

**UNIVERSIDADE DO ESTADO DO AMAZONAS  
ESCOLA SUPERIOR DE TECNOLOGIA  
GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECATRÔNICA**

**ANNIE CHRISTINA ALENCAR BRITO**

**UTILIZAÇÃO DA RESINA DE POLIURETANA VEGETAL PARA RECONSTRU-  
ÇÃO DE FALHAS ÓSSEAS: REVISÃO**

**Manaus**

**2016**

**ANNIE CHRISTINA ALENCAR BRITO**

**UTILIZAÇÃO DA RESINA DE POLIURETANA VEGETAL PARA RECONSTRUÇÃO DE FALHAS ÓSSEAS: REVISÃO**

Proposta de monografia desenvolvida durante a disciplina de Trabalho de Conclusão de Curso II e apresentada à banca avaliadora na Escola Superior de Tecnologia como requisito para obtenção do título de Engenheira Mecatrônica.

Área de concentração: Bioengenharia

*ORIENTADOR:*

*Prof. Dr. João Evangelista Neto*

Manaus

2016

**ANNIE CHRISTINA ALENCAR DE LIMA**

**UTILIZAÇÃO DA RESINA DE POLIURETANA VEGETAL PARA RECONSTRUÇÃO DE FALHAS ÓSSEAS: REVISÃO**

Proposta de monografia desenvolvida durante a disciplina de Trabalho de Conclusão de Curso II e apresentada à banca avaliadora na Escola Superior de Tecnologia como requisito para obtenção do título de Engenheira Mecatrônica.

Aprovado em \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_, por:

---

Orientador: Prof.º Dr. João Evangelista Neto  
Universidade do Estado do Amazonas

---

Prof.º André Dias de Lima Machado  
Universidade do Estado do Amazonas

---

Prof.º M.Sc. José Luiz Samsone  
Universidade do Estado do Amazonas

## AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar a Deus, que sempre me dá forças para superar as dificuldades.

A meu marido Diorge Ramon Andrade Brito, e filhas Stefannie Alencar Areque e Sofia Alencar Brito, que nos momentos de minha ausência dedicados a estudo superior, sempre fizeram entender que o futuro é feito a partir da constante dedicação no presente.

A minha mãe Terezinha de Jesus Alencar de Lima, pela sua dedicação e ajuda na minha vida pessoal e profissional e minha bisavó Maria Nunes Alencar *in memória*, que sempre ajudou e apoiou minhas decisões.

Ao meu orientador Prof. Dr. João Evangelista e ao coordenador do curso de Engenharia Mecatrônica Prof. Charles de Mello pelo suporte na elaboração e incentivo deste trabalho.

Aos amigos da faculdade, companheiros de trabalhos e irmãos na amizade que direta ou indiretamente fizeram parte da minha formação e que vão continuar presentes em minha vida com certeza.

*“Espera pelo Senhor, tem bom ânimo e  
fortifique-se o teu coração: espera, pois, pelo Senhor”*

*(Salmos 27:14)*

## RESUMO

Como objetivo substituir tecidos ou órgãos lesionados iniciou-se efetivamente só a partir da Segunda Guerra Mundial com investigação e desenvolvimento de novos materiais com melhores propriedades para uso industrial e tecnológico, por consequência houve uma evolução no campo médico. Durante a guerra do Vietnã os médicos tinham a necessidade de reconstruir e reparar grandes perdas do tecido ósseo devido a mutilações severas, e por falta de ossos em quantidade suficiente, motivou o surgimento de novas alternativas, que incluíram novos materiais biocompatíveis, tanto metais como cerâmicos e também poliméricos. Nos anos atuais, as lesões do tecido ósseo podem ser causadas por traumatismos, infecções, tumores, deformidades congênitas, envelhecimento do indivíduo ou decorridos por defeitos pós-operatórios, assim cientistas e clínicos vêm se envolvendo no desenvolvimento e investigações de materiais de alta tecnologia para aplicações biomédicas. A grande dificuldade encontrada pelos pesquisadores na área de materiais é encontrar um biomaterial, ou seja, um material compatível com o organismo com propriedades químicas e mecânicas, que permita um crescimento ósseo ou neoformação óssea, e que limite a chance de infecção. Utilizados para melhorar, aumentar ou substituir, parcial ou integralmente tecidos ou órgãos. Neste será abordado os conceitos fundamentais para o desenvolvimento do trabalho em pesquisa levantando conceitos sobre os biomateriais, tecido ósseo, avaliação da biocompatibilidade, em especial sobre a resina poliuretana. Abordando um estudo bibliográfico dos últimos anos.

## **ABSTRACT**

Intended to replace damaged tissues or organs began effectively only from the Second World War with research and development of new materials with improved properties for industrial and technological use, therefore there was an evolution in the medical field. During the Vietnam war the doctors had the need to rebuild and repair large loss of bone tissue due to severe mutilations, and lack of bones in sufficient quantity, motivated the emergence of new alternatives, which included new biocompatible materials, both metals and ceramics and also polymeric. In current years, the bone tissue injuries can be caused by trauma, infection, tumors, congenital deformities, individual aging or after a postoperative defects, so scientists and clinicians have been involved in the development and high-tech materials research to biomedical applications. The major difficulty encountered by investigators in the field of materials is finding a biomaterial, that is, a material compatible with the body with chemical and mechanical properties, which enable a bone growth or bone regeneration, and to limit the chance of infection. Used to improve, augment or replace partially or fully tissues or organs. This will address the fundamental concepts for the development of research work raising concepts of biomaterials, bone tissue, evaluation of biocompatibility, in particular on the polyurethane resin. Addressing a bibliographic study in recent years.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Esquema da evolução dos biomateriais na substituição óssea. Fonte: RIBEIRO, 2013, p. 23. ....	21
Figura 2 – (a) Mamona. Rícinos comuns, classe Didicotiledonia, Ordem Geraneaces e Família Euforbaceaes. (b) Bloco pré-moldado do polímero da mamona fabricado pela POLIQUIL. Fonte: GONÇALVES, 2002, p. 43. ....	27
Figura 3 – (a) Prótese sob medida da parte do crânio e da mandíbula. (b) Na parte superior, globo ocular para manter o movimento os olhos e na parte inferior, dois tipos de próteses, lombar e vertical. Fonte: CANGEMI, 2009, p.161. ....	35
Figura 4 – Cirurgia buco-maxilar. Fonte: NETO .....	36
Figura 5 – Cirurgia ortopédica. Fonte: NETO.....	36
Figura 6 – Cranioplastia. Fonte: NETO.....	37
Figura 7 – Exame tomográfico do paciente e produto final customizado. Fonte: MAXIMPLANT, 2015 .....	38

## LISTA DE TABELAS E QUADROS

Tabela 1 – Principais aplicações dos biomateriais. ....	23
Tabela 2 - Biomateriais e sua classificação como biotolerados, bioinertes e bioativos. ....	24
Tabela 3 - Aplicações industriais de derivados do óleo da mamona. ....	26
Tabela 4 - Composição média do óleo da mamona ou óleo de rícino/cadeia de ácidos graxos. .....	27
Tabela 5 – Características e aplicações das empresas Maximplant e Supriquali. ....	39

## SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO .....	12
1.1 INTRODUÇÃO .....	12
1.2 PROBLEMÁTICA .....	13
1.3 JUSTIFICATIVA .....	14
1.4 OBJETIVOS .....	15
1.4.1 Geral .....	15
1.4.2 Específico .....	15
1.5 MOTIVAÇÃO .....	15
1.6 METODOLOGIA .....	15
2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA .....	16
2.1 TECIDO ÓSSEO .....	16
2.1.1 Substância fundamental ou colágena .....	16
2.1.2 Células do tecido ósseo .....	17
2.1.3 Variedades .....	17
2.1.4 Perióstio .....	18
2.1.5 Medula Óssea .....	18
2.1.6 Formação do tecido ósseo .....	18
2.1.7 Remodelação óssea .....	19
2.1.8 Reparação do tecido ósseo .....	19
2.2 BIOMATERIAIS .....	20
2.2.1 Classificação dos biomateriais quanto a origem .....	21
2.2.2. Classificação dos biomateriais quanto a resposta biológica .....	23
2.2.3 Classificação dos biomateriais quanto a propriedade biológica .....	25
2.2.4 Classificação dos biomateriais quanto as características dos materiais .....	25
2.3 RESINA POLIURETANA DE MAMONA .....	25
3. ESTUDO EXPERIMENTAL .....	28
3.1 ESTUDO DA BIOCAMPATIBILIDADE DA RESINA PU .....	28
3.2 ESTUDO DAS PROPRIEDADES FÍSICO- QUÍMICAS DA RESINA PU .....	31
3.2.1 Teor de água .....	31
3.2.2 Índice de acidez .....	32
3.2.3 Índice de iodo .....	32
3.2.4 Índice de saponificação .....	33
3.2.5 Índice de peróxido .....	33

3.2.6 Índice de refração.....	34
4.DISSCUSSÕES E CONCLUSÃO .....	35
5.REFERÊNCIAS .....	41

# 1.INTRODUÇÃO

## 1.1 INTRODUÇÃO

A Bioengenharia engloba conhecimentos de áreas que se complementam: a Engenharia e a Biomedicina. A atuação do bioengenheiro no Brasil se dá em geral nos hospitais, em laboratórios de análises clínicas e na indústria de instrumentação hospitalar, biológica e de engenharia biológica. O bioengenheiro projeta e mantém funcionando equipamentos e instrumentos para substituir ou complementar, temporária ou permanentemente, a função de um órgão, por exemplo.

A engenharia tecidual tem apresentados grandes avanços, possibilitando o desenvolvimento e o aperfeiçoamento de novos biomateriais que restaurem, melhorem ou impeçam o agravamento da função tecidual comprometida.

A reconstrução de falhas ósseas é feita quando uma parte do organismo perde sua função ou morfologia devido a dano traumático, a processo patológico ou, até mesmo, o envelhecimento do indivíduo. O defeito produzido pode ser tratado ou corrigido por duas maneiras: a transplantação na qual podem ser utilizados tecidos ou órgãos; ou a implantologia que utiliza materiais artificiais para restaurar a função ou a morfologia.

