

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA MARIA  
CENTRO DE CIÊNCIAS RURAIS  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM MEDICINA VETERINÁRIA**

**COMPORTAMENTO DO POLÍMERO DE MAMONA  
(*Ricinus communis*) EM OSSOS DE CODORNAS  
DOMÉSTICAS (*Coturnix japonica*)**

**DISSERTAÇÃO DE MESTRADO**

**Juliano Bolson**

**Santa Maria, RS, Brasil.**

**2005**

**COMPORTAMENTO DO POLÍMERO DE MAMONA (*Ricinus communis*) EM OSSOS DE CODORNAS DOMÉSTICAS (*Coturnix japonica*).**

**por**

**Juliano Bolson**

Dissertação apresentada ao Curso de Mestrado do Programa de Pós-Graduação em Medicina Veterinária, Área de Concentração em Cirurgia Veterinária, da Universidade Federal de Santa Maria (UFSM) como requisito parcial para obtenção do grau de **Mestre em Cirurgia Veterinária.**

**Orientador: Prof. João Eduardo Wallau Schossler**

**Santa Maria, RS, Brasil.**

**2005**

**Universidade Federal de Santa Maria**  
**Centro de Ciências Rurais**  
**Programa de Pós-Graduação em Medicina Veterinária**

A Comissão Examinadora, abaixo assinada,  
aprova a Dissertação de Mestrado

**COMPORTAMENTO DO POLÍMERO DE MAMONA (*Ricinus communis*) EM OSSOS DE CODORNAS DOMÉSTICAS (*Coturnix japonica*).**

elaborada por

**Juliano Bolson**

como requisito parcial para obtenção do grau de

**Mestre em Cirurgia Veterinária**

**COMISSÃO EXAMINADORA:**

**João Eduardo Wallau Schossler Dr. (UFSM)**

(Presidente/Orientador)

**José Ricardo Pachaly Dr. (UNIPAR)**

**Alceu Gaspar Raiser Dr. (UFSM).**

**Santa Maria, 25 de fevereiro de 2005.**

## AGRADECIMENTOS

A DEUS, pela vida, saúde, iluminação e paz.

À minha família, pai, mãe e irmãs pelo apoio.

À minha mulher Roberta e minha filha Júlia, pelo amor, incentivo e felicidade.

A meus estagiários, que prefiro chamar de minha equipe: Roberta Ornes, Vanessa Motin e Thiago Alberti. Sem eles seria impossível desenvolver esse trabalho.

A meu orientador Prof. João Eduardo Wallau Schossler, pela confiança e apoio prestados.

Aos professores Ney Luis Pippi, Alceu Gaspar Raiser e Alexandre Mazzanti, pela dedicação ao ensino.

À Funcionária Nelcy, do Laboratório de Cirurgia Experimental (LACE), pelo apoio no bloco cirúrgico.

Ao pessoal do Laboratório de Diagnóstico por Imagem, nas pessoas da professora Carmem e aos técnicos César e Davis, pela atenção.

Ao professor Pachaly, pelas dicas e conselhos.

Aos animais, que com olhares de ingenuidade, aceitavam a imposição humana de serem submetidos a procedimentos dos quais não necessitavam (minha sincera homenagem àqueles que perderam a vida para me ensinar).

Ao CNPq, pelo apoio financeiro,

E também a todos que de alguma forma participaram e auxiliaram na execução desse trabalho, o meu muito obrigado.

Nascem rugas no semblante,  
paisagens na natureza  
que a força da correnteza  
não pode levar por diante;  
então exigem que eu cante,  
quando me encontro desperto,  
mas sempre que eu chego perto  
meu sonho está mais distante!

(Jayme Caetano Braun)

## RESUMO

Dissertação de Mestrado  
Programa de Pós-Graduação em Medicina Veterinária  
Universidade Federal de Santa Maria

### **COMPORTAMENTO DO POLÍMERO DE MAMONA (*Ricinus communis*) EM OSSOS DE CODORNAS DOMÉSTICAS (*Coturnix japonica*)**

AUTOR: JULIANO BOLSON

ORIENTADOR: JOÃO EDUARDO WALLAU SCHOSSLER

Data e Local da Defesa: Santa Maria, 25 de fevereiro de 2005.

Na cirurgia ortopédica são freqüentes as situações em que o cirurgião se depara com grandes perdas ósseas, provocadas especialmente por traumatismos de alta energia. A reparação de tais perdas requer grande conhecimento a respeito de materiais que possam ser utilizados para seu preenchimento. Esses materiais podem ser biológicos, sintéticos ou metálicos, destacando-se os enxertos ósseos e os implantes de biomateriais. O incremento no emprego de aves como animais de estimação tem levado ao aumento na casuística clínica e cirúrgica relacionada a esse grupo taxonômico. Dentre os problemas cirúrgicos observados em aves, as fraturas têm maior destaque. O objetivo deste estudo foi avaliar os efeitos: clínico, radiológico, macroscópico e histológico do polímero de mamona (*Ricinus communis*) implantado no úmero de codornas domésticas (*Coturnix japonica*). Para isso, foram empregadas 20 codornas, machos e fêmeas, separadas aleatoriamente em quatro grupos de cinco indivíduos. As aves receberam o implante no úmero esquerdo, passando por exame físico diário durante o período pós-operatório, avaliação radiológica imediata e quinzenal, e avaliação macroscópica e histológica aos 15, 30, 60 e 90 dias. Clinicamente, não foram observadas alterações locais, regionais ou sistêmicas. Ao exame radiológico, notou-se aumento da densidade local, sem sinais de alteração óssea ou dos tecidos adjacentes, bem como dos sacos aéreos. A análise macroscópica revelou que a poliuretana derivada do polímero de mamona não foi absorvida em nenhum dos quatro grupos, permanecendo implantada no interior do osso pneumático, notando-se, porém, alteração em sua resistência. O exame histopatológico evidenciou mínima reação inflamatória, discreta fibrose ao redor do implante e osseointegração, pela presença de trabéculas e medula óssea no interior do implante. Concluiu-se que a poliuretana derivada do polímero de mamona é biocompatível em codornas, com ocorrência de osseointegração, podendo, portanto ser utilizada em cirurgia ortopédica.

