

## **A importância da porosidade interna do polímero de mamona durante a neoformação óssea - Estudo em ratos**

### **The importance of the internal porosity of the castor bean polymer in the bone neoformation – Study in rats**

**Elaine Cristina de Freitas LEONEL**

Cirurgiã Dentista – Mestranda – Curso de Pós – Graduação – Área de Concentração em Cirurgia de Cabeça e Pescoço do HOSPHEL

**Paulo Davison MANGILLI**

Cirurgião Dentista

**Lizeti Toledo de Oliveira RAMALHO**

Professora Doutora – Departamento de Morfologia — Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP–

**Josias de ANDRADE SOBRINHO**

Professor Doutor do curso de Pós- Graduação do Complexo Hospitalar do Heliopólis – HOSPHEL

---

#### **RESUMO**

Os biomateriais são materiais artificiais desenvolvidos para substituir os tecidos orgânicos que foram danificados, podendo ser usados para preencher defeitos ósseos. Para isto, os biomateriais devem apresentar algumas características, como a biocompatibilidade e boas propriedades estruturais, como a presença de porosidade interna, que é uma condição fundamental para a estabilização e incorporação dos mesmos pelos tecidos vivos. Com o objetivo de se avaliar a importância da porosidade interna do polímero de mamona durante a neoformação óssea, um grupo composto por 45 ratos foi usado. Estes animais sofreram a ressecção de um segmento do arco zigomático direito, que foi imediatamente reconstituído pelo polímero de mamona. Após períodos de preservação de 15, 30, 60, 90 e 120 dias, os animais foram sacrificados e histopatologicamente observados. Os resultados demonstraram a existência de uma neoformação tecidual em meio aos poros do polímero em todos os períodos de avaliação. Uma progressiva diminuição no volume do polímero foi observada, à medida que tecido ósseo era formado em substituição ao polímero. Assim, a estrutura interna do polímero de mamona permitiu a neoformação tecidual, que foi favorável a regeneração do defeito ósseo criado experimentalmente.

#### **UNITERMOS**

Materiais biocompatíveis; polímeros; porosidade

---

#### **INTRODUÇÃO**

Várias são as causas que podem levar à ocorrência de defeitos no tecido ósseo. Entre estas, podem ser citados os traumatismos, as infecções, as deformidades congênitas e as erradicações de condições patológicas.

Com o passar dos anos, estudos foram surgindo com o intuito de que métodos auxiliares pudessem ser usados para realçar a resposta inerente ao organismo vivo no que diz respeito ao processo da neoformação óssea. Desta forma, placas, fios e

parafusos para osteossíntese e materiais para preenchimento dos defeitos ósseos passaram a ser empregados para restabelecer a continuidade entre as extremidades ósseas, garantindo a união e a fixação das mesmas e fornecendo estímulo à osteogênese.

Dentre os materiais usados para o preenchimento dos defeitos ósseos, destaque tem sido dado ao grupo dos biomateriais, que podem ser definidos como materiais artificiais usados na área biomédica para a substituição dos tecidos vivos que deixaram de apresentar função. São considerados como

biomateriais os metais inertes (como o titânio e a platina), as cerâmicas (como a hidroxiapatita) e os polímeros (como o politetrafluoretileno, o polietileno, o poliéster e o silicone) <sup>17</sup>.

O principal desafio existente no estudo dos biomateriais é o de encontrar um material que seja o mais parecido possível com o tecido vivo, de modo que o organismo possa reconhecê-lo como parte de sua estrutura e não como um agente agressor ao seu meio <sup>17</sup>.

Assim sendo, foi desenvolvido a partir de 1984, pelo Grupo de Química Analítica e Tecnologia de Polímeros da Universidade de São Paulo, campus de São Carlos, sob a coordenação do Prof. Dr. Gilberto Chiérice, um polímero a base de moléculas vegetais extraídas da mamona, cuja estrutura molecular se assemelha a existente nos organismos vivos <sup>6,17</sup>.

Além da semelhança com a estrutura molecular dos tecidos vivos, o polímero de mamona apresenta outras propriedades, como aspectos favoráveis de processabilidade, flexibilidade de formulação, versatilidade de temperatura de cura e controle do pico exotérmico na transição líquido/gel. Possui também excelentes propriedades estruturais e um bom poder de adesão, além de não liberar vapores e radicais tóxicos quando implantado e ser de baixo custo <sup>17</sup>.