Materiais utilizados como implantes surgiram com a necessidade de reaver as funções perdidas de partes do corpo. Relatos indicam que os romanos, os chineses e os astecas usavam ouro na substituição de dentes a mais de 2000 anos (Ratner,2004). O uso dos materiais na medicina somente tornou-se prático com o advento de técnicas cirúrgicas desenvolvidas pelo Dr. J. O Lister em 1860. Procedimentos cirúrgicos anteriores que envolviam biomateriais ou não, eram geralmente mal sucedidos em consequência das infecções que eram exacerbadas na presença destes materiais. Placas de ossos foram introduzidas no início do século XX com o objetivo de fixar fraturas de ossos longos. Em 1930 foram introduzidos aços inoxidáveis e ligas de cromo e cobalto, que obtiveram grande sucesso na fixação de fraturas, aparecendo as primeiras cirurgias de substituição de articulação (Bronzino,1999). Quanto aos polímeros, pilotos de aviões da II Guerra Mundial que foram feridos por fragmentos de plástico (polimetilmetacrilato) do “cockpit” das aeronaves não sofreram reações crônicas adversas devido a presença dos fragmentos plásticos no corpo, tornando o uso do polimetilmetacrilato (PMMA) difundido no uso

de implante na substituição de córnea e para substituição de ossos do crânio devido a trauma. Em 1950, foram feitos os primeiros experimentos de substituição de vasos sanguíneos, em 1960 da válvula do coração e também de articulações cimentadas. No início do século passado, plásticos sintéticos tornaram-se disponíveis e a sua facilidade de fabricação levou a muitos implantes experimentais, dando início ao entendimento sobre estes materiais.

Devido ao avanço de muitas áreas de ciência e tecnologia muitos biomateriais são utilizados para a confecção de moldes para a bioengenharia de tecido óssea como: polietilenos, cerâmicas, titânio, silicone e polimetilmetacrilato que são manufacturados ou processados para se adequarem à utilização em dispositivos médicos que entram em contato íntimo com proteínas, células, tecidos, órgãos e sistemas orgânicos. O grande desafio dos pesquisadores é encontrar biomateriais que devem apresentar características como biocompatibilidade, não serem tóxicos ou carcinogênicos, apresentar densidade e pesos adequados, devem demonstrar resistência mecânica, elasticidade e estabilidade química e mecânica, e se possível baixo custo.

## 1.2 PROBLEMÁTICA

As lesões do tecido ósseo podem ser causadas por traumatismos, infecções, tumores, deformidades congênitas, envelhecimento do indivíduo ou decorridos por defeitos pós-operatórios. Os traumas crânio-maxilo-faciais são responsáveis por um número expressivo nos atendimentos de urgência e emergência e em alguns casos evoluem com sequelas e comprometimento estético e funcional, necessitando em algumas ocasiões de tratamento cirúrgico e da utilização de biomateriais.

Dentre os biomateriais disponíveis no mercado atualmente pode-se dispor de materiais inertes, as cerâmicas e os biopolímeros.

A desvantagem da utilização dos metais inertes é o fato de não haver aderência adequada entre estes materiais e o osso, podendo ocorrer fenômenos de oxidação e interferir na durabilidade destes implantes. A longa permanência dos implantes metálicos no organismo pode acarretar questões como corrosão, imunogenicidade, carcinogenicidade e alterações biomecânicas da fisiologia óssea. Em decorrência desses fatos, alguns Serviços orientam para uma segunda intervenção no sentido de retirar o material, o que implica em novos custos e riscos para o paciente.

O tamanho e regularidade dos poros constituem um fator crítico nos implantes de cerâmicas, tanto pela resistência física quanto pela permissibilidade da penetração tecidual e formação óssea, devendo haver um balanço, onde os poros devem ser grandes o suficiente para permitir a penetração do tecido neoformado, porém devem ter diâmetros pequenos o bastante para suportar forças de compressão.

No campo dos biopolímeros, dentre eles o polimetilmetacrilato, politetrafluoroetileno (teflon), polietileno, poliéster e silicones, a pesquisa tomou enorme impulso, com inúmeras aplicações nas áreas de implantes odontológicos, cardiovasculares, neurocirúrgico, ortopédico e outras. A utilização do polimetilmetacrilato apresenta alguns inconvenientes, como o fato de desprender calor, causando necrose dos tecidos vizinhos, emitir gases tóxicos e ainda provocar fenômenos tromboembólicos, quando preparados durante o ato cirúrgico e submetidos ao processo de polimerização *in vivo*.

### 1.3 JUSTIFICATIVA

Com o objetivo de melhorar a qualidade de vida dos seres humanos e sua longevidade associada com a funcionalidade perfeita de seus membros e órgãos, surge a necessidade de encontrar alternativas de se reparar tecidos vivos lesionados com estudos de um material que respeite as propriedades de osteoindução, osteocondução, osteointegração e regeneração. Sendo assim, os materiais poliméricos destacam sobre os metais e cerâmicos devido a sua elasticidade, baixa densidade, a sua versatilidade de processamento e moldagem, podendo ser sintetizados com diferentes propriedades mecânicas.

A resina de poliuretana derivada do óleo de mamona apresenta uma fórmula molecular que tem mostrado, além de sua compatibilidade com os tecidos vivos, aspectos favoráveis de processabilidade; flexibilidade de formulação; versatilidade de temperatura de cura e controle de pico exotérmico na transição líquido-gel; excelentes propriedades estruturais; ausência de emissão de vapores tóxicos; bom poder de adesão; não libera radicais tóxicos quando polimerizados e implantados *in vivo* e o baixo custo.

## 1.4 OBJETIVOS

### 1.4.1 Geral

Fazer uma revisão literária sobre a biocompatibilidade e propriedades físico-químicas da resina poliuretana (PU) para reconstrução de falhas ósseas.

### 1.4.2 Específico

- Realizar um estudo sobre os principais biomateriais utilizados e a sua interação com o tecido vivo;
- Comparar e apresentar o material e sua eficiência;
- Realizar um estudo da biocompatibilidade e propriedades físico-químicas do material;

## 1.5 MOTIVAÇÃO

Encontrar um material compatível com o organismo, para que o mesmo possa reconhecê-lo como parte de sua estrutura, permitindo o crescimento ósseo ou neoformação óssea.

## 1.6 METODOLOGIA

Neste trabalho será realizado um estudo bibliográfico do tecido ósseo, dos biomateriais, em especial do PU, das propriedades físico-químicas e da biocompatibilidade. As fontes utilizadas para obtenção de dados envolvem artigos científicos, revistas, livros baseados nos temas e trabalhos científicos.

## 2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

### 2.1 TECIDO ÓSSEO

O tecido ósseo é especializado no suporte de forças e tensões que lhe são transmitidas pelos músculos esqueléticos, o osso é um dos tecidos mais resistentes e duros do organismo humano. Para além das funções de suporte, proteção e locomoção, o osso também é um reservatório importante de minerais, com um papel ativo na regulação do equilíbrio orgânico.

#### 2.1.1 Substância fundamental ou colágena

A substância fundamental ou colágena é essencialmente resistente em virtude de sua impregnação pelos sais calcários, tomando o nome de osseína. O tecido ósseo origina-se de uma transformação metaplástica do tecido conjuntivo. Ele apresenta características especiais que o identificam facilmente entre os demais tecidos: substância colágena calcificada; resistência acentuada (constituindo o arcabouço dos animais vertebrados); consistência dura; presença do sistema de Havers na estrutura.

*Sistema de Havers:* ao ser examinado no microscópio um corte transversal de um osso longo observa-se que a substância fundamental está constituída de "lamelas" ("laminas"), formando cilindros concêntricos em volta de um orifício central - o canal central de Havers, onde transitam vasos e nervos. A este conjunto é denominado de sistema de Havers ou osteônios. Observa-se, ainda, em torno do canal central, cavidades abrigando, no seu interior, células. Estas cavidades ovais comunicam-se com o canal de Havers por meio de canaliculos.

### 2.1.2 Células do tecido ósseo

Esse tecido é um tipo especializado de tecido conjuntivo formado pela matriz óssea e células denominadas osteócitos, osteoblastos e osteoclastos. Os ossos são cobertos por camadas de tecido e células, constituindo o perióstio e endóstio.

Metade da matriz óssea é formada por matéria inorgânica tendo presentes bicarbonato, magnésio, potássio, sódio, citrato e íons fosfato e cálcio, sendo estes dois os mais frequentes. Possui uma região chamada de capa de hidratação, que facilita a troca de íons. A parte orgânica é formada por fibras colágenas.

Os osteócitos são células achatadas e fusiformes que se localizam no interior da matriz óssea em lacunas. São vias de transportes de nutrientes e metabólitos entre os vasos sanguíneos e a morte destes confere a reabsorção da matriz. Durante a formação dos ossos vai ocorrendo a mineralização da matriz e os osteoblastos que acabam ficando em lacunas e diminuem a atividade metabólica

Os osteoblastos são células jovens que sintetizam a região orgânica da matriz óssea e participam da mineralização da matriz uma vez que possuem a capacidade de concentrar fosfato de cálcio, ou seja, produz a matriz óssea durante a reparação ou o desenvolvimento do tecido ósseo. Aprisionados pela matriz recém-sintetizada, passam a ser chamado de osteócitos.

Os osteoclastos são células gigantes, móveis e ramificadas irregularmente, com vários núcleos. Secretam substâncias com colagenase, que dirigem a matriz orgânica e dissolvem sais de cálcio

O endóstio é formado por uma camada células achatadas e reveste algumas regiões, como a camada medular, o canal de Havers e o de Volkman.

O perióstio possui fibras colágenas, fibroblastos e células que se multiplicam por mitose, auxiliando no crescimento de ossos reparação de fraturas.

### 2.1.3 Variedades

Admite-se três variedades de tecido ósseo:

1. Tecido embrionário: existe no osso jovem e no calo de fraturas;

2. Tecido compacto: é constituído por lâminas ósseas, formando cilindros concêntricos e canais de Havers. É encontrado na diáfise dos ossos longos e nas camadas periféricas dos ossos curtos e chatos;

3. Tecido esponjoso: é menos resistente, poroso, e desprovido de sistema de Havers. É encontrado na epífise dos ossos longos e nos ossos curtos.

#### **2.1.4 Perióstio**

O perióstio é uma membrana fibrosa que recobre a superfície óssea, exceto em extremidades particulares. O perióstio possui uma vascularização especial, o que lhe permite funcionar como elemento regenerador do osso quando este se fratura. Os seus vasos capilares penetram nos canais de Havers assegurando a nutrição do osso.