Palavras-chave: cirurgia, ortopedia, biomaterial, mamona, aves, osseointegração.

## **ABSTRACT**

Dissertação de Mestrado  
Programa de Pós-Graduação em Medicina Veterinária  
Universidade Federal de Santa Maria

### **BEHAVIOR OF THE POLYURETHANE DERIVED FROM CASTOR OIL (*Ricinus communis*) POLYMER IN BONES OF DOMESTIC QUAILS (*Coturnix japonica*)**

AUTHOR: JULIANO BOLSON

REVISOR: JOÃO EDUARDO WALLAU SCHOSSLER

February, 25<sup>th</sup> 2005 - Santa Maria, RS, Brazil.

In orthopedic surgery there are frequently situations in that the surgeon faces severe bone losses caused by high-energy trauma, tumors or infections. Repairing these losses require knowledge about filling materials. Those materials can be biological, synthetic or metallic, with emphasis in bony grafts and biomaterial implants. The increase of the use of birds as pets is leading to an increasing number of clinical and surgical cases related to this taxon, where fractures are the most commonly observed surgical problems. The objective of this study was to evaluate clinical, radiological, macroscopic and microscopic effects of the polyurethane derived from castor oil (*Ricinus communis*) polymer, when implanted in the humerus of domestic quails (*Coturnix japonica*). There were used twenty male and female quails, randomly distributed in four groups of five individuals. The birds received the implants in the left humerus, being submitted to daily physical examination during the postoperative period, immediate and biweekly radiological examination, and macroscopic and microscopic evaluation at the 15<sup>th</sup>, 30<sup>th</sup>, 60<sup>th</sup> and 90<sup>th</sup> days. Clinically, there were not observed local, regional or systemic changes. Radiologically, it was observed increase in local density with no signs of changes in bone or adjacent tissue, as well as in the air sacs. Macroscopic analysis revealed that the polyurethane derived from castor oil polymer was not absorbed in none of the four groups, remaining implanted within the pneumatic bone. Its resistance, however, have changed. Microscopic examination evidenced minimum inflammatory reaction, slight fibrosis around the implants, and osteo-integration with presence of trabeculi and bone marrow inside the implants. Concluding, implants of polyurethane derived from castor oil polymer are biocompatible in quails, with occurrence of osteo-integration, and can be used in orthopedic surgery in this species.

Key words: surgery, orthopedic, biomaterial, castor oil, birds, osteo-integration.

## LISTA DE FIGURAS

- FIGURA 1 - Imagem fotográfica pré-operatória das manobras de contenção e anti-sepsia executadas em uma codorna doméstica (***Coturnix japonica***) submetida a implantação do polímero de mamona (***Ricinus communis***) no úmero.....26
- FIGURA 2- Imagem fotográfica do isolamento do campo cirúrgico, na região umeral, de uma codorna doméstica (***Coturnix japonica***) submetida a implantação do polímero de mamona (***Ricinus communis***) no úmero.....26
- FIGURA 3 - Imagem fotográfica trans-operatória do acesso à articulação escapula-coraco-umeral de uma codorna doméstica (***Coturnix japonica***) submetida a implantação do polímero de mamona (***Ricinus communis***) no úmero.....27

FIGURA	4 - Imagem fotográfica trans-operatória da introdução normógrada, com auxílio de introdutor manual, de um pino metálico no úmero de uma codorna doméstica ( <b><i>Coturnix japonica</i></b> ) submetida a implantação do polímero de mamona ( <b><i>Ricinus communis</i></b> ) no úmero.....	28
FIGURA	5 - Imagem fotográfica da embalagem de uma apresentação comercial do polímero de mamona ( <b><i>Ricinus communis</i></b> ).....	29
FIGURA	6 - Imagem fotográfica demonstrando um pino do polímero de mamona ( <b><i>Ricinus communis</i></b> ) imediatamente antes de sua implantação no úmero de uma codorna doméstica ( <b><i>Coturnix japonica</i></b> ).....	29
FIGURA	7 - Imagem fotográfica trans-operatória da implantação manual e normógrada de um pino confeccionado a partir do polímero de mamona ( <b><i>Ricinus communis</i></b> ) no úmero de uma codorna doméstica ( <b><i>Coturnix japonica</i></b> ) após preparação do leito receptor.....	30
FIGURA	8 - Imagem fotográfica trans-operatória do recalçamento de um pino confeccionado a partir do polímero de mamona ( <b><i>Ricinus communis</i></b> ) no úmero de uma codorna doméstica ( <b><i>Coturnix japonica</i></b> ).....	30
FIGURA	9 - Imagem fotográfica trans-operatória da síntese do acesso cirúrgico, realizada com fio poliglactina 910 (Vicryl®), através do qual foi implantado no seio do úmero de uma codorna doméstica ( <b><i>Coturnix japonica</i></b> ) um pino confeccionado a partir do polímero de mamona ( <b><i>Ricinus communis</i></b> ).....	31