O polímero de mamona origina-se da reação química entre um pré-polímero e um poliálcool do tipo poliéster. O óleo de mamona é na realidade um poliéster, formado por três moléculas do ácido ricinoléico, cada uma delas com um grupo hidroxila no carbono 12, propício para a polimerização por meio de ligações uretanas. Os grupos hidroxila do ácido ricinoléico reagem com os grupos isocianatos do pré-polímero difenilmetanodiiisocianato para formar o polímero, que tem sido utilizado para o preenchimento de defeitos ósseos e de alvéolos pós-exodontias e como matéria prima para a confecção de próteses <sup>8,10,17</sup>.

O fato do polímero de mamona apresentar excelentes propriedades estruturais é de suma importância para o sucesso encontrado após a sua utilização. Entre estas propriedades, deve ser citada a presença de poros irregulares em meio a sua estrutura, com o objetivo de propiciar a neoformação tecidual dentre os mesmos. No entanto, resultados controversos têm sido encontrados na literatura a respeito do preenchimento dos poros do polímero de mamona após a sua inserção nos tecidos vivos <sup>3,5,7,8</sup>.

Devido às características favoráveis apresentadas pelo polímero de mamona na substituição dos tecidos vivos perdidos, associado à presença de uma estrutura interna porosa, este trabalho tem como objetivo avaliar a importância desta porosidade na neoformação tecidual após o preenchimento de defeitos ósseos criados em ratos.

## MATERIAL E MÉTODOS

Foram empregados neste trabalho um grupo de 45 ratos (*Rattus norvegicus*) adultos machos, com peso variando entre 320 e 400 gramas. Estes animais foram divididos em cinco subgrupos, em função dos períodos de observação pós-operatória analisados, fixados em 15, 30, 60, 90 e 120 dias.

Inicialmente, os animais foram submetidos à anestesia geral, através de injeção na parte interna de um dos membros inferiores de solução anestésica derivada de quetamina, na proporção de 0,08 mililitros/100 gramas do peso corporal. Realizou-se então anti-sepsia com álcool iodado e cuidadosa tricotomia da região localizada abaixo do globo ocular direito, uma vez que se objetivava o acesso à região do arco zigomático.

Passou-se a seguir a parte da ressecção do segmento ósseo, realizando-se uma incisão superficial de cerca de 10 milímetros na região localizada logo abaixo do globo ocular direito, com posterior divisão da camada de tecido mole subjacente, permitindo assim a localização da estrutura óssea em questão. Devido à fina espessura do arco zigomático do rato, a ressecção de um segmento ósseo de cerca de 2 milímetros foi realizada com o auxílio de uma tesoura cirúrgica reta, levando a separação do mesmo em dois segmentos: um voltado para o osso maxilar e o outro para o osso temporal.

Durante a fase de preenchimento do defeito ósseo criado, utilizou-se de duas diferentes formas de apresentação do polímero de mamona, sendo: 1) uma em forma de miniblocos pré-polimerizados, que devido a sua estrutura permitiu que os mesmos pudessem ser recortados a semelhança do fragmento ósseo removido (Figura 1); 2) uma outra em forma de líquidos, denominados de poliálcool e pré-polímero, que após misturados com uma porção de carbonato de cálcio em pó, levaram a formação de uma massa, cujo produto final, após completada a reação exotérmica, foi um polímero. Antes de concluída a reação de polimerização, esta mistura passou pelas fases líquida, pegajosa e borra-

chóide, permitindo a utilização da mesma para fixação do minibloco aos fragmentos ósseos remanescentes.

Finalmente, realizou-se a sutura com fio reabsorvível, sendo esta feita em dois planos: um interno e outro externo.

Nos períodos de preservação previamente determinados, os animais foram sacrificados (em grupos formados por nove animais) através da injeção de sobredoses da solução anestésica. Removeu-se então a hemi-maxila direita, sendo esta peça cirúrgica submetida à tramitação laboratorial de rotina para a posterior realização de cortes histológicos seriados de 6 micrômetros de espessura. Optou-se pela utilização da coloração realizada pela hematoxilina de Harris e pela eosina de Lissou (H.E.), pelo fato de propiciar uma visão geral da morfologia celular.