#### **2.1.5 Medula Óssea**

A medula óssea é uma substância de consistência mole, de natureza conjuntiva e rica em células adiposas. Está alojada no canal medular dos ossos longos, sendo encontrada em menor quantidade no tecido ósseo esponjoso. É um tecido de função hematopoética, isto é, responsável pela formação das células sanguíneas.

#### **2.1.6 Formação do tecido ósseo**

A ossificação se desenvolve e se forma de três modos distintos: endocondral, intramembrosa e sutural.

A ossificação endocondral, que ocorre em ossos curtos e longos, consiste na substituição gradativa do tecido cartilaginoso por tecido ósseo, é assim que se forma a maioria dos ossos do nosso corpo.

A ossificação intramembranosa tem início quando células mesenquimatosas se transformam em osteoblastos, estes produzem matriz (osteóide), que se ao mineralizar formam os osteócitos. Esses centros de ossificação confluem e dão aspecto esponjoso ao osso. Entre as travessuras ósseas, estão vasos e células indiferenciadas, que irão dar origem a medula óssea.

A ossificação sutural é um tipo de ossificação intramembranosa na qual o osso se forma nas bordas das suturas ósseas. (AFONSO,1998)

### **2.1.7 Remodelação óssea**

Os ossos, durante toda a vida do organismo, estão em constante remodelação. A remodelação óssea consiste num mecanismo de substituição, ou reconstrução de áreas de tecidos ósseo de modo a preservar a sua integridade, otimizar a sua função e prevenir a sua degradação.

No processo de remodelação temos duas atividades opostas, mas que se completam: a formação e a reabsorção do tecido ósseo a cargo das células das linhas osteoblásticas e osteoclásticas. Dessa forma elimina-se uma porção do osso velho, substituindo por um osso novo, com pouca ou nenhuma alteração da massa óssea e assegura-se a substituição do osso imaturo por um lamelar.

A duração da fase de formação do tecido ósseo é distinta entre diferentes espécies de animais. Segundo ROBERTS (1988) a duração do ciclo de remodelação óssea aumenta na proporção direta do tamanho do animal.

### **2.1.8 Reparação do tecido ósseo**

A reparação do tecido ósseo está relacionada a reconstrução do tecido vivo. E sendo um tecido vivo, responde as agressões com o tipo de resposta tecidual e celular que os outros tecidos orgânicos: inflamação, cicatrização ou reação do corpo estranho. (AFONSO, 1998)

## 2.2 BIOMATERIAIS

O biomaterial é uma substância ou uma mistura, natural ou artificial, que atua nos sistemas biológicos parcial ou totalmente, com o objetivo de substituir, aumentar ou tratar qualquer tecido, órgão ou função do corpo.

Os biomateriais podem ser naturais ou sintéticos (metálicos, cerâmicos, compósitos e polímeros) que são manufaturados ou processados de acordo com a área de aplicação. Para dispositivos que fiquem em contato com o sangue esses materiais são componentes de dispositivos extracorpóreos que removem e retornam sangue do corpo; dispositivos que são inseridos em um vaso sanguíneo ou dispositivos que ficam permanentemente implantados. Para dispositivos de aplicação de tecidos moles este material se propõe a aumentar ou redefinir o tecido como o implante de seios ou implantes faciais. Para dispositivos para aplicações ortopédicas e odontológicas os materiais são componentes de implantes estruturais, como próteses de juntas e implante de raiz de dentes, ou são usados para reparar defeitos ósseos, como parafusos e pinos inseridos em ossos. (PRADO, 2007)

São requisitos desejáveis de um biomaterial:

- Biocompatibilidade: o material deve ser capaz de interagir com o tecido sem reações inflamatórias e alérgicas.
- Biofuncionalidade: o material desempenha determinada função durante o período de tempo necessário.
- Exigências físicas: resistência, flexibilidade e dureza.
- Exigências químicas: o material não deve ser tóxico e carcinogênico, deve ter boa adesão as fibras, deve ser resistente a degradação em ambientes químicos e ter baixa absorção de umidade.
- Exigências térmicas: o material deve resistir a temperaturas extremas, o coeficiente de dilatação térmica deve estar próximo ao da fibra e baixa condutividade térmica.
- Outros requisitos: baixo custo e solidificação.

Os biomateriais evoluíram ao longo do tempo e de acordo com as modificações em suas propriedades foram definidos como de primeira, segunda ou terceira geração (Figura 1). Esta divisão caracteriza a sua evolução de forma conceitual. A primeira geração consistiu em materiais bioinertes, uma vez que se acreditava que os biomateriais deveriam ter reação mínima com

o tecido ao qual foi implantado; a segunda geração consiste em biomateriais bioativos ou biodegradáveis; e a terceira, em biomateriais produzidos com o intuito de estimular respostas celulares específicas. (NAVARRO et al., 2008)

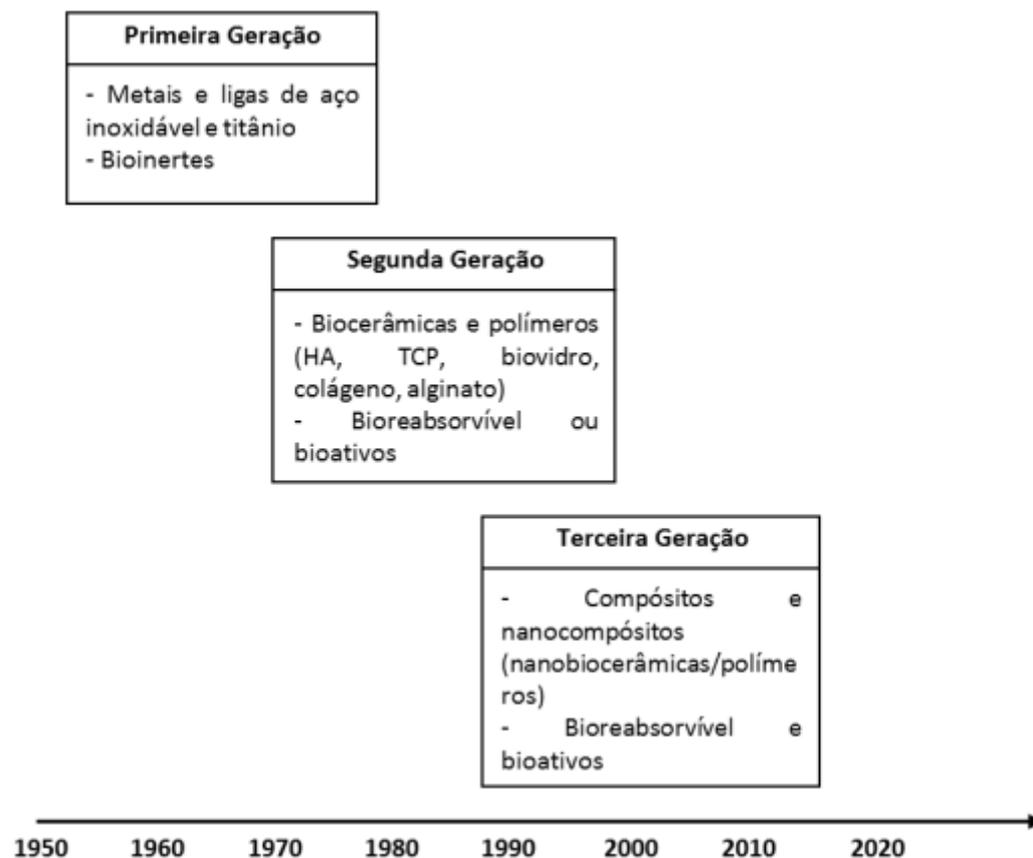


Figura 1 – Esquema da evolução dos biomateriais na substituição óssea. Fonte: RIBEIRO, 2013, p. 23.

### 2.2.1 Classificação dos biomateriais quanto a origem

Os materiais naturais podem ser classificados como:

Autógenos: quando o tecido utilizado é proveniente de áreas doadoras do próprio indivíduo.

Alógenos ou homólogos: quando o doador é da mesma espécie do receptor.

Heterólogos ou xenólogos: quando o material utilizado é originário de uma espécie diferente do receptor.

Nos materiais sintéticos são usados materiais como:

**Metais:** composto por um ou mais elementos metálicos e podem conter alguns não metais, apresenta uma estrutura geométrica bem definida. Estes materiais podem sofrer corrosão. Os meios corrosivos são os fluidos corporais que são a água, oxigênio, proteínas e íons.

**Cerâmicos:** constituem um elemento metálico e não-metálicos quimicamente, podendo estabelecer ligações iônicas. São em sua grande maioria inorgânicos, policristalinos e refratários

**Compósitos:** mistura de dois ou mais materiais (metais, cerâmicos e polímeros). Preservam as propriedades boas dos componentes e possuem propriedades superiores às dos componentes separados.

**Poliméricos:** materiais orgânicos com longas cadeias moleculares contendo o número repetido de unidades (meros). São fabricados a partir de monômeros, que sofrem algumas modificações na polimerização (perda de H<sub>2</sub>O, HCl ou outra molécula de sua composição). Podem surgir de dois tipos de polímeros, biológicos obtidos de maneira natural (coletados em animais) ou sintéticos (fabricados a partir de derivados de petróleo).

**Nanomateriais:** materiais que possuem graus estruturais na ordem de  $10^{-9}$  m ou um nanômetro que é igual a um milionésimo de milímetro ou uma matéria à escala manométrica. Apresentam propriedades especiais e são empregados em projetos de nanotecnologia. Nanopartículas, nanofibras e outros materiais nanoestruturados apresentam aplicações na área de mecânica, óptica, eletrônica, química e bioquímica. Outro tipo de nanomateriais são os denominados nanocompósitos, formado pela união de dois ou mais componentes, sendo que em um deles as suas partículas possuem dimensões de ordem de nanômetros aumentando a interação entre a partícula e o meio.

A tabela 1 relaciona alguns biomateriais com suas principais aplicações, vantagens e desvantagens.

Tabela 1 – Principais aplicações dos biomateriais.

