

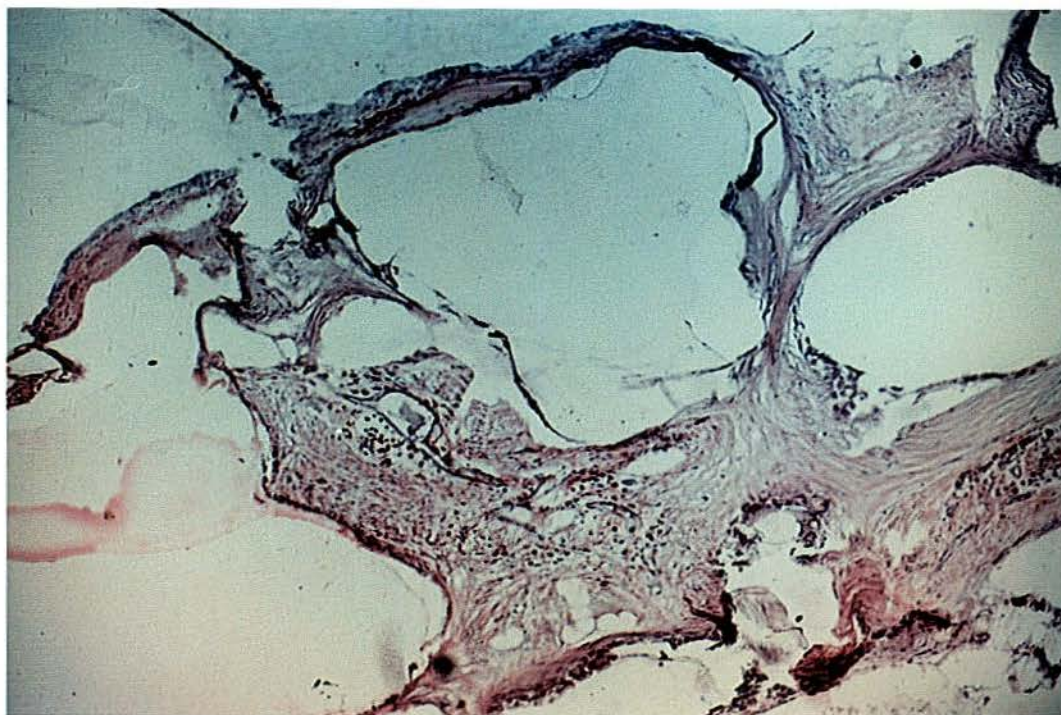


FIGURA 14 – Leito corticalizado (noventa dias). H.E. Aumento original 63x.

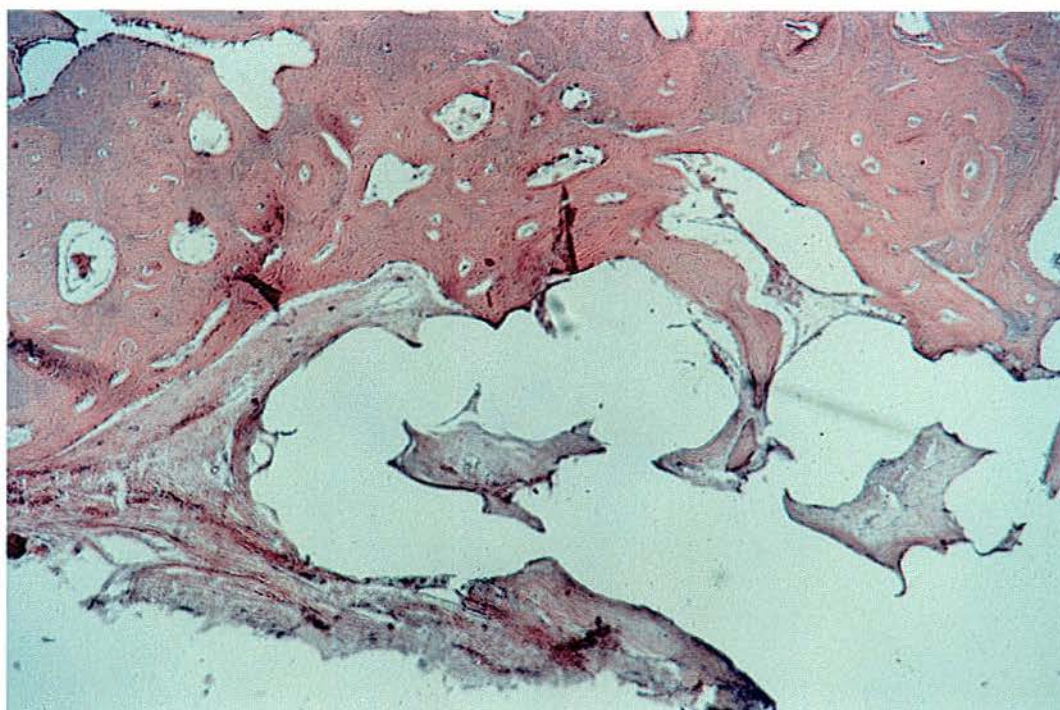


FIGURA 15 – Leito decorticalizado (trinta dias). H.E. Aumento original 25x.

Grupo II. Leito decorticalizado - 30 dias.

Junto às bordas da ferida e em contato com o material implantado evidenciou-se trabéculas ósseas neoformadas bem desenvolvidas (Figura 15).

O interior das porosidades do implante mostrou-se parcialmente ocupado por tecido ósseo bem desenvolvido (Figura 16) ao lado de tecido conjuntivo exibindo feixes de fibras colágenas.



FIGURA 16 – Leito decorticalizado (trinta dias). H.E. Aumento original 63x.



FIGURA 17 – Leito decorticalizado (sessenta dias). H.E. Aumento original 25 x.

Grupo II. Leito decorticalizado - sessenta dias.

Em alguns casos notou-se a formação de maior quantidade de tecido ósseo junto às bordas da ferida (Figura 17) e as porosidades do implante eram ocupadas por trabéculas ósseas bem desenvolvidas (Figura 18). Em outros, viu-se o predomínio de tecido conjuntivo rico em fibras colágenas (Figura 19).