## RESULTADOS

Os resultados basearam-se na análise da morfologia geral dos componentes teciduais encontrados junto ao polímero de mamona.

Desta forma, no grupo analisado aos 15 dias pôde-se observar a formação de tecido conjuntivo denso ao redor e em meio ao polímero de mamona, preenchendo um grande número de poros (Figura 2). Este tecido constituía-se por fibras colágenas neoformadas, muitos fibroblastos, alguns macrófagos e capilares sangüíneos em formação.

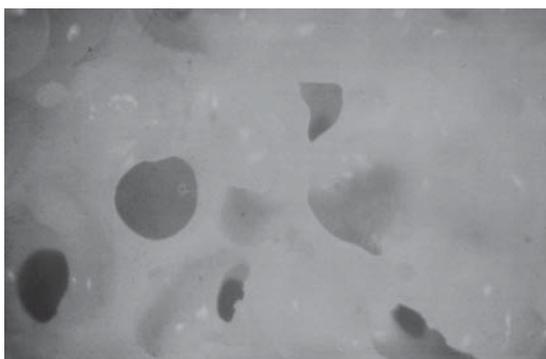


FIGURA 1 – Fotografia demonstrando a irregularidade da porosidade de um bloco derivado do polímero de mamona.

O grupo de trinta dias apresentou características similares ao grupo de 15 dias.

Já no grupo de sessenta dias, notou-se que a quantidade do polímero que preenchia o leito ósseo encontrava-se bem reduzida, sendo que o tecido conjuntivo denso de revestimento emitia septos para o interior dos poros existentes no polímero. Encontrou-se também, células gigantes ativas promovendo a remoção do polímero, que progressivamente estava sendo substituído por tecido ósseo neoformado (Figura 3).

Aos noventa dias, ainda existia a invasão de tecido conjuntivo nos poros do polímero, sendo evidente a linha de separação entre as diferentes formas do polímero. Além disto, podia-se notar a diferença nas características morfológicas entre os dois tipos de polímero que foram utilizados: o polímero resultante da mistura do polioliol, do pré-polímero e do carbonato de cálcio apresentou-se fortemente corado pela eosina, com os poros de diversos diâmetros, enquanto que aquele apresentado na forma de miniblocos já polimerizados, mostrou-se um tanto quanto homogêneo, com delicados poros de pequenos diâmetros (Figura 4). Um fator verificado foi que o índice de refração à luz do polímero mostrou-se diferente daquele dos tecidos vivos, sendo que deste modo o foco obtido ao microscópio não apresentou-se uniforme, dificultando a análise dos resultados.

Ainda aos noventa dias, observou-se que o tecido de preenchimento dos poros do polímero mos-

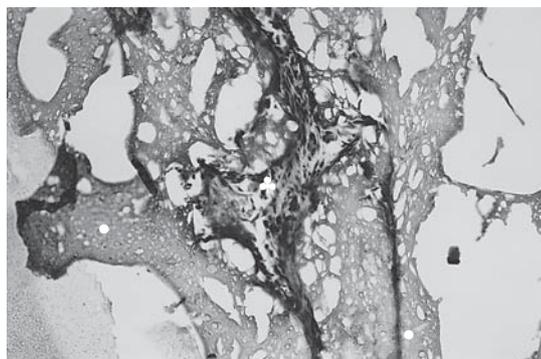


FIGURA 2 – Tecido conjuntivo neoformado (★) em meio ao polímero de mamona. H.E. 560 x.

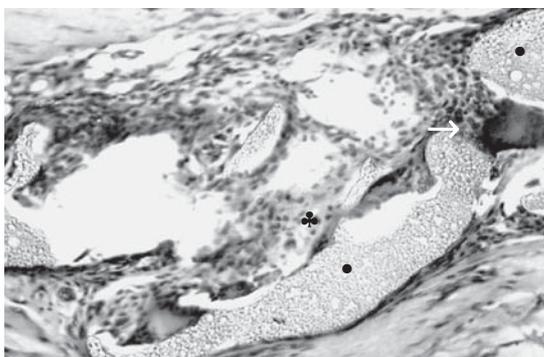


FIGURA 3 – Poros do polímero (●) preenchidos por tecido conjuntivo (♣), com presença de células gigantes (→). H.E. 400 x.