<i>Biomaterial</i>	<i>Vantagens</i>	<i>Desvantagens</i>	<i>Aplicações</i>
<b>Polímeros:</b> Polietileno PTFE Poliéster Poliuretano PMMA Silicone	Elasticidade, fácil fabricação, baixa densidade	Baixa resistência mecânica, degradação dependente do tempo	Suturas, artérias, veias; maxilofacial (nariz, orelhas, maxilar, mandíbula, dente); cimento, tendão artificial; oftalmologia
<b>Metais e ligas:</b> Aço inoxidável Liga de Titânio Liga de cobalto-cromo	Alta força de tensão, alta resistência ao desgaste, energia de deformação alta	Baixa biocompatibilidade, corrosão em meio fisiológico, perda das propriedades mecânicas com tecidos conectivos moles, alta densidade	Fixação ortopédica (parafusos, pinos, placas, fios, hastes); implantes dentários.
<b>Cerâmicas e vidros:</b> Alumina Zircônio Carbono Fosfato de cálcio Porcelana Vidros Bioativos	Boa compatibilidade, resistência à corrosão, inércia, alta resistência à compressão	Baixa força de tensão, baixa resistência mecânica, baixa elasticidade, alta densidade	Ossos, juntas, dentes, válvulas, tendões, vasos sanguíneos e traquéias artificiais.
<b>Compósitos:</b> Fibra de Carbono Resina termofixa Fibra de carbono-termoplástico Carbono-carbono Fosfato de cálcio-colágeno	Boa compatibilidade, inércia, resistência à corrosão, alta força de tensão	Material de fabricação incompatível	Válvula cardíaca artificial (carbono ou grafite pirolítico), implantes de juntas de joelho (fibra de carbono reforçada com polietileno de alta densidade).

Fonte: (KAWACHI, BERTRAN, et al., 2000)

### 2.2.2. Classificação dos biomateriais quanto a resposta biológica

**Bioinertes:** materiais essencialmente inertes e não provocam qualquer reação ao organismo que é implantado devido a sua estabilidade química em comparação a outros materiais. Os materiais bioinertes mais utilizados são zircônia, alumina, titânio e suas ligas, e carbono.

**Biotoleráveis:** materiais moderadamente aceitos pelo organismo, sendo isolados dos tecidos adjacentes pela formação de uma camada de tecido fibroso. Quanto maior a estrutura do

tecido fibroso formado menor a tolerabilidade dos tecidos ao material. Os materiais biotoleráveis são todos os polímeros sintéticos assim como a grande maioria dos metais.

**Bioativos:** material que forma uma união direta e firme entre o material e o tecido onde o mesmo é implantado. Os principais materiais desta classe são os vidros e vitrocerâmicas a base de fosfato de cálcio, a hidroxiapatita e os compostos de fosfato de cálcio.

**Biodegradáveis ou Reabsorvíveis:** materiais que estão em contato após um certo período de tempo com os tecidos biológicos acabam sendo degradados, solubilizados e fagocitados pelo organismo. Seus produtos de degradação não são tóxicos, sendo assim são eliminados pelo metabolismo normal do paciente. São bastantes úteis em diversas aplicações clínicas. Os principais exemplos são o fosfato tricálcico e os polímeros-poli.

A tabela 2 relaciona os biomateriais e sua classificação como biotolerados, bioinertes e bioativos.

Tabela 2 – Biomateriais e sua classificação como biotolerados, bioinertes e bioativos.

<i>Atividade Biodinâmica</i>	<i>Composição Química</i>		
	<i>Metais</i>	<i>Cerâmicas</i>	<i>Polímeros</i>
<i>Biotolerados</i>	Ouro CrCoMo Aço inoxidável		Poliétileno Poliamida Polimetilmetacrilato Politetrafluoetileno Poliuretano
<i>Bioinertes</i>	Nióbio Titânio Tântalo	Óxido de alumínio	
<i>Bioativos</i>		Hidroxiapatita Fosfatos de cálcio Fluorapatita Biovidro	Poliuretana de mamona

Fonte: (CANDELORIO, 2011)

### **2.2.3 Classificação dos biomateriais quanto a propriedade biológica**

Osteogênicos: se refere a própria formação óssea e faz referência ao auto enxerto ósseo.

Osteocondutores: processo em que o osso é formado por aposição. Dentre os materiais podemos destacar os enxertos sintéticos, corais, hidroxiapatita ou vidros Bioativos.

Osteoindutores: processo pelo qual se estimula a formação do tecido ósseo quando são implantados em tecidos não ósseo. Os materiais osteoindutivos são os aloenxertos, obtidos a partir de um cadáver, por desidratação ou congelamento.

Osteopromotores: processo de meio físico que promove o isolamento anatômico de um local, permitindo a seleção e proliferação de um grupo de células, predominantemente osteoblastos a partir do leito receptor e, simultaneamente, impedem a ação de fatores que inibem o processo de regeneração.

### **2.2.4 Classificação dos biomateriais quanto as características dos materiais**

Física: para que o material seja útil precisa satisfazer demandas rígidas. Por exemplo: os tubos utilizados para substituir artérias, não podem fechar quando forem dobrados ou quando sofrem distorções, ou seja, os materiais que forem usados entre as juntas precisam ser resistentes a este tipo de desgaste para que não ocorram complicações com o mesmo que fizer o uso deste material.

Química: qualquer composto presente no material deve ser inofensivo durante toda a vida de aplicação, devendo ser aprovado em qualquer aplicação médica específica.

Mecânica: o comportamento quanto a carga máxima e a tensão, a compressão ao módulo e a resistência ao dobramento do material.

## **2.3 RESINA POLIURETANA DE MAMONA**

A mamoneira é uma planta na qual seu principal produto derivado é o óleo da mamona, extraído de sua semente, também chamado óleo de rícino encontrada na Ásia e na África. No

Brasil é conhecida desde a era colonial quando dela se extraía óleo para lubrificar as engrenagens e os mancais dos inúmeros engenhos de cana. Ao longo dos tempos foram descobertas outras utilidades para esta planta (Tabela 3).

Tabela 3 – Aplicações industriais de derivados do óleo da mamona.

<b>SÍTIO DE REAÇÃO QUÍMICA</b>	<b>DERIVADO</b>	<b>APLICAÇÃO</b>
Ligação Éster	Metilricinoleato	Nylon-11 (Fios, Tubos, Indústria Automobilística, Aeronáutica.)
Dupla Ligação	Óleo Hidrogenado	Ceras, lubrificantes, Cosméticos, Plásticos
Óleo Oxidado	Plastificantes, Protetores, Tintas e Adesivos	-
Grupo Hidroxila	Óleo Desidratado	Secativo
Óleo Sulfonado	Indústria Têxtil	-
Ácido Sebácico	Lubrificantes, Nylon 6-10	-
Óleo Etoxilado	Cosméticos, Detergentes, Lubrificantes de Superfície, Óleo de Corte, Fluido Hidráulico Ind. Têxtil	-
Poliuretanos	Telecomunicações, Materiais Elétricos, Produtos Biomédicos, Filtros Industriais	-
Transesterificação	Biodiesel	-

Fonte: (Óleo de rícino, WIKIPÉDIA)

Entre os vários biomateriais a resina poliuretana (PU) vegetal, extraída do óleo da mamona (figura 2), vem sendo estudada desde 1984 pelo Grupo de Química Analítica e Tecnologia de Polímeros (GQATP – USP - São Carlos), com destaque para a aplicação na área médica.

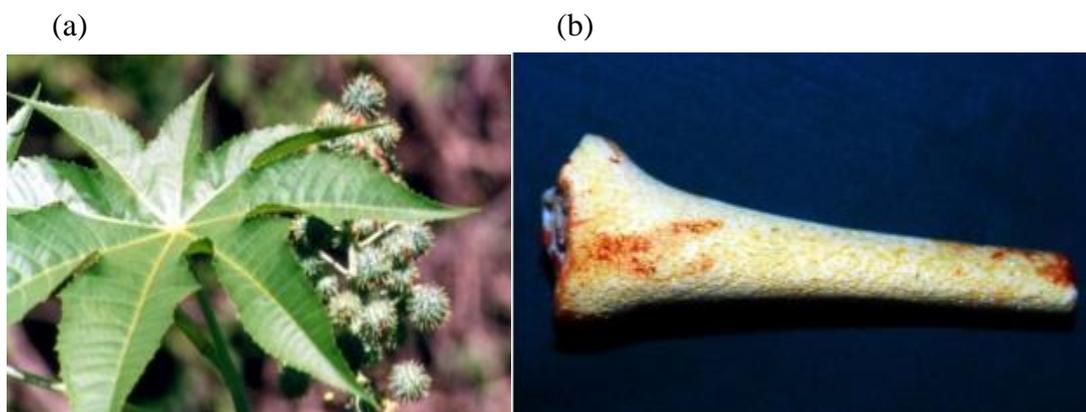


Figura 2 – (a) Mamona. Rícinos comuns, classe Didicotiledonia, Ordem Geraneales e Família Euforbaceae. (b) Bloco pré-moldado do polímero da mamona fabricado pela POLIQUIL. Fonte: GONÇALVES, 2002, p. 43.

Este material tem se demonstrado bastante compatível com os organismos vivos, não apresentando rejeição. Isso é explicado pela composição química do material, pois o polímero tem em sua composição uma cadeia de ácidos graxos, cuja estrutura celular é semelhante aos ácidos graxos do corpo humano (Tabela 4) e, por isso as células não reconhecem a resina da mamona como um corpo estranho (CLARO NETO, 1997). Mas somente em 1999 o produto foi aprovado pelo Ministério da Saúde do Brasil, com registro nº 10171110079, e no ano de 2003 foi aprovado pela FDA (Federal Drug Administration), agência do governo Norte-americano (ERENO, 2003).

Tabela 4 – Composição média do óleo da mamona ou óleo de rícino/cadeia de ácidos graxos.

Nome do ácido	Faixa de composição média (%)
Ricinoleico	85 a 95
Oleico	6 a 2
Linoleico	5 a 1
Linolênico	1 a 0,5
Esteárico	1 a 0,5
Palmítico	1 a 0,5
Dihidroxiesteárico	0,5 a 0,3
Outros	0,5 a 0,2

Fonte: (Óleo de Rícino, WIKIPÉDIA)

### 3. ESTUDO EXPERIMENTAL

A tendência mundial à procura de materiais biodegradáveis, não poluentes e derivados da biomassa fez com que as pesquisas com poliuretanos derivados de óleo de mamona se tornasse um tema atual, abrindo assim novas perspectivas para seu desenvolvimento. Vários estudos de biocompatibilidade foram realizados com a resina poliuretana, principalmente na área óssea: em próteses ortodônticas (CALISTO, 2001), placas de fixação óssea, em cranioplastias em próteses ortopédicas e reconstrução orbital (Gurgel,2011).