FIGURA	10 - Imagem fotográfica da recuperação anestésica pós-operatória de uma codorna doméstica ( <b><i>Coturnix japonica</i></b> ), submetida ao implante do polímero de mamona ( <b><i>Ricinus communis</i></b> ).....	31
FIGURA	11 - Imagem fotográfica do posicionamento para estudo radiográfico do úmero de uma codorna doméstica ( <b><i>Coturnix japonica</i></b> ), submetida ao implante do polímero de mamona ( <b><i>Ricinus communis</i></b> ).....	33
FIGURA	12 - Imagem fotográfica, da avaliação radiológica pós - operatória do úmero de uma codorna doméstica ( <b><i>Coturnix japonica</i></b> ) submetido ao implante do polímero de mamona ( <b><i>Ricinus communis</i></b> ), em posição médio-lateral e postero-anterior, utilizando-se Kv de 45 e mA autorregulável.....	39
FIGURA	13 - Imagem fotográfica da seqüência de avaliação macroscópica do úmero de codornas domésticas ( <b><i>Coturnix japonica</i></b> ), submetidos ao implante do polímero de mamona ( <b><i>Ricinus communis</i></b> ).....	40
FIGURA	14 - Imagem fotográfica da avaliação histológica do úmero de codornas domésticas ( <b><i>Coturnix japonica</i></b> ), submetidos ao implante do polímero de mamona ( <b><i>Ricinus communis</i></b> ).....	44

## LISTA DE TABELAS

TABELA	1 - Avaliação histopatológica semi-quantitativa das principais alterações observadas no úmero de codornas domésticas ( <i>Coturnix japonica</i> ) submetido ao implante do polímero de mamona ( <i>Ricinus communis</i> ).....43
--------	----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------

## SUMÁRIO

<b>AGRADECIMENTOS.....</b>	<b>03</b>
<b>RESUMO.....</b>	<b>05</b>
<b>ABSTRACT.....</b>	<b>06</b>
<b>LISTA DE FIGURAS.....</b>	<b>07</b>
<b>LISTA DE TABELAS.....</b>	<b>10</b>
<b>1 - INTRODUÇÃO.....</b>	<b>13</b>
<b>2 - REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....</b>	<b>15</b>
<b>2.1 – Anestesia e cirurgia ortopédica aviária.....</b>	<b>15</b>
<b>2.2 – Substituição, reconstrução e preenchimento de falhas ósseas.....</b>	<b>16</b>
<b>2.3 – Polímero de mamona.....</b>	<b>18</b>
<b>3 - MATERIAL E MÉTODOS.....</b>	<b>24</b>
<b>3.1 – Tratamento dos animais.....</b>	<b>24</b>
<b>3.2 – Pré-operatório, anestesia e preparação do campo cirúrgico.....</b>	<b>24</b>

<b>3.3 – Confeção do pino de polímero de mamona.....</b>	<b>25</b>
<b>3.4 – Implantação do pino de polímero de mamona.....</b>	<b>27</b>
<b>3.5 – Pós-operatório e exame clínico.....</b>	<b>32</b>
<b>3.6 – Avaliação radiológica.....</b>	<b>32</b>
<b>3.7 – Avaliação macroscópica.....</b>	<b>33</b>
<b>3.8 – Avaliação histológica.....</b>	<b>34</b>
<b>4 - RESULTADOS E DISCUSSÃO.....</b>	<b>36</b>
<b>5 - CONCLUSÃO.....</b>	<b>47</b>
<b>6 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b>	<b>48</b>
<b>7 - ANEXO.....</b>	<b>55</b>

# 1 INTRODUÇÃO

Falhas ósseas de grandes dimensões provocadas especialmente por processos infecciosos, por fraturas, por ressecções neoplásicas ou decorrentes de malformações congênitas, são problemas de difícil solução, tanto na medicina humana, veterinária e odontologia. Se não tratados, tais problemas não teriam resolução espontânea ou a fariam lentamente e de forma incompleta. Ocorrências desta natureza são resolvidas principalmente através da substituição óssea, por vezes parcial ou total, e são realizadas através de técnicas de enxertiação óssea ou mais recentemente com a utilização de implantes derivados de biomateriais aloplásticos.

A enxertia óssea foi e ainda é a maneira mais corriqueira de substituir, reconstruir ou preencher falhas ósseas, porém situações dessa natureza também se beneficiam do uso de biomateriais aloplásticos. A utilização de biomateriais aloplásticos exhibe uma gama de vantagens quando comparada ao enxerto. Dentre essas pode-se citar a facilidade de aquisição e manipulação, baixo custo em relação aos bancos de ossos, diminuição dos riscos de transmissão de doenças e de contaminação (CALIXTO et al., 2001). Pode-se acrescentar, além das vantagens citadas, a facilidade de armazenagem, disponibilidade a qualquer hora e principalmente o fato de que se trata de material que permite “fabricar” e “moldar” qualquer peça de qualquer dimensão, dispensando a procura por enxerto de tamanho compatível.