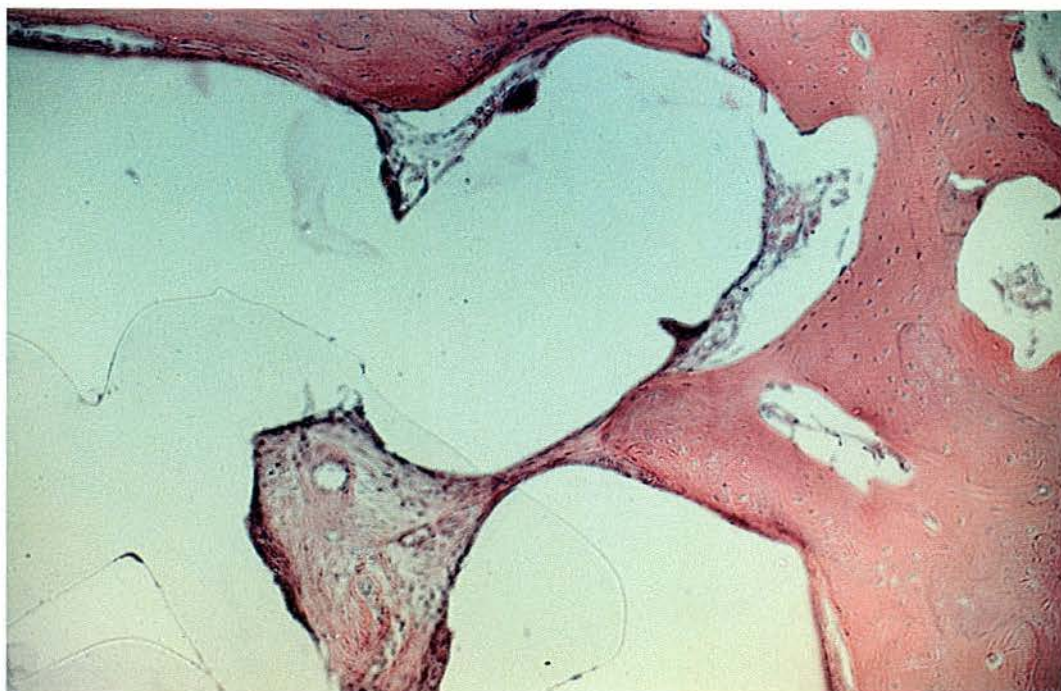


FIGURA 18 – Leito decorticalizado (sessenta dias). H.E. Aumento original 63x



FIGURA 19 – Leito decorticalizado (sessenta dias) H.E. Aumento original 63x.

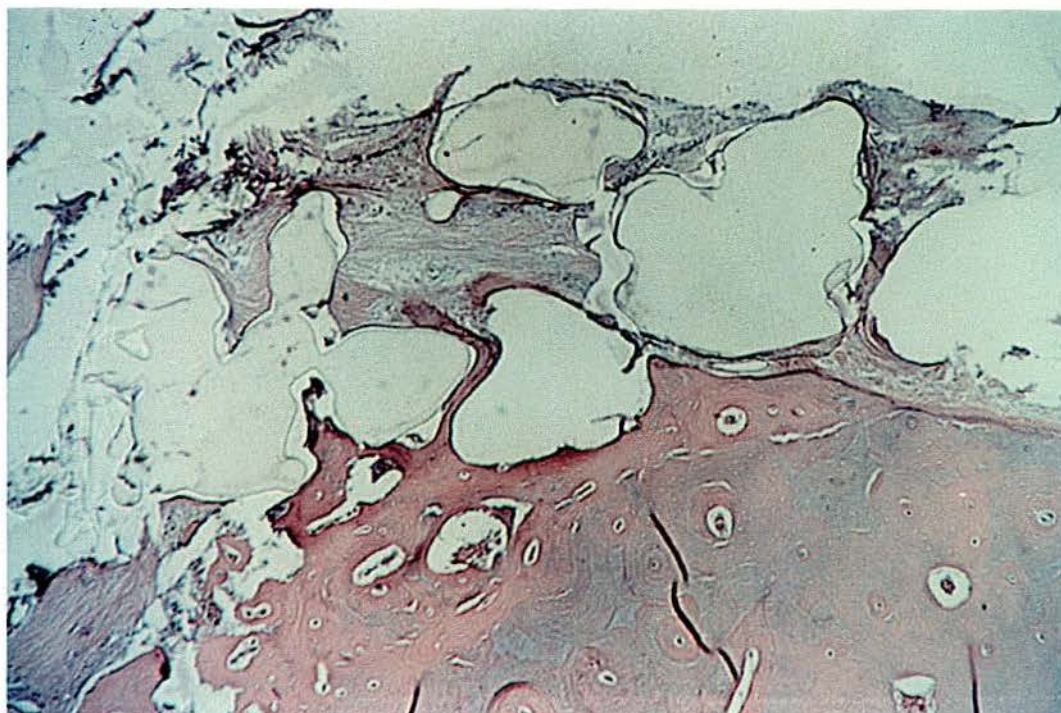


FIGURA 20 – Leito decorticalizado (noventa dias). H.E. Aumento original 25x.

Grupo II. Leito decorticalizado - noventa dias.

Sobre as bordas da loja cirúrgica observou-se uma camada de trabéculas ósseas neoformadas bem desenvolvidas (Figura 20). Em inúmeros pontos este tecido ósseo penetrou nas porosidades do material de implante (Figura 21).

Em outras áreas observou-se a presença de tecido conjuntivo bem desenvolvido que exhibe feixes de fibras colágenas.