Neste trabalho mostrarei dados bibliográficos de artigos, revistas e trabalhos relacionados que comprovem a biocompatibilidade da poliuretana da mamona.

#### 3.1 ESTUDO DA BIOCOMPATIBILIDADE DA RESINA PU

O estudo experimental da biocompatibilidade do polímero poliuretano da mamona implantada intraóssea e intra-articular em coelhos. Artigo publicado na área de ortopedia brasileira por Ohara, Kojima, Rossi, Salomão (1995), não observaram reações tóxicas nos rins, fígado ou baço, após a implantação do polímero de mamona em coelhos.

O implante de polímero de mamona sobre o mento. Estudo histológico em macacos. Tese de mestrado de Suguimoto (1997) na Universidade Estadual Paulista, em seu experimento foram utilizados oito macacos que receberam implantes pré-confeccionados, auto clavados e fixados com parafusos de titânio, concluindo por análise histológica que o polímero foi biocompatível e não induziu a neoformação óssea nas áreas marginais e no seu interior.

O estudo Histológico do Polímero Poliuretano da Mamona Implantado no Ângulo Mandibular dos Ratos. Publicado na revista da faculdade odontológica de Porto Alegre em 1999, observaram estabilidade do implante, ausência significativa de reação inflamatória, formação de cápsula fibrosa circunjacente ao implante e neoformação óssea.

A utilização dos Implantes de Polietileno Medpor, Poliuretana de Mamona e Matriz Óssea Bovina em Defeitos Ósseos Maxilares. Tese de doutorado de Garcia Júnior IR da Universidade Estadual Paulista- Araçatuba em 2000. Apresentou um comparativo entre os implan-

tes de polietileno poroso, polímero da mamona e matriz óssea bovina, foi realizado um experimento em oito macacos e teve como finalidade avaliar o processo de reparo ósseo em defeitos cirúrgicos realizados na parede anterior do seio maxilar. Após 145 dias de implantação, nas análises histológicas e histométricas foi observado que o melhor comportamento histomorfológico foi da matriz óssea bovina, seguida do polietileno poroso de alta densidade e do polímero da mamona, o qual respondeu com intensa fibrose e moderada inflamação.

O biopolímero da Mamona na Reconstrução de Falhas Ósseas após Ressecção de Tumores no Esqueleto Apendicular. Publicado na revista de Anais Faculdade de Medicina da Universidade Federal de Pernambuco por Souza, Brandt, Lima em 2002. Avaliaram o resultado da utilização do polímero da mamona na reconstrução de grandes falhas óssea decorrentes de tumores benignos agressivos e tumores malignos em 20 pacientes, e após 147 semanas obteve-se 7 (35%) resultados excelentes, quatro (20%) regulares e cinco (25%) de falhas. Em alguns pacientes notou-se a neoformação óssea visível após três meses de pós-operatório.

A osteointegração do osso bovino desvitalizado, hidroxiapatita de coral, poliuretana de mamona e enxerto ósseo autógeno em coelhos. Artigo publicado na área cirúrgica brasileira por Figueiredo, Fagundes, Novo, Inouye, Takita, Sassioto em 2004. Concluíram que o polímero de mamona mostrou propriedades de osteocondutividade e menor reação inflamatória que o osso bovino desvitalizado, com invasão de seus poros e preenchimento das cavidades císticas por tecido ósseo, mostrando-se eficaz na reparação tecidual.

No estudo de Ramalho et al. (2004), foi utilizado o método descritivo semiquantitativo na avaliação histológica de blocos pré-polimerizados de polímero de mamona. Esta análise foi baseada no conhecimento dos aspectos de inflamação, formação do tecido conjuntivo fibroso e quantidade de material encontrada no leito receptor. Pôde-se concluir que a neoformação óssea no processo regenerativo dos defeitos ósseos confeccionados deu-se pela osteocondução.

No estudo de Laureano Filho et al. (2007), comparando-se a matriz do osso desmineralizado de origem humana (grupo 1) e a resina poliuretana na forma granulada (grupo 2) foi demonstrada por parâmetros pré-estabelecidos, uma análise qualitativa do reparo do defeito ósseo na calvária de coelhos, no período de quatro, sete e quinze semanas. No período quatro semanas foi possível identificar a presença de partículas do material rodeadas por tecido conjuntivo fibroso no interior do defeito ósseo, a presença de osteóide e pouca quantidade osteoblástica com os dois materiais implantados. No período de sete semanas, foram observadas partículas dos materiais envolvidos por tecido conjuntivo fibroso e ósseo sendo que a neofor-

mação óssea iniciou-se partir das margens do defeito. No grupo 1 observou-se grande quantidade de tecido conjuntivo, enquanto que o grupo 2, deu-se o fechamento quase que total do defeito por tecido ósseo maduro concluindo que os materiais influenciaram positivamente na neoformação óssea.

No estudo proposto por Borges et al. (2007) para avaliar histologicamente a ação do polímero derivado do óleo da mamona na forma de grânulos implantados na tíbia de cães aos 30, 60, 120 e 180 dias de experimento, foi demonstrada a biocompatibilidade do implante por sua presença na cavidade formada e pela ausência de reação a corpo estranho, apresentando-se como um espaçador biológico. Observou-se uma numerosa presença de células de linhagem osteogênica, sendo que os osteoblastos estavam na adjacência do material quando este se apresentava em fragmentos menores.

Nascer (2009) analisou o uso do polímero da mamona acrescido de carbonato de cálcio e associado com os dopantes sílica e zircônia. Nos períodos de 15,30 e 60 dias observou-se a disposição dos valores quantitativos da presença ou não de neoformação óssea, de fibroblastos, pseudocápsula fibrosa, reação inflamatória, células gigantes, osteoblastos, osteócitos e osteoclastos. Concluiu-se que a osteocondução foi a principal via para a regeneração óssea, comportando-se o biomaterial como um arcabouço receptivo, que facilitou a neoformação óssea com uma maior quantidade estimada de tecido ósseo maduro.

No estudo feito por Ramalho et al (2009), os resultados obtidos aos 270 dias de implantação do material pré-moldado de polímero de mamona no seio nasal de macacos-prego, o remodelamento ósseo, caracterizado por inúmeras células osteogênicas, e a inexistência de células inflamatórias ou de reação de corpo estranho. Nos fragmentos de polímero de mamona em meio ao tecido ósseo neoformado, havia diferentes graus de mineralização e a presença de fibras colágenas, que se encontravam próximas ao local de inserção do polímero que não havia sido absorvido. Foi concluído que o implante de polímero de mamona foi biocompatível e induziu a neoformação óssea.

Na avaliação de Mateus (2010) com o material implantado Composto ósseo Ricinus Granulado no osso íliaco de coelhos, nos períodos de 45, 70 e 120 dias, pôde-se verificar a crescente modificação da estrutura inicial para a deposição de nova formação óssea, sobressaindo fibroblastos e abundante presença de tecido conjuntivo sem diferenciação óssea. Sendo assim, este material considerado biocompatível e biologicamente ativo.

Na análise histológica descritiva qualitativa de Saran (2011) para informa a presença ou a ausência do processo inflamatório em cilindros moldados de polímero de mamona aos 90,

120 e 150 dias, adotou o critério de sequência biológica do reparo do tecido ósseo. Foi notado que no período de 90 dias a área estudada apresentava uma linha reversa óssea com espessa camada de tecido ósseo neoformado, reforçando a característica da biocompatibilidade deste material.

O estudo histológico, morfométrico e desintométrico do composto ósseo de ricinus e hidroxiapatita na osteointegração de Christiano Mateus (2013) avaliou as interfaces tecido ósseo/materiais implantados em comparação com o grupo de controle. Foram selecionados 16 coelhos divididos em quatro grupos de quatro animais, em cada animal foi feito dois defeitos ósseos nas tíbias direitas preenchido com o biomaterial composto ósseo de ricinus (C.O.R) granulado e o grupo controle (coágulo). E na tíbia esquerda com o biomaterial hidroxiapatita (HAP-91). A análise histológica evidenciou, para os dois biomateriais a deposição de um tecido ósseo mais desenvolvido e na análise morfométrica, a osteointegração. Concluindo que os dois biomateriais implantados se comportam de uma maneira desejável podendo ser uma escolha de materiais substitutos da reposição óssea.

### 3.2 ESTUDO DAS PROPRIEDADES FÍSICO- QUÍMICAS DA RESINA PU

O óleo de mamona é, no mercado internacional, o segundo óleo vegetal mais bem cotado e o seu elevado valor estratégico é reconhecido pelo fato de não haver bons substitutos em muitas de suas aplicações e devido, também, a sua versatilidade industrial; diferencia-se, desta forma, dos demais óleos vegetais em virtude da grande quantidade de hidróxidos que contém especialmente o ácido ricinoleico, com presença, em média, de 90% na sua composição, com três grupos altamente reativos que, juntos, permitem qualidades específicas à produção de uma infinidade de produtos industriais (BELTRÃO, 2004).

#### 3.2.1 Teor de água

É quantidade de água não combinada na amostra, pois a existência de uma quantidade mínima de água faz com que o produto seja de melhor qualidade com maior durabilidade. Está

relacionada com a estabilidade, qualidade e composição. O óleo da mamona pode ser classificado como óleo do industrial do tipo 1 quando apresentar 0,5% de umidade. (COSTA, 2006)

### **3.2.2 Índice de acidez**

O índice de acidez é definido como o número de (mg) de hidróxido de potássio necessário para neutralizar os ácidos livres presentes em um grama de óleo ou gordura. Conforme RIBEIRO E SERAVALLI (2004) revelam que o estado de conservação do óleo está ligado com a natureza e qualidade da matéria prima, com a qualidade e o grau de pureza do óleo, com o processamento e com as condições de conservação.

Segundo SANTOS et al. (2001) os óleos com acidez inferior a 1% são classificados como do tipo 1 e quando o óleo apresentar no máximo 2,5% de acidez livre é considerado do tipo 3. Pode ser expressa em (ml) de solução normal ou em (g) de ácido oleico por cento (p/p).