Com base nessas informações, tem-se intensificado as pesquisas visando o desenvolvimento de materiais aloplásticos que apresentem as características adequadas de biocompatibilidade e osseointegração, e que superem as desvantagens da utilização dos enxertos ósseos.

No Brasil e no mundo é notável, tanto em clínicas e hospitais veterinários, o aumento da casuística de animais exóticos que são utilizados como animais de estimação. Esses animais são na sua maioria aves e entre seus problemas cirúrgicos as fraturas são os de maior destaque. Numerosas pesquisas apontam e indicam os mais diversos meios de resolver problemas ortopédicos em aves, porém

um método eficientemente seguro e universalmente utilizado ainda não foi estabelecido. Isso é particularmente verdade quando se trata de substituir segmentos ósseos. O interesse em conhecer um material eficiente nesses casos se apóia no fato de que as aves geralmente sofrem traumatismos de alta energia que somados à presença nesses animais de cortical óssea delgada, resultam em fraturas cominutivas com grandes perdas ósseas.

A inexistência de conhecimento sobre o comportamento do polímero de mamona em aves estimulou esse trabalho. O objetivo deste trabalho foi estudar o efeito clínico, radiológico, macroscópico e histológico da poliuretana derivada do polímero de mamona (*Ricinus communis*) implantada no úmero de codornas domésticas (*Coturnix japonica*) buscando avaliar sua biocompatibilidade e osseointegração.

## **2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA**

### **2.1 Anestesia e Cirurgia ortopédica aviária**

Com o advento dos animais exóticos, utilizados como bichos de estimação, o Médico Veterinário, cada vez mais se depara com os mesmos na clínica médica e cirúrgica. Desses os mais freqüentes são as aves e uma grande proporção dos problemas tem resolução cirúrgica. Entre os problemas cirúrgicos das aves, as fraturas são os de maior destaque (WESTFALL & EGGER, 1979). MACCARTNEY (1994) avaliou problemas cirúrgicos em 327 pombos e concluiu que as fraturas estão presentes em 70,3% dos casos.

O sucesso da cirurgia ortopédica em aves está diretamente relacionado com as técnicas utilizadas para anular as forças mecânicas de uma fratura. Para isso, é necessária uma imobilização eficiente, permitindo assim cicatrização rápida e retorno funcional do membro afetado (BUSH, 1977). Segundo WILLIAMS et al. (1987b) e MACCOY (1991), as manobras de reparo das fraturas em aves são idênticas àquelas realizadas em mamíferos. Primeiramente deve-se promover alinhamento dos fragmentos ósseos, manter a biomecânica normal e estabilização rígida, para promover rápida formação do calo ósseo, com conseqüente neoformação óssea. A completa cicatrização de uma fratura em uma ave depende ainda, do suprimento sangüíneo e da presença ou não de infecção (WITHROW, 1982) e ocorre mais rapidamente que em mamíferos devido ao alto metabolismo (NEWTON & ZEITLIN, 1977; WISSMAN, 1999).

Dentre as particularidades do tratamento das fraturas em aves citam-se: a difícil utilização, principalmente nas selvagens, de fixadores externos, dificuldade de ancoragem de pinos pela delgada cortical, presença de ossos pneumáticos, os quais têm contato direto com sacos aéreos e sistema respiratório, dificuldade de contenção ou restrição de movimentos no pós-operatório, principalmente naquelas aves que voam, dificuldade da administração de medicamentos, especialmente em aves selvagens, e outras intercorrências decorrentes do stresse (MACCOY, 1991).

Estudos ortopédicos em aves vêm sendo realizados com o intuito de encontrar uma maneira eficiente de proporcionar cicatrização óssea. Resultados satisfatórios, mas muitas vezes contraditórios foram encontrados, demonstrando a necessidade de mais pesquisas na área (ALIEVI, 2000).

A anestesia em animais diferentes daqueles corriqueiros que são levados a clínicas e hospitais veterinários, ainda é um grande desafio para médicos veterinários devido, principalmente, a deficiência de estudos e conseqüentemente suas publicações na área. As aves fazem parte desses animais que com freqüência necessitam serem submetidas à cirurgia e, portanto anestesia. O protocolo mais utilizado para anestesia de aves ainda é o uso da cetamina, por vezes associada a xilazina ou então a tiletamina associada ao uso do zolazepan. As doses para esses fármacos, na maioria das vezes são obtidas da indicação das bulas ou então através da experiência de pesquisadores renomados da área. O cálculo através da alometria visa obter uma dose mais específica para cada espécie, e principalmente, para aquelas que não são indicadas nas bulas. As doses obtidas levam em consideração o metabolismo do animal que é inversamente proporcional ao seu tamanho e peso, portanto quanto maior o animal menor o seu metabolismo e menor a dose em miligramas que ele recebe. As aves são, portanto uma classe taxonômica que merecem destaque, primeiro pelas características metabólicas aceleradas em relação aos mamíferos e segundo por serem animais cada vez mais comuns nas clínicas e hospitais veterinários (PACHALY et al., 2001; BOLSON, 2004).