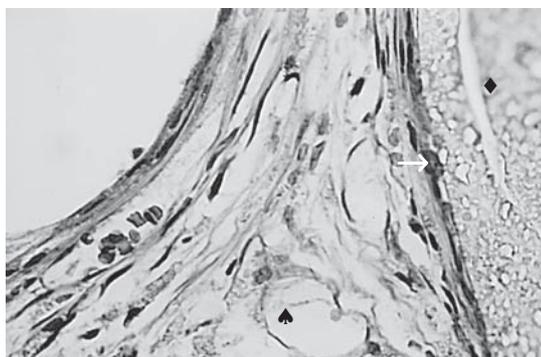


FIGURA 4 – Evidência microscópica da linha de separação (→) entre o polímero apresentado na forma de minibloco (◆) e resultante da mistura do pré polímero, do polioli e do carbonato de cálcio (▲). H.E. 500 x.

trava-se rico em células e capilares sanguíneos. Encontrou-se ainda uma considerável neoformação óssea em substituição ao polímero de mamona, permanecendo, no entanto, núcleos do polímero com grandes poros ou vacúolos e pequenos fragmentos totalmente rodeados por osso neoformado (Figura 5).

Aos 120 dias, observou-se neoformação óssea acentuada, com presença de restos do polímero rodeados por osso neoformado e tecido conjuntivo denso (Figura 6). Os poros dos fragmentos do polímero encontravam-se preenchidos por tecido conjuntivo denso, rico em células clásticas, que promoviam a reabsorção ativa do polímero, visando assim o completo preenchimento do defeito por tecido ósseo.

## DISCUSSÃO

Os polímeros vegetais, como o derivado do óleo de mamona que foi utilizado neste estudo, apresentam-se como produtos substitutivos alternativos de polióis e pré-polímeros, podendo ser sintetizados a partir de moléculas derivadas de ácidos graxos vegetais. Além disto, a síntese de polímeros com a utilização da biomassa de origem vegetal é extremamente interessante para países como o Brasil, que possuem grande potencial agroindustrial<sup>10</sup>.

Vários são os materiais que têm sido empregados para uso biomédico. No entanto, todo material preparado para ser usado no homem, deve apre-

sentar, de acordo com as suas indicações, equilíbrio entre as suas propriedades físicas e biológicas<sup>4</sup>.

Devido as suas propriedades físicas e biológicas, os polímeros têm sido usados com sucesso para o preenchimento de defeitos ósseos diversos e na confecção de biopróteses<sup>2-3, 5, 7, 9-10, 15-6</sup>. Assim sendo, Schmitt-Fournie et al.<sup>15</sup>(1982) avaliaram a resina de poliuretana quanto à sua compatibilidade, desempenho como prótese e veículo para reparo ósseo, demonstrando que este material apresentava boas propriedades e desenvolvia inclusive tecido ósseo em contato com próteses de ilíaco.

Trabalhos realizados em animais têm demonstrado a biocompatibilidade do polímero de mamona com os tecidos vivos, após a realização de implantes na região subcutânea, na câmara anterior do olho e em defeitos ósseos<sup>4, 8, 10, 16, 18</sup>.

Uma das características favoráveis apresentadas pelo polímero de mamona é a sua arquitetura interna porosa. Outros biomateriais, como o polietileno de alta densidade e a hidroxiapatita, que também são usadas no tratamento de perdas ósseas e correção de deformidades, apresentam estrutura interna porosa com diâmetros variados. Esta arquitetura facilita a realização de recortes e correções da forma do material se necessário<sup>11</sup>, além de promover o processo de osteocondução, que é favorecido pela penetração de capilares em seus poros<sup>1</sup>.

De acordo com os resultados encontrados, verificou-se que as duas formas de apresentação do polímero usadas neste estudo, apresentavam dife-



FIGURA 5 – Fragmento remanescente do polímero (●) rodeado por tecido ósseo neoformado (♥). H.E. 400 x.