### **3.2.3 Índice de iodo**

É o número de gramas de iodo absorvido por 100g de gordura ou óleo; proporcionam medida do grau de insaturação das gorduras extraídas com éter ou, ainda, medida do grau de insaturação dos ácidos graxos presentes na gordura; assim, uma molécula de triglicerídeos representa a verdadeira insaturação das gorduras ou dos ácidos graxos, quanto às duplas ligações não são conjugadas nem se situam em posições adjacentes à carboxila, pois nesses casos a adição de halogênio é incompleta, ou seja, não é quantitativa. Sob determinadas condições, o iodo pode ser quantitativamente introduzido nas duplas ligações dos ácidos graxos insaturados e triglicerídeos, razão por que, quanto maior a insaturação de um ácido graxo, maior será a sua capacidade de absorção de iodo e, conseqüentemente, maior também será o índice (MORETTO e FETT, 1998). Segundo CECCHI (2003), esta determinação é importante para a classificação de óleos e gorduras e para o controle de alguns processamentos.

### 3.2.4 Índice de saponificação

Conforme RIBEIRO e SERAVALLI (2004), a reação de saponificação pode estabelecer o grau de deteriorização e a estabilidade, verificar se as propriedades dos óleos estão de acordo com as especificações e identificar possíveis fraudes e adulterações.

O índice de saponificação é definido como o número de (mg) de hidróxido de potássio (KOH), necessários para saponificar os ácidos graxos, resultantes da hidrólise de um grama da amostra; é inversamente proporcional ao peso molecular médio dos ácidos graxos dos triglicérides presentes é importante para demonstrar a presença de óleos e gorduras de alta proporção de ácidos graxos, de baixo peso molecular, em misturas com outros óleos e gorduras. Quanto menor o peso molecular do ácido graxo, tanto maior será o índice de saponificação, grosseiramente; para as gorduras vegetais, quanto mais altos os índices de saponificação mais se prestam para fins alimentares (MORETTO e FETT, 1998).

Segundo COSTA e RAMOS (2004), ao estudar o óleo de mamona encontraram uma variação do índice saponificação de 176 – 184 mg KOH/g. Segundo o padrão britânico (FREIRE, 2001) o óleo de primeira qualidade deve apresentar um índice de saponificação entre 177 a 187 mg KOH/g. Conforme CHIERICE (2001), no óleo de mamona se tem uma média de 180mg KOH/g. Visto que muitos óleos possuem esses índices bem semelhantes (188-196); Esta determinação é útil para a verificação do peso molecular médio da gordura e da adulteração por outros óleos com índice de saponificação bem diferentes. Segundo CECCHI (2003), o índice de saponificação não serve para identificar o óleo.

### 3.2.5 Índice de peróxido

Determina, em moles por 1000g de amostra, todas as substâncias que oxidam o iodeto de potássio; devido à sua ação fortemente oxidante, os peróxidos orgânicos formados no início da rancificação, atuam sobre o iodo de potássio, liberando o iodo que será titulado com tiosulfato de sódio em presença de amido, como indicador (MORETTO e FETT, 1998).

Conforme CECCHI (2003), este é um dos métodos mais utilizados para medir o estado de oxidação de óleos e gorduras.

Segundo MALACRIDA (2003) nos óleos não deve ultrapassar o valor de 10 meq/1000 de amostra. Estes valores indicam uma baixa possibilidade de deterioração oxidativa.

### 3.2.6 Índice de refração

A determinação desse índice tem grande utilidade no controle dos processos de hidrogenação, não só para os óleos, mas também para as gorduras, cuja temperatura indicada é de 40°C. Os óleos e as gorduras possuem poderes de refringência diferentes e, de acordo com sua natureza desviam, com maior ou menor intensidade, os raios luminosos que os atravessam; assim, o índice de refração de uma gordura aumenta com o comprimento da cadeia hidrocarbonada e com o grau de insaturação dos ácidos graxos constituintes dos triglicerídeos (MORETTO e FETT, 1998).

O índice de refração de óleos e gorduras é muito usado como critério de qualidade e identidade pois, quando referente a um óleo, este índice aumenta com o índice de iodo e pode ser usado no controle de processos de hidrogenação de óleos insaturados (CECCHI, 2003). COSTA e RAMOS (2004), ao estudar o índice de refração a 25°C do óleo de mamona encontraram uma variação do índice, em média de 1,4470 – 1,4780, PONS (2005), encontrou o valor de 1,479.

## 4. DISCUSSÕES

Conforme o estudo das literaturas pesquisadas, vimos que para a reconstrução de tecidos ósseos é necessária a validação em modelos animais, assim permitindo calcular o tempo necessário do comportamento do biomaterial antes de sua aplicação em humanos, contudo na maioria dos relatos observamos que a poliuretana de mamona é conhecida como um material osteocondutor. O processo é caracterizado por um crescimento inicial de tecido fibrovascular que invade a estrutura e é seguido por deposição de osso novo diretamente sobre ela. O material osteocondutor age como um arcabouço passivo, cuja presença direciona o crescimento interno de osso e de tecido fibrovascular (CORNELL & LANE, 1998). A osteocondução de um material está relacionada à sua porosidade (quantidade de poros, tamanho de poros). Segundo Dubini, materiais macroporosos no contexto químico apresentam tamanhos de poros da ordem de  $0,1\mu\text{m}$ . No entanto, para que um biomaterial seja considerado macroporoso, ele deve apresentar poros da ordem do diâmetro Harvesiano ( $50$  a  $250\mu\text{m}$ ), ou poros maiores que  $100\mu\text{m}$ . A osteoindução é a habilidade do material para estimular a migração de células indiferenciadas e induzir sua diferenciação em osteoblastos ativos no sítio de implantação do enxerto, promovendo a formação óssea, característica também encontrada na mamona.

A resina PU vegetal, utilizada neste trabalho, é também conhecida por Composto Ósseo de Ricinus (C.O.R.) foi amplamente estudada, analisada e testada em diversas situações experimentais e práticas (fig. 3), com milhares de cirurgias realizadas e resultados clínicos comprovados para aplicação em odontologia (fig. 4), ortopedia (fig. 5), reconstruções cranianas (fig. 6) e, em sua forma vulcanizada, como substituto para o silicone em próteses testiculares.

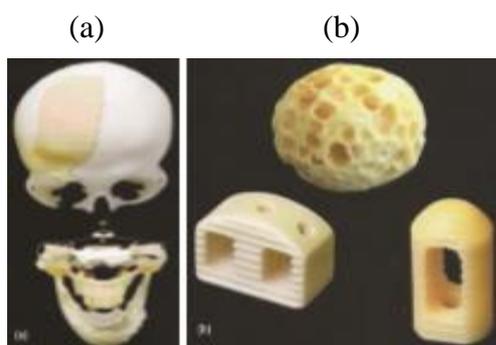


Figura 3 – (a) Prótese sob medida da parte do crânio e da mandíbula. (b) Na parte superior, globo ocular para manter o movimento os olhos e na parte inferior, dois tipos de próteses, lombar e vertical. Fonte: CANGEMI, 2009, p.161.