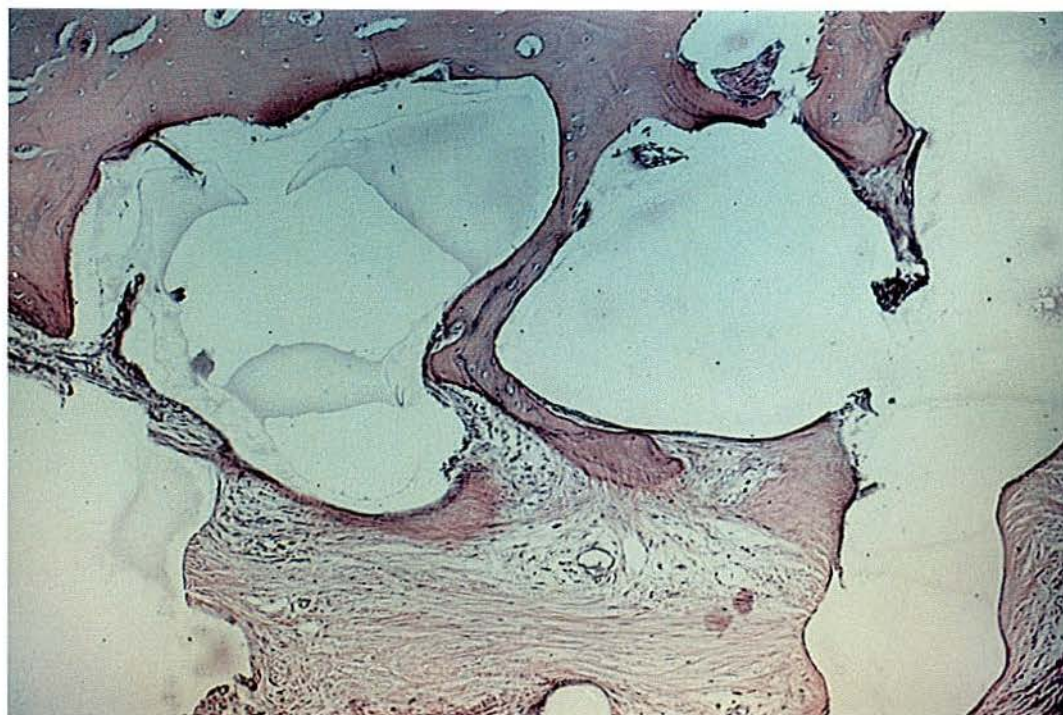


FIGURA 21 – Leito decorticalizado (noventa dias). H.E. Aumento original 63x.

5 DISCUSSÃO

A literatura tem mostrado que os implantes aloplásticos continuam sendo muito utilizados em cirurgia cranio-facial. O implante ideal deveria ser biocompatível, fácil de manusear, não interferir com o crescimento ósseo e promover suporte estrutural adequado.

Por apresentar estas características, o Medpor tem sido usado em reconstruções cranio-maxilo-faciais e em queimaduras, com resultados encorajadores (Jazayeri et al.³⁶, 1994).

Estudos anteriores mostraram que os implantes de Medpor são bem tolerados e permitiram rápido crescimento ósseo para o interior de sua estrutura porosa (Pearl⁶⁹, 1992; Hanson et al.²⁹, 1994; Mawn et al.⁵⁶, 1998; Kim et al.⁴¹, 1999; Magro Filho et al.⁵¹, 1999).

Golshani²⁷ (1994) estudou o polietileno poroso de alta densidade (Medpor) colocando-o no mento, zigomático, dorso nasal, órbita e crânio, tendo obtido bons resultados tanto na parte estética, como na manutenção e fixação do implante no local tratado.

Dougherty & Wellisz²⁰ (1994) fizeram um estudo em cavidades orbitárias de coelho realizando comparações entre o Medpor e o lençol de silicone e observaram um melhor desempenho do Medpor nos tempos estudados. A regeneração do defeito ósseo provocado nos animais foi mais rápida quando do uso do implante de polietileno poroso de alta densidade (Medpor).

Williams et al.⁹⁹ (1997) fez estudo na área auricular de coelhos com o polietileno poroso de alta densidade (Medpor) e observou uma rápida invasão de tecido fibrovascular promovendo a fixação do implante.

Sclafani et al.⁸² (1997) colocaram o Medpor na pele do dorso nasal de ratos e verificaram que não houve nenhuma reação inflamatória decorrente do uso do material implantado.

Choi et al.¹¹ (1998) colocaram o Medpor sob a pele da cabeça de coelhos e observaram, nos diversos tempos estudados, um crescimento de tecido fibroso formando uma cápsula fibrosa nos tempos mais longos (vinte semanas). Nos casos em que houve contato implante e osso, observou-se neoformação.

Todos esses achados encontrados pelos autores citados acima, foram semelhantes ou iguais aos encontrados em nosso

experimento, principalmente no que se refere à presença de tecido fibroso e tecido ósseo neoformado no interior dos poros.

Magro Filho et al.⁵⁰ (1998) observaram com o uso de polímero de mamona em defeito de tibia de rato, que este material não permitiu a ossificação em seu interior, prevalecendo a presença de uma fina capa fibrosa em torno do implante e do tecido ósseo com presença de espaço vazio no seu interior. A permanência de espaço vazio facilita a contaminação do implante, levando-o a sua perda (Browning⁵, 1967; Whear⁹⁶, 1993), fato que não é verificado com o polietileno poroso de alta densidade (Medpor), devido à evidente neoformação óssea no seu interior. Para muitos autores a existência de porosidade nos implantes, seu diâmetro, conformação e intercomunicação entre si, são características importantes que regulam a migração vascular e celular no seu interior, permitindo ou não a neoformação óssea (White & Shors⁹⁷ 1986; Ripamont⁷⁵, 1991; Mawn et al.⁵⁶, 1998).

Fazendo a análise macroscópica das peças obtidas após o sacrifício dos animais observou-se que em nenhum dos espécimes nos tempos estudados houve deslocamento, extrusão ou contaminação do Medpor.

Os leitos onde o Medpor foi fixado, os tecidos que os envolviam, apresentavam características de normalidade, sem presença de secreções, hematomas e edema.

Os parafusos colocados para a fixação e estabilização dos implantes sobre os leitos cirúrgicos estudados não provocaram nenhuma reação nos tecidos envolvidos com o experimento. Estes resultados são concordes com os encontrados por Doughrty & Wellisz²⁰ (1994). Em relação aos leitos cirúrgicos estudados podemos observar que no leito corticalizado existia grande quantidade de tecido fibroso envolvendo o implante e penetrando entre o tecido ósseo e o Medpor em todos os tempos estudados, principalmente no pós-operatório de noventa dias. Em relação ao leito decorticalizado a análise macroscópica mostrou-se que o implante se apresentou totalmente incorporado ao tecido ósseo, sem interferência de tecido fibroso entre o material e o osso. Aos noventa dias o Medpor apresentou-se de tal forma incorporado ao leito cirúrgico que parecia macroscopicamente ter havido uma fusão do material com o tecido ósseo, mostrando que houve uma completa integração entre o osso e o Medpor. Essas observações macroscópicas são compatíveis com as encontradas por Doughrty & Wellisz²⁰ (1994) que observaram que o

Medpor apresentou-se tão firmemente incorporado ao tecido ósseo circunvizinho que os blocos puderam ser seccionados e processados sem o deslocamento do material.