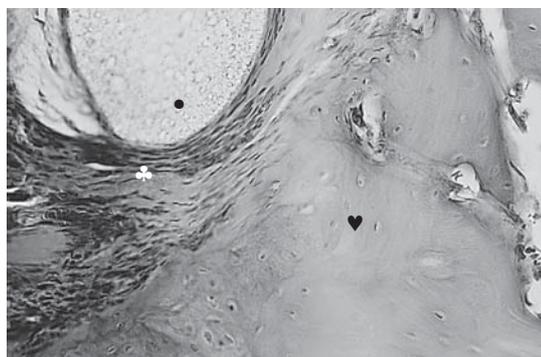


FIGURA 6 – Fragmentos do polímero (●) rodeados por osso neoformado (♥) e por tecido conjuntivo denso (★). H.E. 500 x.

rentes porosidades. Assim, enquanto o material apresentado na forma de blocos pré-polymerizados mostrava-se bastante homogêneo, com delicados poros de menores diâmetros, o polímero obtido pela mistura do pré-polímero, do polioli e do carbonato de cálcio evidenciava em sua morfologia a existência de poros de diversos diâmetros. Pode-se afirmar que ambos os materiais permitiram a neoformação tecidual em meio aos seus poros, independentemente de suas já citadas diferenças estruturais.

O carbonato de cálcio, utilizado para a formação de uma das formas dos polímeros empregados, permite a formação de um arcabouço interno exclusivo, além de atuar como um nicho inicial à calcificação<sup>8,9</sup>. A heterogeneidade na morfologia deste polímero poderia resultar também do aprisionamento de bolhas de ar durante a mistura dos componentes químicos. A quantidade de poros e fendas na estrutura do polímero poderia acarretar em uma diminuição na sua resistência, sendo que por outro lado, a presença destes espaços serviria como auxiliar na promoção da estabilidade dos implantes por permitirem o preenchimento dos mesmos por tecido mole e/ou duro. A inserção dos implantes de polímero de mamona para preenchimento do defeito ósseo criado no arco zigomático, ocupou a área onde provavelmente se formaria um coágulo sanguíneo, que por sua vez, iniciaria a cicatrização deste defeito. Devido à presença de poros irregulares e cavidades intercomunicantes no políme-

ro de mamona, o coágulo sanguíneo pôde penetrar no interior dos mesmos, sendo esta uma condição vital para a incorporação do material pelos tecidos em crescimento. Desta forma, a existência de porosidade nos implantes, seu diâmetro, conformação e a presença de intercomunicação, são características importantes que regulam a migração vascular e celular para o interior destes implantes, permitindo ou não a neoformação óssea<sup>5</sup>.

Papacharalambous & Anastasoff<sup>12</sup> (1993) utilizaram-se de esqueletos de corais naturais dos gêneros *Acropora* e *Pocillopora*, que possuem em sua estrutura poros com diâmetro médio de 500 e 725 micrômetros respectivamente, como enxertos do tipo *onlay* para a promoção de aumento do contorno facial. Concluíram que a rápida estabilização destes implantes ocorreu devido ao crescimento de tecido conjuntivo para o interior dos poros do implante e que a reabsorção do coral e a neoformação óssea dependiam principalmente da porosidade, de forma que, quanto maior fosse o volume dos poros de um implante, maior seria o índice de reabsorção e de aposição de novo tecido ósseo. Do mesmo modo, Salyer & Hall<sup>14</sup> (1989) haviam demonstrado através de análise histológica por microscopia, o crescimento ósseo dentro dos poros de implantes de hidroxiapatita, juntamente com o crescimento fibrovascular e fibrocelular, levando assim à fixação e imobilização do material.

Um estudo em que se realizou a correção da deficiência da região malar através de cirurgia or-

tognática associada a implantes de blocos de polietileno poroso, demonstrou que é necessário a existência de poros de 100 micrômetros de tamanho ou mais para que ocorra o crescimento ósseo no interior destes blocos porosos<sup>13</sup>.