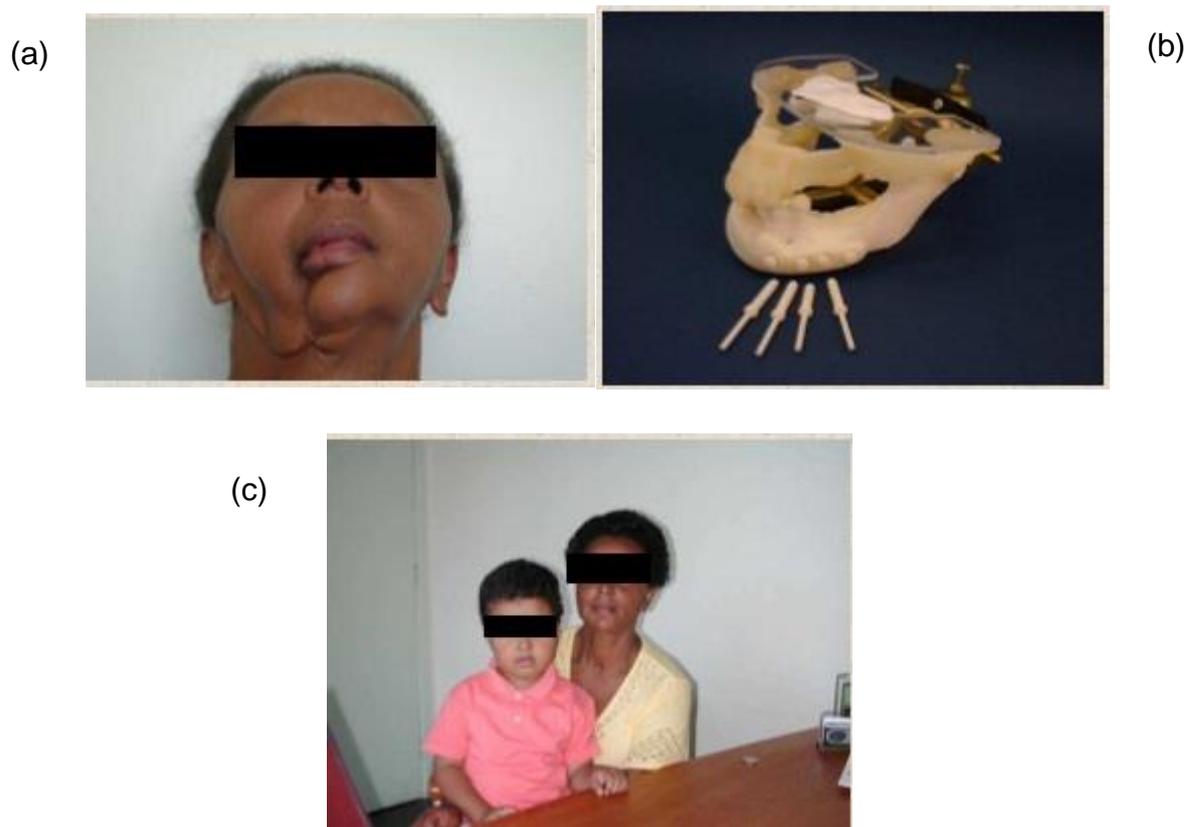


Figura 4 – Cirurgia buco-maxilar. Fonte: NETO

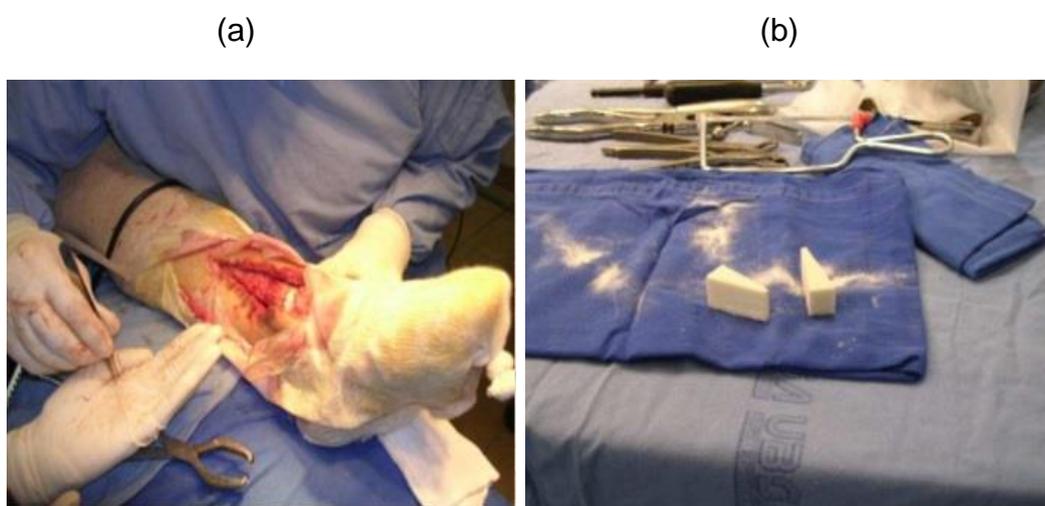


Figura 5 – Cirurgia ortopédica. Fonte: NETO

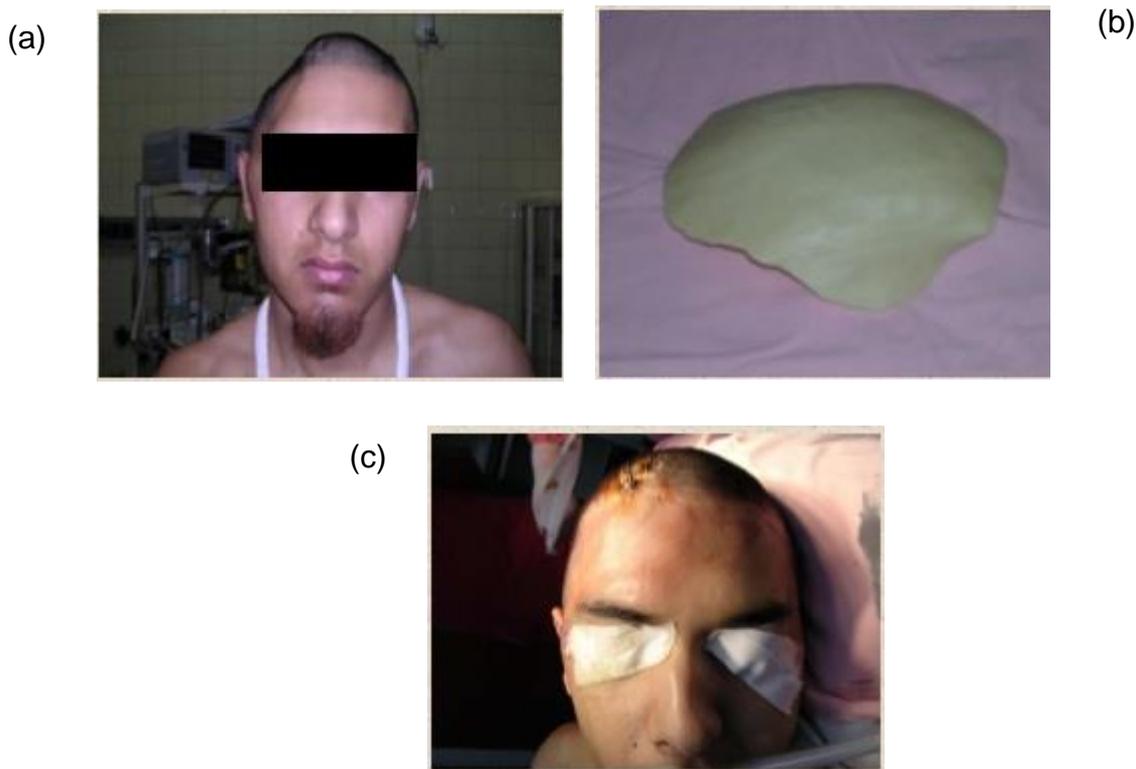


Figura 6 – Cranioplastia. Fonte: NETO

As únicas empresas brasileiras, Maximplant e Supriquali, confeccionam peças de C. O. R. (polímero vegetal) a peça através da prototipagem rápida com seu produto devidamente registrado no Ministério da Saúde (Anvisa). A partir do exame tomográfico do paciente (fig. 7), equipamentos de prototipagem de última geração, similares aos de impressão 3D, associados a outros processos, são capazes de esculpir a falha óssea, com precisão milimétrica. São considerados os aspectos estéticos, anatômicos e fisiológicos, a resistência mecânica e a interação orgânica com vistas ao resultado desejado, respeitadas as limitações e indicações. É enviado ao cirurgião as imagens do protótipo e após sua aprovação é encaminhado o projeto para engenharia e produção final. O produto final é fornecido junto com um guia externo que demonstra ao cirurgião a orientação de uso e encaixe do implante customizado.

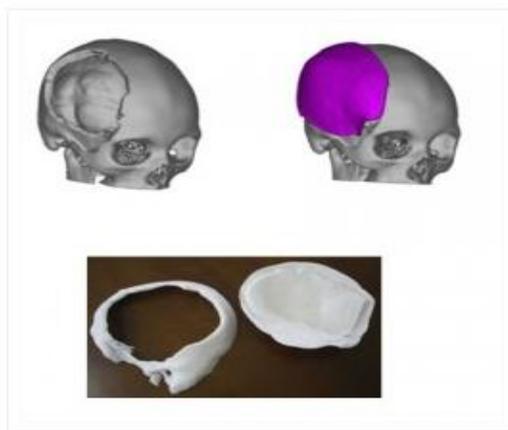


Figura 7 – Exame tomográfico do paciente e produto final customizado. Fonte: MAXIMPLANT, 2015

Podemos destacar a Estereolitografia (SLA) como o sistema de prototipagem rápida usado para a fabricação de peças. Constrói modelos tridimensionais a partir de polímeros líquidos sensíveis à luz, que se solidificam quando expostos à radiação ultravioleta. O modelo é construído sobre uma plataforma situada imediatamente abaixo da superfície de um banho líquido de resina epóxi ou acrílica. Uma fonte de raio laser ultravioleta, com alta precisão de foco, traça a primeira camada, solidificando a seção transversal do modelo e deixando as demais áreas líquidas. A seguir, um elevador mergulha levemente a plataforma no banho de polímero líquido e o raio laser cria a segunda camada de polímero sólido acima da primeira camada. O processo é repetido sucessivas vezes até o protótipo estar completo. Uma vez pronto, o modelo sólido é removido do banho de polímero líquido e lavado. Os suportes são retirados e o modelo é introduzido num forno de radiação ultravioleta para ser submetido a uma cura completa. Uma vez que a estereolitografia foi a primeira técnica bem-sucedida de prototipagem rápida ela se tornou um padrão de avaliação (benchmarking) para as demais, que surgiram (e continuam surgindo) posteriormente.

Na tabela 5 podemos destacar as características e aplicações que as empresas Maximplant e Supriquali destacam do Composto Ósseo de Ricinus. Segundo os resultados destas empresas não há complicações do produto e nem contraindicações para seu uso em pacientes em que estão sendo indicados os procedimentos cirúrgicos devidos.

Tabela 5 – Características e aplicações das empresas Maximplant e Supriquali.

	<b>MAXIMPLANT</b>	<b>SUPRIQUALI</b>
<b>Características</b>	Biocompatível; Bioativo; Osteocondutor; Osteointegrável;	Biocompatível; Osteointegrável; Peso específico e módulo de elasticidade similar ao osso humano; Atóxico
<b>Área de Aplicação</b>	Crânio-buco-maxilo-facial	Neurocirurgia; Traumatologia; Ortopedia; Cirurgia Plástica; Buco-maxilo-facial; Otorrinolaringologia; Odontologia

Fonte: PRÓPRIA

## 5.CONCLUSÃO

De acordo com o estudo realizado sobre a biocompatibilidade e as propriedades físico-químicas da resina poliuretana, derivada do óleo da mamona, utilizado em reconstrução de falhas ósseas, pode-se concluir que o polímero é compatível com o tecido vivo e apresenta características, como ser de origem natural, ter elasticidade, flexibilidade de formulação, ausência de emissão de vapores tóxicos, bom poder de adesão e baixo custo, que permitem sua incorporação ao tecido ósseo, sendo assim, considerado um material promissor para futuros estudos.

Durante esta pesquisa, foi verificado estudos envolvendo polímeros sintéticos como ácido polilático e poliglicólico, que têm sido utilizados como preenchedores e substitutos em outras áreas da medicina, como dermatologia e cirurgia plástica. Essas substâncias são biocompatíveis, têm taxas de reabsorção bem controladas e podem ser utilizadas com qualquer formato e resistência, além de serem de baixo custo. A possibilidade de servirem como elementos osteoindutores na área de falha óssea, aumenta a necessidade de estudos bem conduzidos nesta área. para trabalhos futuros.