## **2.2 Substituição, reconstrução ou preenchimento de falhas ósseas**

O tecido ósseo é freqüentemente acometido por defeitos causados por traumatismos, doenças de origens e comportamentos variados, infecções e deformidades congênitas. A correção dos defeitos decorrentes de perdas ósseas desperta grande interesse de pesquisadores, de forma que métodos auxiliares foram propostos com o intuito de melhorar a neoformação óssea. Fazem parte do grupo dos meios auxiliares os dispositivos de osteossíntese, como é o caso das placas parafusos e fios metálicos, e os materiais de preenchimento, representados pelos enxertos ósseos e de biomateriais (LANCE, 1985). Os resultados mais previsíveis

para substituição, reconstrução ou preenchimento de falhas ósseas ainda são obtidos com a utilização dos enxertos ósseos (CALIXTO et al., 2001).

É importante ressaltar que os enxertos ósseos são classificados de acordo com a diferença genética existente entre os organismos doadores e receptores, sendo classificados em autógenos ou autólogos (quando compostos por tecido do próprio doador), homólogos, homogêneos ou alógenos (obtidos de outro indivíduo da mesma espécie que o receptor) e heterogêneos ou xenogêneos ou ainda heterólogos (retirados de seres de uma espécie diferente do receptor) (LANCE, 1985). Um biomaterial ou material aloplástico significa um material sintético ou orgânico modificado em laboratório (MELLONIG, 1998).

Os enxertos ósseos autógenos têm o inconveniente da morbidade cirúrgica da fonte doadora, além da disponibilidade limitada de material. Os enxertos homólogos e heterogêneos, por sua vez, apesar de grandemente diminuídos os riscos de transmissão de infecções e de ativação do sistema imunológico do hospedeiro pelos processos de liofilização e congelamento, ainda apresentam a desvantagem dos altos custos dos bancos de ossos. Em vista disso, vêm sendo intensificadas as pesquisas que visam o desenvolvimento de materiais aloplásticos que apresentem as características adequadas de biocompatibilidade e osseointegração, e que superem as desvantagens da utilização dos enxertos ósseos (CALIXTO et al., 2001).

Em que pese a grande variabilidade de materiais que vem sendo desenvolvidos, testados e clinicamente utilizados para preenchimento ou substituição óssea, cada um deles com composição química e características físicas mais adequadas para cada situação, o requisito mínimo para a implantação no interior de tecidos biológicos é a biocompatibilidade. Qualquer material estranho colocado deliberada ou acidentalmente no interior de tecidos vivos provoca uma resposta, e não é a resposta em si, mas sua extensão, intensidade e duração que definem a biofuncionalidade do implante, e, portanto sua biocompatibilidade. Biofuncionalidade refere-se a propriedades mecânicas e físicas que habilitam um implante a desempenhar as funções esperadas, enquanto biocompatibilidade é definida como “um estado de mútua coexistência entre um material e o ambiente fisiológico, sem que um exerça efeito desfavorável sobre o outro” (BOSS et al. 1995).

### 2.3 Polímero de Mamona

Os materiais aloplásticos ou biomateriais mais comumente utilizados nas cirurgias médica e odontológica são os metais ou ligas metálicas (titânio, titânio–alumínio–vanádio, cobalto–cromo–molibdênio, ferro–cromo–níquel), as cerâmicas (hidroxiapatita, fosfato tricálcio, aluminatos de cálcio), os polímeros (silicones, poliamida, ácido polilático, ácido glicólico, polipropileno, polietileno, polimetilmetacrilato, politetrafluoretileno, poliuretanas), os compósitos (cerâmicas de vidro, cimentos de ionômero de vidro) e, mais recentemente, os vidros bioativos (PARR et al., 1993).

Os conhecimentos sobre bio-polímeros evoluíram muito nas últimas décadas, principalmente com o advento da primeira classe de poliuretanos, quando foi comprovada a superioridade das uretanas vegetais sobre as resinas derivadas de minerais (BAYER, 2003). O termo biomaterial pode ser definido como uma substância ou combinação de duas ou mais substâncias farmacologicamente inertes, de natureza sintética ou orgânica, que são utilizadas para melhorar, aumentar ou substituir, parcial ou integralmente, tecidos e órgãos (WILLIAMS, 1987a).

Os testes de biocompatibilidade são realizados tanto *in vitro* quanto *in vivo*. Entendendo-se que os primeiros testes *in vitro* devam ser completados por estudos *in vivo*, primeiramente em animais de laboratório, seguidos por investigações clínicas em humanos, todos estes, passos necessários para a avaliação completa de biomateriais em potencial (BOSS et al., 1995).

Desde a Segunda Guerra Mundial, o polímero de mamona é amplamente utilizado, para vários artefatos, de cabos telefônicos até material bélico. Sua aplicação médica foi descoberta quase por acaso após uma pesquisa realizada em 1985 pelo Grupo de Química Analítica e Tecnologia de Polímeros da Universidade de São Paulo, campus de São Carlos, para a Telebrás, interessada em cabos telefônicos. Na época, um grupo de médicos, que tratava pacientes com câncer de próstata, entrou em contato com os pesquisadores em busca de uma alternativa para o silicone, matéria prima cara usada na fabricação de próteses após orquiectomia. O grupo de pesquisadores passou então a testar alguns polímeros

inúteis para a Telebrás, e identificou a potencialidade do polímero de mamona que se tratava de um material a base de moléculas vegetais extraídas da mamona, com estrutura molecular semelhante a dos organismos vivos (AGÊNCIA NOTISA, 2005).