Aos trinta dias observou-se, tanto no leito corticalizado, como no decorticalizado, a presença de tecido ósseo neoformado no interior das porosidades. Porém no leito decorticalizado havia maior quantidade de trabéculas ósseas bem desenvolvidas, comprovando que este leito apresentou melhor qualidade para receber o implante de polietileno poroso de alta densidade (Medpor). Neste período os implantes não sofreram exposição ao meio externo e nem houve sinais de infecção no local.

Aos sessenta dias houve uma diferença significativa. O leito corticalizado apresentou características morfológicas semelhantes às encontradas aos trinta dias, ao passo que no leito decorticalizado formou-se maior quantidade de tecido ósseo nas bordas da ferida cirúrgica e nas porosidades dos implantes, que foram ocupadas por trabéculas ósseas bem desenvolvidas. Conforme observado por Doughrty & Wellisz²⁰ (1994) a formação de tecido conjuntivo ricamente vascularizado no interior dos poros, provavelmente contribuiu para uma resistência bastante grande do local a processos

infecciosos. Este fato explica a não ocorrência de infecção em nenhum dos animais estudados. Outro fator importante observado neste sentido é que os leitos decorticalizados permitiram uma melhor adaptação do implante e com isto temos uma área maior de contato entre o Medpor e tecido ósseo, permitindo melhor fixação e conseqüentemente maior crescimento de osso e fibras colágenas neoformadas no interior dos poros do implante.

Em relação ao comportamento do polietileno poroso (Medpor) nos leitos cirúrgicos empregados observou-se que o Medpor colocado no leito decorticalizado foi o que apresentou melhor resultado e um maior crescimento de tecido ósseo neoformado no interior do implante. Isto se justifica porque o implante ficou em contato direto com o osso medular que possui um potencial ósseo indutor porque o tecido ósseo esponjoso é altamente vascularizado em comparação ao osso cortical (Hammack & Ennerking²⁸, 1960).

Aos noventa dias no leito corticalizado não houve diferença significativa em relação ao tempo anterior. Já no leito decorticalizado observou-se nas bordas da loja cirúrgica uma camada de trabéculas ósseas bem desenvolvidas e grande quantidade de tecido ósseo penetrando nas porosidades do implante. Estes achados se

devem ao tamanho dos poros do Medpor que varia de 125 a 200 micrômetros, descritos por diversos autores (Maas et. al.⁴⁹, 1990), como sendo suficiente para a neoformação óssea no seu interior. Este fato foi observado com maior intensidade nos tempos de sessenta a noventa dias, principalmente nos implantes colocados no leito decorticalizado. Magro Filho et al.⁵¹ (1999), em estudo com o Medpor “*inlay*” na região mentoniana sob fixação rígida interna, verificaram uma total integração no tecido ósseo. As condições de ossificação do mento, com boa quantidade de contato implante-osso medular permitiram esse crescimento ósseo no interior do Medpor. Estes achados foram os mesmos encontrados neste trabalho, principalmente nos leitos decorticalizados no período de sessenta e noventa dias.

Quanto ao comportamento do polietileno poroso de alta densidade (Medpor) em relação aos leitos cirúrgicos empregados observou-se que o implante colocado no leito decorticalizado foi o que apresentou melhor resultado, permitindo maior crescimento de tecido ósseo neoformado no seu interior. Isto é justificado devido ao contato direto com o osso medular que possui um potencial osteogênico.

A vascularização precoce pode ser considerada uma explicação para o melhor desempenho do leito decorticalizado em

relação ao corticalizado. Outro fator importante do leito decorticado é o fato de não permitir a formação de cápsula fibrosa, pelo maior contato do implante com o tecido ósseo esponjoso, favorecendo a neoformação óssea mais precoce e em maior quantidade.

Os achados histológicos encontrados nos espécimes com leito decorticalizado foram semelhantes aos encontrados por Pearl⁶⁹ (1992), Romano⁷⁶ (1993), Mawn et al.⁵⁶ (1998) e Rangel-Garcia Junior⁷¹ (2000).

Okamoto et al.⁶⁶ (1998) implantou o Medpor no alvéolo dental, após exodontia do incisivo central de ratos e observou ser um material biocompatível conforme descrito por Nakamura et al.⁶² (1994), Olsen et al.⁶⁷ (1994) e Siddiquis et al.⁸⁶ (1994).

O processo de reparação da ferida de extração dental apresenta característica semelhante a reparação em outras partes do organismo, porém, diferem em alguns aspectos, principalmente com referência à presença do ligamento periodontal remanescente. Este tecido conjuntivo que apresenta elevada vascularização e rico em fibrobrastos e outras células características destes tecidos, é responsável pelo início do processo de reparação alveolar. Assim de uma forma geral, todo o material do implante que apresentar certo

grau de irritabilidade ao tecido conjuntivo tende a retardar a cronologia do processo de reparação. Sanches et al.⁷⁹ (1972). O polietileno poroso de alta densidade (Medpor), empregado neste trabalho não modificou a cronologia do processo de reparação, o que indica a excelente biocompatibilidade do material (Doughrty & Wellisz²⁰, 1994; Goldberg et al.²⁵, 1994; Goldman et al.²⁶; Rubin et al.⁷⁸, 1994). A não interferência na cronologia do processo de reparação do osso alveolar provavelmente se deve a ausência de alterações no ligamento periodontal remanescente, mesmo quando em contato com o material. Não foi observado em nenhum espécime a reabsorção óssea do alvéolo mesmo nos casos em que o material encontrava-se adjacente à parede. O polietileno poroso permitiu o desenvolvimento de tecido conjuntivo adjacente ao material. Verificou-se também a formação de tecido ósseo junto às bordas do implante. Estes achados na região de alvéolo foram semelhantes ao encontrado neste trabalho principalmente nos leitos cirúrgicos decorticalizados pelo fato de encontrar uma quantidade representativa de trabéculas ósseas neoformadas bem desenvolvidas. Em inúmeros pontos o tecido ósseo penetrava nas porosidades do material implantado.

Como foi observado neste trabalho o polietileno poroso de alta densidade (Medpor) comportou-se como um material de implante de ótima qualidade, sendo biocompatível, de fácil manuseio, não provocando reações inflamatórias e nem reações de corpo estranho comuns com alguns dos implantes existentes no mercado. As qualidades e benefícios do Medpor foram aumentados em muito quando o leito cirúrgico decorticalizado foi usado para receber este implante.