## 5.REFERÊNCIAS

- AFONSO, A. d. (1998). *Interação entre biomateriais e tecido ósseo*. Acesso em 12 de outubro de 2013, disponível em [https://www.google.com.br/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=1&cad=rja&ved=0CC0QFjAA&url=http%3A%2F%2Frepositorio-aberto.up.pt%2Fbitstream%2F10216%2F10109%2F3%2F1742\\_TD\\_01\\_P.pdf&ei=ByWmUrnSMdKekQehsICYCQ&usg=AFQjCNG\\_L\\_IA5v2QvoD4notyjGwYbjmrtQ&bvm=bv.5](https://www.google.com.br/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=1&cad=rja&ved=0CC0QFjAA&url=http%3A%2F%2Frepositorio-aberto.up.pt%2Fbitstream%2F10216%2F10109%2F3%2F1742_TD_01_P.pdf&ei=ByWmUrnSMdKekQehsICYCQ&usg=AFQjCNG_L_IA5v2QvoD4notyjGwYbjmrtQ&bvm=bv.5)
- ARAGUAIA, M. (20 de 12 de 2015). Fonte: <http://mundoeducacao.bol.uol.com.br/biologia/tecido-osseo.htm>
- BORELLI, V. (2011). *Pesquisa e desenvolvimento de biomateriais: estudo das inter-relações científicas, tecnológicas e normativas*. Tese de Doutorado, Universidade de São Paulo.
- BORGES, A P.B; et al. (2007). Avaliação histológica do polímero derivado do óleo de mamona aplicado na diáfise proximal da tíbia de cão. *Revista Brasileira de Ciências Veterinária*, 63-67.
- CANDELORIO, P. (2011). *AVALIAÇÃO DE COMPÓSITOS DE POLIURETANA DE MAMONA E VIDROS BIOATIVOS DOPADOS, COM E SEM PRATA, COMO MATERIAL PROTÉTICO*. . Campo Grande.
- CANGEMI, J. M., MARLI DOS SANTOS, A., & CLARO NETO, S. (agosto de 2009). Acesso em 12 de outubro de 2013, disponível em [http://qnesc.sbq.org.br/online/qnesc31\\_3/02-QS-3608.pdf](http://qnesc.sbq.org.br/online/qnesc31_3/02-QS-3608.pdf)
- CARLIXTO, R. F. (2001). *Implante de um floculado de resina derivada do óleo de mamona (Ricinus Communis) em alveolo de rato imediatamente após a extração dental*. . Tese de Mestrado, Faculdade de Odontologia/USP, Ribeirão Preto.
- CECCHI, H. M. (2003). Fundamentos teóricos e práticos em análise de alimentos. *Editora da UNICAMP*, 207.
- CHIERICE, G. O., & CLARO NETO, S. (2001). Aplicação Industrial do Óleo.
- CHIERICE, G.O.; CLARO NETO, S. Aplicação industrial do óleo. In: AZEVEDO, D.M. P de; LIMA, E.F. (Org.). (2001). O Agronegócio da mamona no Brasil. Brasília: Embrapa Comunicação para transferência de tecnologias. 89-120.

- Costa, T. L. (2006). *Propriedades físicas e físico-químicas do óleo de duas cultivares de mamona*. Dissertação de Mestrado em Engenharia Agrícola, Universidade Federal de Campina Grande, Campina Grande.
- FIGUEIREDO, A., FAGUNDES, D., NOVO, N., INOUE, C., TAKITA, L., & SASSIOTO, M. (2004). *Osteointeração do osso bovino desvitalizado, hidroxiapatita do coral, poliuretana de mamona e enxerto ósseo autógeno em coelhos*. Acesso em 21 de abril de 2013, disponível em [http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci\\_serial&pid=0102-8650&lng=en&nrm=iso](http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_serial&pid=0102-8650&lng=en&nrm=iso)
- FRASCINO, Luiz Fernando; BRAILE, Domingos Marcolino. (2003). Implante de resina poliuretana vegetal em cranioplastia: estudo experimental em coelhos. *Revista da Sociedade Brasileira de Cirurgia Plástica*, 18(2), 31-50.
- FREIRE, R. M. (2001). *O agronegócio da mamona no Brasil. Comunicação para transferência de tecnologia*.
- FREIRE, R. M., & LIMA, E. (2001). O agronegócio da mamona no Brasil. Comunicação para transferência de tecnologia. 295-335.
- GONÇALVES, A. M. (2002). Biopolímero damamona para reconstrução de falhas ósseas pós-ressessão tumoral: aplicação clínica. *Tese de mestrado e doutorado*.
- GURGEL, J D;ALVES FILH, L; FARIAS, V L; PORTUGAL, A M; SARMENTO JUNIOR, KM. (2011). Membrana de polímero da mamona (*ricinus communis*) em reconstrução da órbita. 77(2), 268.
- IR, G. J. (2000). *Utilização dos implantes de polietileno Medpor, poliuretana da mamona e matriz óssea bovina em defeitos ósseos maxilares. Tese (Doutorado)*. Araçatuba: Universidade Estadual Paulista.
- KAWACHI, E. Y. ; et al. (2000). Biocerâmicas: Tendências e perspectivas de uma área interdisciplinar. *Química Nova*, 4, 23.
- LAUREANO FILHO, José Rodrigues; et al. (2007). Comparação histológica entre o osso desmineralizado e polímero de mamona sobre a regeneração óssea. *Revista Brasileira de Otorrinolaringologia*, 90-97.
- LIMA, P. M. (2004). *Caracterização de revestimentos de hidroxiapatita depositados por aspersão térmica a plasma sobre a liga Ti-13Nb-13Zr para aplicação em implantes dentários*. Tese de Doutorado, FEM/UNICAMP/CAMPINAS, São Paulo.

- MALACRIDA, C. R. (2003). Alterações do óleo de soja e da mistura azeite de dendê - óleo de soja em frituras descontínuas de batatas chips. *BRAZ. J. Technol.*, 6(2), 245-249.
- MATEUS, C. P. (2010). *Avaliação do composto de ricinus granulado e hidroxipatita sintética na osteointegração em coelhos. Estudo Histológico*. Dissertação de Mestrado., Programa de pós-graduação interunidades em bioengenharia de São Paulo, São Carlos.
- MAXIMPLANT. (s.d.). Acesso em 15 de 04 de 2016, disponível em <http://maximplant.com.br/product/palca-cranio-maxilo-facial-customizada/>
- MORETTO, E., & FETT, R. (1998). *Definição de óleos e Gorduras tecnologia de óleos e gorduras vegetais na indústria de alimentos*. Varrella, São Paulo.
- NASCER, R. S. (2009). *Estudo do comportamento do polímero de mamona como material de substituição óssea em defeito diafisário no fêmur de ratos frente a alterações secundárias à associação com nanopar-tículas de sílica e zircônia*. Dissertação de Mestrado da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul.
- NAVARRO, M.; MICHIARDI, A.; CASTAÑO, O.; PLANELL, J. A. (2008). Biomaterials in orthopaedics. *J. R. SOC. Interface*, 5, 1137-1158.
- NETO, S. (s.d.). *Uso e aplicações do óleo de mamona*. (Instituto de Química - USP - São Carlos ) Acesso em 12 de 07 de 2013, disponível em <http://www.cnpa.embrapa.br/produtos/mamona/publicacoes/cbm3/palestras/Salvador%20Claro%20Neto.PDF>
- OHARA, G., KOJIMA, K., Rossi, J., & SALOMÃO, C. (1995). *Estudo experimental da biocompatibilidade do polímero poliuretano da mamona implantada intraóssea e intra-articular em coelhos*. Acesso em 12 de abril de 2013, disponível em Acta Ortop Bras: [http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci\\_serial&pid=1413-7852&lng=en&nrm=iso](http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_serial&pid=1413-7852&lng=en&nrm=iso)
- Óleo de Rícino. (2015). *WIKIPÉDIA, a enciclopédia livre*. Acesso em 20 de Abril de 2016, disponível em [https://pt.wikipedia.org/w/index.php?title=%C3%93leo\\_de\\_r%C3%ADcino&oldid=42254992](https://pt.wikipedia.org/w/index.php?title=%C3%93leo_de_r%C3%ADcino&oldid=42254992)
- Prado da Silva, M. (2007). Apostila de Biomateriais.
- PURICELLI, E., BARALDI, C., & PONZONI, D. (1999). *Estudo histológico do polímero poliuretano da mamona implantado no ângulo mandibular dos ratos*. Acesso em 21 de abril de 2013, disponível em Revista da Faculdade de Odontologia de Porto Alegre: <http://seer.ufrgs.br/RevistadaFaculdadeOdontologia>

- RAMALHO; et al. (2004). Ação do polímero de mamona durante a neoformação óssea. *Acta cirúrgica brasileira*, 19(4).
- RAMALHO; Lizeti de Toledo; et al. (2009). Avaliação histológica da biocompatibilidade do polímero da mamona no dorso nasal de macacos-pregos. *Revista de Otorrinolaringologia*, 350-355.
- RATNER, B D; et al. (2004). *Biomaterials Science : An Introduction to Materials in Medicine*. (2), 864.
- RIBEIRO, E. P., & SEVARALLI, E. A. (2004). *Química de Alimentos*. p. 194.
- RIBEIRO, Iorrana. (2013). *Estudo da implantação in vivo de biomateriais compósitos de fosfato de cálcio e polímero*. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal da Bahia, Instituto de Ciências da Saúde.
- ROBERTA, Juliano Bolson<sup>2</sup> João Eduardo Schossler; ORNES, Caroline; ALBERTI, Vanessa Mottin<sup>4</sup> Thiago. (2005). Análise clínica, radiológica, macroscópica e histológica do úmero de codornas domésticas (*Coturnix japonica*), submetido ao implante da poliuretana derivada. *Ciência Rural*, 35(5).
- Roberts, W. D. (1988). Bone tissue interface. 804-809.
- SALLES, A., FONTES, A., FONSECA, D., MACIEL, M., & CABRAL, R. (s.d.). Acesso em 02 de Dezembro de 2015, disponível em [http://biomateriaisnaengenharia.blogspot.com.br/2011/11/definicao-de-biomateriais\\_21.html](http://biomateriaisnaengenharia.blogspot.com.br/2011/11/definicao-de-biomateriais_21.html)
- SANTOS, R. F. dos; BARROS, A. L.; MARQUES, F. M.; FIRMINO, P. de T.; REQUIÃO, L. E. G. (2001). O agronegócio da mamona no Brasil. *EMBRAPA-SPI*, 17-35.
- SARAN, W. R. (2011). *Estudos de fenômenos de osteogênese em implantes de polímero vegetal*. Tese de Doutorado, Instituto de Química de São Carlos da Universidade de São Paulo, São Carlos.
- SOUZA, A., BRANDT, C., & LIMA, J. (2002). *Biopolímero da mamona na reconstrução de falhas ósseas após ressecção de tumores no esqueleto apendicular*. Acesso em 22 de abril de 2013, disponível em [http://www.ufpe.br/ppgmedtrop/index.php?option=com\\_content&view=article&id=315&Itemid=240](http://www.ufpe.br/ppgmedtrop/index.php?option=com_content&view=article&id=315&Itemid=240)
- SUGUIMOTO, R. (1997). *Implante do polímero de mamona sobre o mento. Estudo histológico em macacos. Tese (Mestrado)*. Araçatuba: Universidade Estadual Paulista.
- SUPRAQUALI. (s.d.). Acesso em 15 de maio de 2016, disponível em <http://www.supriquali.com/PDF/oficial.pdf>

VIEZZERr, C. (29 de Novembro de 2010). Acesso em 12 de Outubro de 2013, disponível em <http://engenhariatecidual.blogspot.com.br>