O polímero de mamona, que é obtido a partir de dois componentes básicos: polioli e pré-polímero (ambos obtidos por modificação do óleo da mamona, usando técnicas especiais de ativação uretana), é um bioativo, com módulo e elasticidade similar ao osso humano. É sintetizado a partir do óleo da mamona que é extraído de uma oleaginosa, da divisão *Magnoliophyta*, classe *Magnoliopsida*, sub-classe *Rosidae*, ordem *Euforbiales*, família *Euforbiaceae*. Foi quimicamente desenvolvido para prover sítios ativos [Grupos de hidroxila (-OH) reagindo com os grupos isocianato (-NCO)] e o carbonato de cálcio, como material de preenchimento não ativo (CHIERICE, 2003). A função do carbonato de cálcio é fornecer íons para facilitar a troca iônica na interface osso-resina, aumentar a deposição de cálcio na matriz colagenosa e aumentar o nível de dissolução do material, mantendo a superfície em constante troca iônica (COSTA et al., 1997). Com reação de policondensação obteve-se o polímero bioethano, com uma proporção controlada e balanceada, de um (-OH) para um (-NCO) nos seus sítios ativos (CHIERICE, 2003). OHARA et al. (1995) destacam o interesse da obtenção de resinas poliuretanas a partir da biomassa de origem vegetal, em um país com potencial agroindustrial como o Brasil, salientando o potencial oleoquímico de plantas oleaginosas como a mamona.

De acordo com CHIERICE (2003), o implante de mamona é um produto natural, não sujeito a rejeição, com novos tecidos se formando a partir da base formada pelo mesmo, que serve como uma espécie de “ponte” entre os fragmentos ósseos já existentes. CAVALCA (2003) utilizou em humanos a poliuretana de mamona, em casos iniciais de artrose-desgaste da articulação, como em casos de doenças que levam à degeneração articular, e teve resultados satisfatórios de recuperação biomecânica dos pacientes. HIRAKI (2003), utilizando células da medula óssea de ratos, testou e confirmou a biocompatibilidade *in vitro* do polímero de mamona. Outro estudo *in vitro* foi realizado no intuito de conhecer as propriedades mecânicas da poliuretana derivada do óleo da mamona, visando o seu emprego na confecção de implantes de tendões flexores para mão. Foram testados, o polímero na forma pura e associado ao poliéster. Os corpos de prova foram

submetidos a ensaios de tração em máquina universal de ensaios, sendo analisados os parâmetros de força de (1) resistência à ruptura, (2) tensão máxima, (3) deformação (alongamento), (4) resiliência e (5) módulo elasticidade. Concluiu-se que, na forma associada, a poliuretana derivada do óleo da mamona constitui um material adequado para a confecção de implantes de tendão, passivos ou ativos (FONSECA, 1997).

PIRES (2003) avaliou a osseointegração de implantes, com três formulações de poliuretana derivada da mamona, em fêmur de coelhos, testando o polímero de mamona puro e misturado a carbonato de cálcio ou a fosfato de cálcio. O polímero de mamona puro apresentou menores índices de osseointegração, quando acrescido de carbonato de cálcio apresentou índice de osseointegração intermediário e acrescido de fosfato de cálcio, apresentou o maior índice de osseointegração. LEONEL et al. (2005) estudaram a ação do polímero de mamona durante a neoformação óssea em ratos e concluíram que esse material auxiliou no processo regenerativo do defeito ósseo criado experimentalmente, atuando como um agente osteocondutor. Em um estudo, em que se implantou a poliuretana em cães na idade de crescimento, MARIA et al. (2003) concluíram que o material é biocompatível, comportando-se como espaçador ósseo, porém, sem osseointegração. MARIA et al. (2004), em um experimento que objetivava tratar luxação medial de patela, implantaram a poliuretana em sulco confeccionado na face medial proximal da tíbia de cães imaturos e concluíram que, além de ser biocompatível, o material ajuda a promover deslocamento lateral da crista tibial.

DEL CARLO et al. (2003), no intuito de reparar falhas ósseas, implantaram a poliuretana derivada da mamona associada ou não a medula óssea autógena em defeitos causados experimentalmente no rádio de coelhos e em sítios heterotópicos, usando para tal o músculo reto abdominal. Observaram que, quando foi associado à medula, o implante permitiu a ocorrência de osteocondução e osteogênese progressiva, com migração de capilares, tecidos perivasculares e células osteoprogenitoras entre os poros, e tecido fibrovascular invadindo a superfície do implante. Os autores concluíram tratar-se de material biocompatível e apropriado para o objetivo. No sítio heterotópico, o implante foi histologicamente incapaz de osteoindução e em ambos os sítios de implantação foram identificadas células gigantes e tecido fibroso envolvente.