De acordo com o que pôde ser observado durante a análise microscópica, o implante derivado do polímero de mamona apresentava uma arquitetura interna bastante porosa, sendo que o diâmetro destes poros variava de unidades a centenas de micrômetros, o que constituiu-se em um fator fundamental para o crescimento tecidual em meio aos mesmos. Desta forma, no presente estudo, os poros do polímero de mamona encontravam-se preenchidos, durante os períodos de observação, por tecido conjuntivo, constituído principalmente por fibras colágenas neoformadas, muitos fibroblastos, alguns macrófagos e por capilares sangüíneos em formação. A invasão dos poros do polímero por tecido conjuntivo promovia a continuidade deste material de preenchimento com o tecido ósseo do leito receptor. Com o passar do tempo, observou-se inclusive, tecido do tipo osteóide preenchendo os poros remanescentes.

Estes achados vão ao encontro do trabalho realizado por Cavalieri<sup>3</sup> (2000), que concluiu que o tecido conjuntivo presente nos poros e fendas do polímero de mamona tornava-se, em períodos posteriores, um tecido do tipo ósseo.

De forma contrária, alguns autores encontraram em seus estudos do polímero de mamona a presença de poros vazios, sem a presença de qualquer tipo de tecido em seu interior<sup>5, 7-8</sup>. Nenhuma menção quanto ao diâmetro dos poros dos implantes utilizados nestes estudos pôde ser encontrada, sendo que talvez o tamanho e a quantidade insufi-

ciente dos mesmos tenha sido o responsável pela ausência da penetração tecidual em meio ao polímero. Além disto, a persistência de espaços vazios dentro de um material implantado pode ocasionar a contaminação e conseqüente perda do mesmo<sup>5</sup>.

Ignácio<sup>7</sup> (1995) afirmou que, apesar da presença de poros de diâmetros variados no interior do cimento derivado do polímero de mamona, usado para o preenchimento de defeitos ósseos radiuais, não houve histologicamente a penetração de tecido ósseo neoformado no interior deste material.

A porosidade dos biomateriais também auxilia na estabilização. Desta forma, a invasão de tecidos neoformados para o interior dos poros do polímero de mamona, associada com a utilização do mesmo composto durante sua fase adesiva, foram fundamentais neste estudo para a promoção da estabilidade destes implantes. Assim sendo, neste caso não ocorreu soltura de nenhum dos implantes durante a fase de processamento laboratorial, resultado este contrastante com o trabalho de Ignácio<sup>7</sup> (1995) que verificou soltura do cimento ao realizar o corte das peças para estudo histológico.

## CONCLUSÃO

Baseado nos resultados encontrados pôde-se verificar que a presença de porosidade na arquitetura interna de um biomaterial é condição fundamental para a estabilização e neoformação tecidual junto ao mesmo. O polímero de mamona possui, além de outras propriedades, a presença de poros irregulares, permitindo assim sua incorporação aos tecidos vivos e favorecendo a regeneração dos defeitos ósseos.

## ABSTRACT

*The biomaterials are artificial materials evolved to substitute the organic tissues that were injured, and that can be used to fill bone defects. So, the biomaterials should present some characteristics, as the biocompatibility and good structural properties, such as the presence of the internal porosity, which is a fundamental condition to the stabilization and incorporation of these for the living tissues. With the purpose of the evaluate the importance of the internal porosity of the castor oil polymer during the bone neoformation, a group composed by 45 rats was used. These animals suffered the resection of a segment of the right zygomatic arch, which was immediately reconstructed with the castor oil bean polymer. After evaluations' periods of the 15, 30, 60, 90 and 120 days, the animals were sacrificed and histopathologically observed. The results demonstrated the presence of a tissue neoformation among the polymer's pores in all the periods of evaluation. A progressive decrease in the volume of the polymer was observed in parallel to the bone tissue that was formed in replacement of the polymer. So, the internal structure of the castor bean polymer allowed the tissue neoformation, which was favorable to the regeneration of the bone defect that was made experimentally.*