7 CONCLUSÃO

Dentro das condições experimentais deste trabalho e dos resultados obtidos, pudemos concluir que:

- a) o polietileno poroso de alta densidade (Medpor) não apresentou reação de corpo estranho e nem causou processo infeccioso;
- b) o material permitiu a neoformação óssea e conjuntiva no interior dos poros;
- c) no grupo decorticalizado houve maior integração do implante;
- d) o leito decorticalizado foi o que permitiu maior crescimento de tecido conjuntivo e ósseo no interior dos poros do implante.

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

- 1 ALEXANDER, J.M. Alloplastic augmentation of middle-third facial deformities. *J Oral Surg*, v. 34, n.5, p. 165-72, July 1976.
- 2 BARTLEY, R.E. et al. Polyethylene wear in unicompartmental knee arthroplasty. *Clin Orthop*, v. 2, n. 299, p. 18-24, Feb. 1994.
- 3 BELINFANTE, L.S.; MITCHELL, D.L. Use of alloplastic materials in the canine fossa zygomatic area to improve facial esthetics. *J Oral Surg*, v.35, n.2, p.121-5, 1977.
- 4 BIKHAZI, H.B.; VAN ANTWERP. R. The Use of Medpor in Cosmetic and Reconstructive surgery: Experimental and Clinical Evidence. *J Craniofac Surg*. v. 4, n. 2, p. 271, Apr. 1993.
- 5 BROWING, C.W. Alloplastic material in orbital repair. *Am J Ophthalmol* v. 63, 1967.
- 6 BROWN, J.B.; OHLWILLER, D.A.; FREYER, F.L. Investigation of dimethyl siloxane alloyed carbons and polyvinyl alcohol on subcutaneous prosthesis. *Ann Surg*, v.152, p. 534-47, 1960.

* Baseado em:

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. Rio de Janeiro.
Referências bibliográficas NBR6023. Rio de Janeiro, 2000. 22 p.

- 7 CENZI, R.; GUARDA-NARDINI, L. **L'utilizzo del polietilene poroso (Medpor) in chirurgia maxillo-facciale.** *Minerva Stomatol*, v.44, n.12, p.559-82, 1995.

- 8 CHAN, K.H.; REILLY, J.S.; HASHIDA, Y. **A staged laryngotracheal reconstruction using alloplast (Proplast) in the canine model.** *Int J Pediatr, Otorhinolaryngol*, v.18, n.3, p.227-39, Jan. 1990.

- 9 CHAO, S.; POON, C. **Histologic study of tissue response to implanted hydroxylapatite in two patients.** *J Oral Maxillofac Surg*, v. 45, n.4, p.359-62, Apr. 1987.

- 10 CHOI, J.C. et. al. **Porous polyethylene implant for orbital wall reconstruction.** *J Cranio-Maxillofac Trauma*, v.1, n.3, 42-9, 1995.

- 11 CHOI, J.C. et al. **Porous Polyethylene Sheet Implant with a Barrier Surface: A Rabbit Study.** *Ophthalm Plast Reconstructive Surg*, v. 14, n.1, p. 32-6, 1998.

- 12 CHOI, J.C. et al. **Medpor motility coupling post: a rabbit model.** *Ophthal Plast Reconstr Surg*, v. 15, n.3, p.190-201, May 1999.

- 13 COHEN, S.R.; KAWAMOTO JUNIOR, H.K. **Infection of proplast malar implants following dental injections.** *Plastic reconstr Surg*, v.89, n.6, 1148-51, June 1992.

- 14 CONNOR, R.J., SVARE, C.W. **Proplast-coated high strength magnets as potencial denture stabilization devices.** *J prosthet Dent*, V.37, n.3, p.339-43, 1977.

- 15 COUDWELL, W.T. et al. **Cranioplasty with the Medpor porous polyethylene flexblock implant. Technical note.** J Neurosurg, v.81, n.3, p. 483-86, Sept. 1994.
- 16 CRANIN, A.N. et al. **Hydroxyapatite (H/A) particulate versus cones as port-extraction implants in humans. Parts I & II.** J. Biomed Mater Res, v.22, n.12, p. 1165-80, Dec. 1988.
- 17 DANN, J.J.; EPKER, B.N. **Proplast genioplasty: a retrospective study with treatment recommendations.** Angle Orthod, v.47, n.3, p.173-85, July 1977.
- 18 DENISSEN, H.W.; KALK, W. **Preventive implantations.** Int Den. J, v.41, n.1, p. 17-24, Feb. 1991.
- 19 DE POTTER, P., DUPREZ, T., COSNARD, G. **Postcontrast magnetic resonance imaging assessment of porous polyethylene orbital implant (medpor).** Ophthalmology, v.107, n.7, p.1656-60, Sept. 2000.
- 20 DOUGHRTY, W.R.; WELLISZ, T. **The animal history of alloplastic implants in orbital floor reconstruction: an animal model.** J Craniofac Surg, v.5, n.1, p.26-32, 1994.
- 21 ESTABROOKS, L.N.; MURNANE, T.W.; DOKER, H.C. **The role of condylotomy with interpositional silicone rubber in temporomandibular joint ankylosis.** Oral Surg, v.34, n.1, p. 1-6, June 1972.

- 22 FARREL, C.D.; KENT, J.N. **Clinical application of proplast in oral and maxillo facial surgery.** Alpha Omegan, p.21, Dec. 1975.
- 23 FRAME, J.W. **Hydroxyapatite as a biomaterial for alveolar ridge augmentation.** Int J Oral Maxillofac Surg, v.16, p. 642-55, 1987.
- 24 FREEMAN, B.S. **Proplast a porous implant for contour restoration.** Br J Plast Surg, v. 29, p. 158-64, 1976.
- 25 GOLDBERG, R.A. et al. **Animal model of porous polyethylene orbital implants.** Ophthal Plast Reconstr Surg, v. 10, n. 2, p. 104-9, 1994.
- 26 GOLDMAN, S. et al. **T-lymphocytes are not necessary for particulate polyethylene-induced macrophage recruitment. Histological studies of the rat tibia.** Acta Orthop Scand, v. 65, n. 2, p. 157-60, 1994.
- 27 GOLSHANI, S.; ZHOU, Z.Y.; GADE, P. **Applications of medpor porous polyethylene in facial bone augmentation.** Dent Am J Cosmetic Surg, v.11, n.2, p.105-8, 1994.
- 28 HAMMACK, B.L.; ENNERKING, W.F. **Comparative vascularization of autogenous and homogenous bone transplants.** J Bone Joint Surg, v.42, n.5, p.811, July 1960.
- 29 HANSON, L.J. et al. **Experimental evaluation of expanded polytetrafluoroethylene for reconstruction of orbital floor defects.** J Oral Maxillofac Surg, v. 52, n.10, p.1050-5, Oct. 1994.