Na odontologia, numerosas pesquisas vêm sendo publicadas a respeito da utilização da poliuretana derivada da mamona. PERASSI (2004) comparou a resposta tecidual o cimento EndoREZ® a um cimento experimental derivado do polímero de mamona (Poliquil®), ao Endofill® e ao Sealapex®. Para isso, tubos de polietileno contendo os cimentos e o grupo controle, foram implantados em dois sítios cirúrgicos preparados no tecido subcutâneo dorsal de camundongos. Após sete e 50 dias o autor avaliou histologicamente os tecidos dos sítios e verificou que houve, discreto ou moderado infiltrado inflamatório dos materiais testados durante os dois períodos, com exceção do cimento experimental derivado do polímero de mamona, o qual apresentou ótimo comportamento biológico mostrando seu potencial para desenvolvimento de um novo material obturador de canais radiculares. PASCON (1999) comparou a toxicidade *in vitro* da poliuretana à de quatro materiais comerciais utilizados para obturação de canal radical e concluiu que o derivado da mamona apresenta condições para ser considerado material obturador de canal radicular.

Na neurocirurgia o polímero de mamona foi utilizado na forma de placas e parafusos (blocos pré-moldados) para fixação cervical, também na fase adesiva como substitutivo do enxerto de crista ilíaca nas intervenções para hérnia de disco cervical e discoartroses. Pelas suas propriedades distintas do material em termos de elasticidade, absorção de impacto, biocompatibilidade e osseointegração, o emprego do polímero na forma de placas e parafusos oferece uma condição mais fisiológica de fixação cervical quando comparado com os mesmos materiais fabricados com titânio (ARA, 2005). BUCCARI (2005) utilizou a poliuretana derivada do óleo de mamona em 40 casos de cirurgia da coluna cervical, tanto na forma de placa e parafuso (bloco pré-moldado) quanto na forma plástica (moldável), não observando sinais de infecção nem de inflamação em nenhum caso. Nas avaliações radiológicas realizadas 16 meses após a cirurgia, verificou fusão e fixação das vértebras e através da densitometria óssea observou osseointegração de placas e parafusos fabricados a partir do polímero.

O polímero de mamona, a exemplo dos outros polímeros pode ter formas físicas variadas, como líquida para preencher espaços, fibra para materiais de sutura, filme e sólida para aplicação cosmética e mecânica. Graças a essa característica, esse material pode ser utilizado não somente na cirurgia ortopédica

ou odontologia, como também em cirurgias de tecidos moles, pois além de biocompatível pode ser manipulado e implantes podem ser confeccionados sob medida (PARK & LAKES, 1992). Segundo VIANA (1997) as vantagens apresentadas pelos polímeros de poliuretano como o de mamona é que possibilitam ampla variedade de aplicações médicas, destacando-se principalmente suas texturas variáveis, desde as mais flexíveis, como a dos elastômeros, até as mais rígidas, como a dos cimentos ósseos.

REZENDE et al. (2001) implantaram a prótese de poliuretano na forma elastomérica em um defeito causado pela retirada experimental de um segmento do tendão calcâneo de coelhos com o objetivo de avaliar a eficiência da prótese de poliuretano de mamona como substitutivo parcial do tendão calcâneo comum. Eles observaram que o material não induziu reação desfavorável que comprometesse a cicatrização tendínea, podendo ser indicado como substituto de tendão. Os autores destacam ainda que a prótese na forma elastomérica tem propriedades como textura e flexibilidade semelhantes à do tecido tendinoso, pode ser confeccionada na forma e no tamanho almejados e permite ser moldada, cortada e esterilizada por calor úmido. GERMANI et al. (2005) implantaram placas na forma elastomérica do polímero de mamona na face externa da orelha de cães, no intuito de testar a biocompatibilidade do material e obter um método alternativo para a correção de quedas de orelha. Os autores observaram clinicamente que não houve nenhuma reação ao implante e histologicamente não observaram infiltrados de células inflamatórias em nenhum período estudado que variou de 30 a 120 dias, indicando o material para o propósito.

Outra forma bastante utilizada do polímero de mamona, tanto na medicina quanto na engenharia civil é a forma plástica adesiva. Os selantes à base do polímero de mamona, têm excepcional resistência química e à ação de substâncias agressivas como ácidos, bases e sais. Inicialmente foram utilizados na construção civil como impermeabilizante de superfícies, principalmente as de concreto armado. Apresentam elevada elasticidade e durabilidade, impermeabilidade a líquidos e gases, grande resistência aos raios ultravioletas, ausência de retração volumétrica após a cura, excelente penetração nos poros abertos da superfície, não produção de vapores tóxicos durante manipulação, bem como endurecimento e cura rápidos (RAMOS, 1984).

STURION et al. (2004) utilizaram o polímero de mamona na forma adesiva para a impermeabilização de lesões podais de causas diversas, em bovinos e concluíram que o produto possibilita a perfeita reconstituição de falhas ou perdas de segmento do casco. Entretanto, a aplicação do produto sobre a ferida deve ser realizada somente após o início da epitelização devido ao fato de que o material não adere bem a superfícies úmidas.

É grande o interesse dos pesquisadores em conhecer as propriedades do polímero de mamona após sua implantação. Avaliações por imagem foram documentadas por SILVA (1997), que estudou o comportamento do tecido ósseo, frente ao implante da poliuretana derivada da mamona em rádio de coelhos, pela análise quantitativa das radiopacidades em imagens radiográficas convencionais. O autor concluiu pela análise quantitativa de radiopacidade proposta que as radiografias convencionais padronizadas e com qualidade são excelentes meios para investigação não invasiva do comportamento biológico do tecido ósseo, e o critério pré-estabelecido, sistematiza e confere reprodutibilidade aos estudos radiográficos do processo de reparo ósseo e das relações de interface na pesquisa de materiais aloplásticos utilizados como substitutos ósseos biocompatíveis.