## UNITERMS

*Biocompatible materials, polymers, porosity.*

## REFERÊNCIAS

1. Bonucci E, Marini E, Valdinucci F, Fortunato G. Osteogenic response to hydroxyapatite-fibrin implants in maxillofacial bone defects. *Eur J Oral Sci* 1997 Dec.; 105(6):557-61.
2. Carvalho TLL, Teófilo JM, Araújo CACA, Brentegani LG. Chronology of alveolar healing following immediate implantation of *Ricinus communis* polyurethane resin: histometric analysis in rats. *J Biomed Mater Res* 1997 Dec.; 37(4):449-52.
3. Cavalieri I. Estudo do processo de reparação óssea entre os implantes do polímero de mamona, resina acrílica termicamente ativada e cimento ósseo, em tíbias de coelhos. São José dos Campos; 2000. [Dissertação de Mestrado – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos- UNESP].
4. Costa CAS, Marcantonio RAC, Hebling J, Teixeira HM, Kuramae M. Biocompatibilidade do polímero de poliuretano vegetal derivada do óleo de mamona em estudo comparativo com cimento de óxido de zinco e eugenol. Avaliação histopatológica de implantes subcutâneos de ratos. *Odonto* 2000 1997; 1:44-8.
5. Garcia Jr IR. 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. Araçatuba; 2000. [Tese de Doutorado – Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP].
6. Gonring D. Mamona, a nova descoberta da medicina. *A Gazeta de Vitória* 1998 set.; Caderno Medicina, p. 16.
7. Ignácio H. Utilização do cimento derivado do polímero da mamona no preenchimento de falha óssea. Estudo experimental em coelhos. Ribeirão Preto; 1995. [Dissertação de Mestrado – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto - USP].
8. Ignácio H, Mazzer N, Barbieri CH, Chierici G. Uso da poliuretano derivada do óleo de mamona para preencher defeitos ósseos diafisários segmentares do rádio – estudo experimental em coelhos. *Rev Bras Ortoped* 1997 out.; 32(10):815-21.
9. Meijer GJ, Van Dooren A, Gaillard ML, Dalmeijer R, De Putter C, Koole R, et al. Polyactive as a bone – filler in a beagle dog model. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1996 June; 25(3):210-6.
10. Ohara GH, Kojima KE, Rossi JC, Telles M, Soares TVC, Salomão C, et al. Estudo experimental da biocompatibilidade do polímero poliuretano da mamona implantada intra - óssea e intra - articular em coelhos. *Acta Ortop Bras* 1995 abr./jun.; 3(2):62-8.
11. Ono I, Gunji H, Kaneko F, Numazawa S, Kodama N, Yoza S. Treatment of extensive cranial bone defects using computer-designed hydroxyapatite ceramics and periosteal flaps. *Plast Reconstr Surg* 1993 Oct.; 92(5):819-30.
12. Papacharalambous SK, Anastasoff KI. Natural coral skeleton used as onlay for contour augmentation of the face. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1993 Oct.; 22(5):260-4.
13. Robiony M, Costa F, Demitri V, Politi M. Simultaneous malareplasty with porous polyethylene implants and orthognathic surgery for correction of malar deficiency. *J Oral Maxillofac Surg* 1998 June.; 56(6):734-41.
14. Salyer KE, Hall CD. Porous hydroxyapatite as an onlay bone graft substitute for maxillofacial surgery. *Plast Reconstr Surg* 1989 Aug.; 84(2):236-44.
15. Schmitt-Fournie JA, Sertl GO, Skondia V. The use of a biocompatible orthopaedic polymer in the treatment of loose total hip prostheses. *J Int Med Res* 1989 May/June; 17(3): 254-61.
16. Teixeira HM, Vilarinho RH, Ramalho LTO. Reação à resina de mamona no processo de reparo ósseo induzido no corpo da mandíbula. In: Anais da 13ª. Reunião Anual da Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica - SBPqO; 1996; Águas de São Pedro. São Paulo: SBPqO; 1996, p. 189.
17. Universidade de São Paulo. Departamento de Química e Física Molecular. Instituto de Química de São Carlos. Pesquisa e desenvolvimento de biomateriais baseados em poliuretanas derivadas de óleo de mamona. Projeto PADCT. Edital SNM 02/94-04. jul. 1994.
18. Vilarinho RH, Hetem S, Ramalho LTO. Implante de resina de poliuretano vegetal na câmara anterior do olho de camundongo. *Estudo histológico. Odonto* 2000 1996; 1(00):25-9.

Recebido em: 23/09/02

Aprovado em: 21/05/03

Elaine Cristina de Freitas Leonel  
Av. Altino Corrêa de Almeida Moraes, n. 64  
Bairro: Jd. Morumbi  
CEP: 14801-080 Araraquara – SP  
Tel: (16)236-8333  
e-mail: elaineleonel@hotmail.com