- 30 HAUG, R.H.; KIMBERLY, D.; BRADRICK, I. **A comparison of microcrew and suture fixation for porous high-density polyethylene orbital floor implants.** J Oral Maxillofac Surg, v.51, n.11, p.1217-20, Nov., 1993.

- 31 HSU, W.C. et al. **Primary placement of a titanium motility post in a porous polyethulene orbital implant: animal model with quantitative assessment of fibrovascular ingrowth and vascular density.** Ophthal Plast Reconstr Surg, v.16, n.5, p.370-9, Sept. 2000.

- 32 HOMSY, C.A. **Biocompatibility in selection of materials for implantation.** J Biomed Mater Res, v. 4, n.3, p. 341-56, Sep., 1970.

- 33 HOMSY, C.A.; KENT, J.N.; HINDS, E.C. **Materials for oral implantation-biological and fuctional criteria.** J Am Dent Assoc, v.86, n.4, p. 817-32, Apr. 1973.

- 34 JANEKE, J.B.; KOMORN, R.M.; COHN, A.M. **Proplast in cavity obliterotic.** Arch Otolaryngol, v.100, n.1, p.24-7, Jul., 1974.

- 35 JARCHO, M. **Biomaterial aspects of calcium phosphates. Properties and applications.** Dent Clin North Am, v.30, n.1, p.25-47, Jan., 1986.

- 36 JAZAYERI, M.A. et al. **Comparison of various delivery systems for demineralized bone matrix in a rat cranial defect model.** J Craniofac Surg, v.5, n.3, p.172-8, Jul., 1994.

- 37 KARCIOGLU, Z.A.; AL MESFER, S.A.; MULLANEY, P.B. **Porous polyethylene orbital implant in patients with retinoblastoma.** *Ophthalmology*, v.105, n.7, 1311-6, Jul., 1998.
- 38 KARESH, J.W.; DRESNER, S.C. **High-density porous polyethylene (Medpor) as a successful anophthalnic socket implant.** *Ophthalmology*, v.101, n.10, p. 1688-95, Oct., 1994.
- 39 KENT, J.J. et al. **Pilot studies of a porous implant in dentistry and oral surgery.** *J Oral Surg*, v.30, p. 608-15, Aug., 1972.
- 40 KENT, J.N.; HOMSY, C.A.; HINDS, E.C. **Proplast in dental facial reconstruction.** *Oral Surg*, v.39, n.3, p. 347-55, March., 1975.
- 41 KIM, D.Y. et al. **Surgical correction of cryptotia using Medpor.** *Ann Plast Surg*, v.42, n.6, p.693-9, Jun., 1999.
- 42 KLINGE, B. et al. **Osseous response to implanted natural bone numeral and synthetic hydroxylapatite ceramic in the repair of experimental skull bone defects.** *J Oral Maxillofac Surg*, v.50, n.3, p.241-9, Mar., 1992.
- 43 KOSOY, J. et al. **Proplast tracheal prosthesis: a preliminary reports.** *Ann Otol Rhinol Laryngol*, v.86, pt.1, p.392-5, May-Jun., 1977.
- 44 KRUGER, O.G. **Textbook of oral surgery.** 4. ed. Saint Louis: Mosby Company, 1974.

- 45 LACEY, M.; ANTONYSHYN, O. **Use of high-density polyethylene implants in temporal contour reconstruction.** J Craniofac Surg, v.4, n. 2, p.74-8, Apr. 1993.
- 46 LWIN-EPSTEIN, J. **Use of polyvinyl alcohol sponge in alveoloplasty: a preliminary report.** J Oral Surg, v.18, n.6, p.453-60, 1960.
- 47 LYALL, M.G. **Proplast implant in tenon's capsule after excision on the eye.** Trans Ophthalmol Soc U K, v.96, n.1, p.79-81, Apr., 1976.
- 48 LYNCH, J.B. et al. **Our experiences with silastic ear implants.** Plast Reconstr Surg, v.49, n.3, p.283-5, Mar. 1972.
- 49 MAAS, C.S. et al. **Comparison of biomaterials for facial bone augmentation.** Arch Otolaryngol Head Neck Surg, v.116, n.3, p.551-6, May, 1990.
- 50 MAGRO-FILHO, O. et al. **Implante de polímero de mamona em cavidades cirúrgicas experimentais realizadas em tíbias. Estudo histológico em tíbias de ratos.** Revista Innovations Magazine, v.2, 1998.
- 51 MAGRO-FILHO, O. et al. **Vertical chin augmentation with interpositional porous polyethylene implants: a histological study in monkeys.** Int J Adult Orthod Orthognath Surg, v.14, n.3, p.181-4, 1999.

- 52 MALINAK, R.L.; HOMSY, C.A. **Implantation of a tissue – binding material in the female genital tract: a preliminary study on oviduct occlusion and the prevention of adhesions in baboon.** Fertil Steril, v. 27, n.8, p.965-70, Aug., 1976.

- 53 MARTANI, F. **Il processo di guarigione della ferita pos-estrattiva in presenza di polivinile.** Riv Ital Stomat, v.20, p. 289-305, 1965.

- 54 MARTIN, J.B. **A histologic study of proplast, a porous implant material for alveolar ridge augmentation.** Kansas, USA, Thesis (Master of Science), 1976.

- 55 MAVILI, E.; AKYÜREK, M. **Use of Bone Wax as a Template for Intraoperative Evaluation of Facial Defects and Shaping of Polyethylene Implants.** Plastic and Reconstructive Surgery, v.100, n.5, 1247-53, Oct. 1997.

- 56 MAWN, L.A.; JORDAN, D.R.; GILBERG, S. **Scanning electron microscopic examination of porous orbital implants.** Can J Ophthalmol, v.33, n.4, p. 203-9, Jun., 1998.

- 57 MAYER, D.M.; SWANKER, W.A. **Gelatinized Bone – its role in maxillo facial surgery.** Am S Surg, v.88, p.881-3, 1954.

- 58 MEADOWS, C.L. et al. **A comparison of polylactic acid granules and decalcified freeze-dried bone allograft in human periodontal osseous defects.** J periodontol, v.64, n.2, p.103-9, Feb., 1993.