Em outro estudo, comparando a densidade radiográfica digital com a convencional do tecido ósseo, face ao implante do polímero de mamona em coelhos, TAVANO (1999) concluiu que a imagem radiográfica digital tem a mesma qualidade diagnóstica da radiografia convencional. FUCHS (1995) utilizou a radiografia para avaliar o polímero de mamona usado no tratamento da osteomielite de calcâneo em um paciente humano com história crônica da doença e obteve sucesso no tratamento permanecendo o material no local implantado com imagem radiográfica compatível com as trabeculações de osso normal.

As avaliações macroscópicas e histológicas do comportamento do material após implantação ou da reação dos sítios de implantação, também são bastante executadas com o intuito de observar características de biocompatibilidade, osseointegração, osseoindução e reação inflamatória, entre outras (CALIXTO et al., 2001).

## 3 MATERIAL E MÉTODOS

### 3.1 Tratamento dos animais

Os animais utilizados nessa pesquisa foram tratados segundo as normas estabelecidas pelo Colégio Brasileiro de Experimentação Animal (COBEA). Foram utilizadas 20 codornas domésticas (*Coturnix japonica*), adultas, machos e fêmeas, adquiridas em casa agropecuária. Esses animais passaram por exame clínico geral e foram mantidos em gaiolas individuais, situadas em um galpão semifechado, por um período de adaptação e por todo o experimento, recebendo água e ração comercial *ad libidum*. Na ocasião do exame clínico os animais receberam uma dose de ivermectina<sup>a</sup>, administrada por via oral com dose calculada por extrapolação alométrica interespecífica usando como modelo um bovino de 400 Kg. Separadas em quatro grupos de cinco animais escolhidos ao acaso, as aves foram submetidas ao implante de um pino fabricado a partir do polímero de mamona, no úmero esquerdo, por meio de procedimento cirúrgico.

### 3.2 Pré-operatório, anestesia e preparação do campo cirúrgico.

No pré-operatório, cada animal passou por um período de jejum sólido de três horas e hídrico de duas horas. A indução à anestesia geral dissociativa, foi efetuada, com uma associação de cloridrato de cetamina<sup>b</sup>, cloridrato de xilazina<sup>c</sup>, sulfato de atropina<sup>d</sup> e citrato de fentanila<sup>e</sup>, na mesma seringa, sem pré-medicação. A dose foi calculada por extrapolação alométrica interespecífica, usando como modelo as doses máximas para um cão de 10 Kg. A associação de fármacos foi administrada no músculo peitoral superficial com os animais contidos fisicamente. Após a indução, procedeu-se intubação oro-traqueal, utilizando para isso uma sonda

---

<sup>a</sup> Ivomec® - Bayer – Belford Roxo - RJ

<sup>b</sup> Ketamin-S(+) – Cristália – Itapira - SP

<sup>c</sup> Rompun® - Bayer – Belford Roxo - RJ

<sup>d</sup> Atropina – Hypofarma – Ribeirão das Neves - MG

<sup>e</sup> Fentanest – Cristália – Itapira - SP

urinária número seis, que era introduzida até a entrada da cavidade celomática e presa ao bico das aves com a utilização de esparadrapo comum.

Através da intubação e de uma válvula T de *Baraka*, os animais receberam oxigênio a 100%. Em um vaporizador universal, colocou-se anestésico inalatório (halotano<sup>f</sup>) que foi vaporizado e utilizado sempre que o plano anestésico superficializasse. Uma vez anestesiadas, as aves foram submetidas a depenação da região umeral esquerda e posicionadas na mesa cirúrgica em decúbito lateral direito, sobre uma bolsa térmica contendo água aquecida. Presas mediante a aplicação de esparadrapo aderido à mesa e aos membros posteriores e igualmente procedeu-se na região cervical. Em seguida procedeu-se anti-sepsia com gluconato de clorexidina<sup>g</sup> a 4% (Figura 1). O passo seguinte consistiu da colocação de campos cirúrgicos, tanto na parte distal da asa operada quanto no corpo do animal, isolando a área a ser operada (Figura 2). Os instrumentos cirúrgicos utilizados para a implantação do pino de polímero de mamona consistiram de materiais usualmente utilizados em cirurgia oftálmica.

### **3.3 Confeção do pino de polímero de mamona**

Para a confecção dos pinos a biomassa foi preparada conforme as proporções recomendadas pelo fabricante, utilizando 20 gramas de carbonato de cálcio, 16 mililitros de polirol e 20 mililitros de pré-polímero.

Os componentes foram misturados até que fosse obtida uma mistura homogênea de consistência semelhante a uma massa de moldar. Essa massa foi dividida em pequenas porções que foram roladas com uso dos dedos até que tomassem a forma de um pino, com espessura de diâmetro de um e meio mm. A uniformidade da espessura foi obtida através de escultura com bisturi. Os pinos moldados foram acondicionados em recipientes metálicos e esterilizados por calor úmido antes da implantação.

---

<sup>f</sup> Halothano – Cristália – Itapira - SP

<sup>g</sup> Gluconato de Clorexidina – Dermaris – Santa Maria – RS - Farmácia de Manipulação