- 59 MISCHKE, R.E. et al. **Proplast in the middle ear and oval window of cats.** Arch Otolaryngol, v.103, n.8, p.489-92, Aug., 1977.
- 60 MORSE, A. **Formic acid-sodium citrate descalcification and butyl alcohol dehydration of teeth and bone for sectioning in paraffin.** J Dent Res, v. 24, p.143, 1945.
- 61 MORTON, A.D. et al. **Porous polyethylene as a spacer graft in the treatment of lower eyelid retraction.** Ophthal Plast Reconstr Surg, v.16, n.2, p.146-55, Mar. 2000.
- 62 NAKAMURA, T. et al. **Immunogenicity of poly-L-lactide (PLLA) plates compared with medical-grade polyethylene.** J Biomed Mater Res, v.28, n. 1, p.17-25, 1994.
- 63 NIECHAJEV, I. **Porous polyethylene implants for nasal reconstruction: clinical and histologic studies.** Aesthetic Plast Surg, v. 23, n.6, p.395-402, nov. 1999.
- 64 OKAMOTO, T. et al. **Implante do bopant em alvéolos dentais. Estudo histológico em ratos.** Rev Fac Odontol Araçatuba, v.3, n.1, p.13-21, 1974.
- 65 OKAMOTO, T. et al. **Transplante autólogo de cartilagem hialina de costela, preservada em glicerina, após remoção de pericôndrio, para processo malar de ratos: estudo histológico (Parte II).** Rev Odontol USP, v.1, p.112-7, 1991.

- 66 OKAMOTO, T. et al. **Implante de polietileno poroso Medpor^r em alvéolo dental de incisivo de ratos. Estudo histomorfológico.** Salusvita, Bauru, v.17, n.1, p.139-53, 1998.
- 67 OLSEN, F.K. et al. **Osseous reaction to implanted zoe retrograde filling materials in the tibia of rats.** J Endod, v.20, n.8, p.389-94, Aug., 1994.
- 68 OZGUR, F. et al. **The effect of onlay medpor implants on mandibular growth in young rabbits: na experimental study.** Ann Plast Surg, v. 42, n.2, p.158-62, Feb. 1999.
- 69 PEARL, R.M. **Treatment of enophthalmos.** Clinics in Plastic Surg, v. 19, n.1, p.99-111, Jan., 1992.
- 70 PURCHIO, R.A.J. et al. **Avaliação da estrutura física, composição química e Ph de bioderâmicas de clácio e fostato e suas implicações na eleição do material ideal para enxerto ósseo. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA E CIÊNCIAS DOS MATERIAIS, 10, 1992, Águas de Lindóia. Anais... [s.l.: s.n.], 1992.**
- 71 RANGEL-GARCIA JUNIOR, I. **Avaliação experimental de três diferentes tipos de implantes: polímero de mamona, polietileno poroso de alta densidade e matriz óssea bovina, no preenchimento de defeitos ósseos maxilares. Estudo histológico e histométrico em macacos.** 2000. 73f., Tese (Doutorado em Cirurgia e Traumatologia Buco-maxilo-facial). Faculdade de Odontologia de Araçatuba, Universidade Estadual Paulista. Araçatuba.

- 72 REMULLA, D. et al. **Complications of porous spherical orbital implants.** *Ophthalmology*, v.102, n.4, p.593-6, 1995.
- 73 RHINELANDER, F.W.; NELSON, C.L. **Experimental implantation by porous materials into bone: proplast for low modulus fixation of protheses.** *Acta Orthop. Belg*, v.40, n.5/6, p.71-98, 1974.
- 75 RIPAMONTI, U. **The induction of bone in osteogenic composit of bone matrix and porous hydroxyapatite replicas: a n experimental study on the baboon (*Papio ursinus*).** *J Oral Maxillofac Surg*, v.49, n.8, p.817-30, Aug., 1991.
- 76 ROMANO, J.J.; LLIFF, N.T.; MANSON, P.N. **Use of Medpor porous polyethylene implants in 140 patients with facial fractures.** *J Craniofac Surg*, v.4, n.3, p.142-7, Jul., 1993.
- 77 ROSEN, H.M. **The Response of Porous Hidroxyapatite to Contiguous Tissue Infection.** *Plastic Reconstr Surg*, v.88, n.6, p.1076-80, Dec. 1991.
- 78 RUBIN, P.A.D.; BILYK, J.R.; SHORE, J.W. **Orbital Reconstruction Using Porous Polyethylene Sheets.** *Ophthalmology*, v.101, n.10, p.1697-708, Oct., 1994.
- 79 SANCHES, M.G.; OKAMOTO, T.; CARVALHO, A.C.P. **Processo de reparo em feridas de extração dental após implante de osso anorgânico. Estudo histológico em ratos.** *Rev Faculdade Odontol Araçatuba*, v.1, n.1, p.83-90, 1972.

- 80 SCHENCK, N.L.; TOM LINSON, M.J. **Frontal sinus trauma. Experimental reconstruction with proplast.** *Laryngoscope*, v.87, n.3, p.398-407, Mar., 1977.
- 81 SEVIN, K. et al. **Exposure of high-density porous polyethylene (medpor) used for contour restoration and treatment.** *Br J Oral Maxillofac Surg*, v.38, n.1, p.44-9, Feb.2000.
- 82 SCLAFANI, A. P. et al. **Clinical and histologic response of subcutaneous expanded polytetrafluorethylene (Gore-Tex) and porous high-density polyethylene (Medpor) implants to acute and early infection.** *Arch Otolaryngol Head Neck Surg*, v.123, n.3, 328-36, Mar., 1997.
- 83 SEMERGIDIS, T.G.; MIGLIORE, S.A.; SOTEREANOS, G.C. **Alloplastic Augmentation of the Mandibular Angle.** *J Oral Maxillofac Surg*, v.54, n.12, p.1417-423, Dec. 1996.
- 84 SHABER, E.P. **Vertical interpositional augmentation genioplasty with porous polyethylene.** *Int J Oral Maxillofac Surg*, v.16, n.6, p.678-81, Dec., 1987.
- 85 SHEA, J.J.; HOMSY, C.A. **The use of proplast TM in otologic surgery.** *Laryngoscope*, v.84, n.10, p.1835-45, Oct., 1974.
- 86 SIDDIQIS, W.H. et al. **Reproductive and developmental toxicity studies of silicione, elastoner Q-7-2423/Q7-2551 in rats and rabbits.** *Fundam Appl Toxicol*, v. 23, n.3, p.377-81, 1994.

- 87 SPECTOR, M.; HARMON, S.L.; KREUTNER, A. **Characteristics of tissue growth into proplast and porous polyethylene implants in bone.** J Biomed Mater, v.13, n.5, p.677-92, Sep., 1979.
- 88 SWANSON, L.T. et al. **Compound silicone bone implants for mandibular reconstruction.** Plast Reconstr Surg, v.51, n.4, 402-10, Apr., 1973.
- 89 TOTO, P.D.; GIANNINI, J. **Fate of subcutaneous anorganic bone implants.** J dent Res, v.40, n.6, p.1127-35, 1961.
- 90 TÜREGÜN, M.; SENZEGGER, M.; GULER, M. **Reconstruction of Saddle Nose Deformities Using Porous Polyethylene Implant.** Aesth Plast Surg, v.22, n.1, p.38-41, Jan-Feb., 1998.
- 91 WELLISZ, T.; DOUGHERTY, W.; GROSS, I. **Craniofacial applications for the Medpor porous polyethylene flexblock implant.** J Craniofac Surg, v.3, n.2, p.101-7, Sep., 1992.
- 92 WELLISZ, T. **Clinical experience with the Medpor porous polyethylene implant.** Aesthetic Plast Surg, v.17, n.4, p.339-44, 1993.
- 93 WELLISZ, T. **Reconstruction of the Burned External Ear Using a Medpor Porous Polyethylene Pivoting Helix Framework.** Plast Reconstr Surg, v.91, n.5, p.811-8, Apr., 1993.
- 94 WELLISZ, T. DOUGHERTY, W. **The role of alloplastic skeletal modification in the reconstruction of facial burns.** Ann Plast Surg, v. 30, n.36, p.531-6, Jun., 1993.

- 95 WELLISZ, T. et al. **The Effects of Alloplastic Implant Onlays on Bone in the Rabbit Mandible.** *Plast Reconstr Surg*, v.96, n.4, p.957-63, Sep., 1995.
- 96 WHEAR, N.M. et al. **Post-operative infection of proplast facial implants.** *J Oral Maxillofac Surg*, v.31, n.5, p.292-5, Oct., 1993.
- 97 WHITE, E.; SHORS, E.C. **Biomaterial aspects of interpore-200-porous hydroxylapatite.** *Dent Clin North Am*, v.30, n.1, p.49-57, Jan., 1986.
- 98 WILLIAMS, J.E. **Experiences with a large series of silastic breast implants.** *Plast Reconstr Surg*, v.49, n.3, p.253-8, Mar., 1972.
- 99 WILLIAMS, J.D. et al. **Porous High-Density Polyethylene Implants in Auricular Reconstruction.** *Arch Otolaryngol Head Neck Surg*, v.123, n.6, p. 578-83, June 1997.
- 100 WOLFORD, L.M. **Temporomandibular Joint devices: Treatment Factors and Outcomes.** *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, v.83, n.1, 143-9, Jan., 1997.
- 101 WORLEY, C.M.; STRAUSS, R. A. **Augmentation of the anterior temporal fossa after temporans muscle transfer.** *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, v.78, n.2, 146-50, Aug., 1994.
- 102 ZELTSER, C. et al. **Surgical and prosthodontic residual ridge reconstruction with hidroxyapatite.** *J Prosthet Dent*, V.62, n.4, p.441-8, Oct. 1989.



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA

CAMPUS DE SÃO JOSÉ DOS CAMPOS

FACULDADE DE ODONTOLOGIA

CERTIFICADO

CERTIFICAMOS, que o protocolo nº 028/99-PA/CEP, sobre “Estudo experimental do polietileno poroso de alta densidade (Medpor) fixado ao leito cirúrgico corticalizado e decorticalizado: análise histológica em cães”, sob a responsabilidade de Paulo Villela Santos Junior, está de acordo com os Princípios Éticos na Experimentação Animal adotado pelo Colégio Brasileiro de Experimentação Animal (COBEA) e foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa.

São José dos Campos, 07 de dezembro de 1999.

Profa. Dra. Rosehelene Marotta Araújo
Membro do Comitê de Ética em Pesquisa-Local

SANTOS JUNIOR, P. V. Estudo experimental do polietileno poroso de alta densidade (Medpor) fixado ao leito cirúrgico corticalizado e decorticalizado: análise histológica em cães. 2001. 89 f. Tese (Livre Docência em Odontologia) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista. São José dos Campos.

RESUMO

Com finalidade de estudar a influência do leito receptor na integração do implante de polietileno poroso de alta densidade (Medpor), foram utilizados seis cães, com dois tipos diferentes de leitos receptores, a saber: corticalizado e decorticalizado. Após trinta, sessenta e noventa dias, procedemos ao sacrifício dos animais. Foram removidos blocos de implante e osso adjacente, os quais foram processados histologicamente e submetidos à análise em laboratório utilizando coloração de hematoxilina-eozina. Os resultados obtidos mostraram que o implante de polietileno poroso de alta densidade (Medpor) não apresentou reação de corpo estranho e nem causou processo infeccioso, permitindo a neoformação óssea e conjuntiva no interior dos poros. No grupo decorticalizado houve maior integração do implante, e este foi o que permitiu maior crescimento de tecido conjuntivo e ósseo no interior dos poros.

Palavras-chave: Implante, polietileno poroso.

SANTOS JUNIOR, P.V. Experimental study of the High Density Porous Polyethylene (Medpor) implantation in two different Kinds of beds: corticalized and decorticalized histological analysis in dogs.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the influence of the bed in High Density Porous Polyethylene (Medpor) implants integration. Two different kind of beds – corticalized and decorticalized – were made in six dogs. The animals were killed thirty, sixty and ninety days after implantation. Blocks including implant and adjacent bone were harvested, submitted to histological procedures, stained in hematoxiline-eosine and analyzed in optic microscope. The results demonstrated an absence of infection and foreign body reaction associated with High Density Porous Polyethylene (Medpor) implants. Furthermore, bony and fibrovascular ingrowth could be observed into its pores. The best integration was noted in decorticalized group, in which occurred a greater bony and fibrovascular ingrowth in comparison to the corticalized group.

Key words: implant, porous polyethylene.