

**UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ  
COORDENAÇÃO DE ENGENHARIA MECÂNICA  
CURSO DE ENGENHARIA MECÂNICA**

**ANDREW SIBENEICK BIANCHINI**

**CARACTERIZAÇÃO MECÂNICA DO BIOPOLÍMERO, POLIURETANA  
DERIVADA DO ÓLEO DE MAMONA, ENRIQUECIDO COM 10%, 20%  
E 30% DE CARBONATO DE CÁLCIO**

**TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO**

**CORNÉLIO PROCÓPIO**

**2014**

**ANDREW SIBENEICK BIANCHINI**

**CARACTERIZAÇÃO MECÂNICA DO BIOPOLIMERO, POLIURETANA  
DERIVADA DO ÓLEO DA MAMONA, ENRIQUECIDO COM 10%, 20%  
E 30% DE CARBONATO DE CÁLCIO.**

Trabalho de Conclusão de Curso de Graduação, apresentado como requisito parcial à obtenção do título de Bacharel em Engenharia Mecânica, da Coordenação de Engenharia Mecânica, da Universidade Tecnológica Federal do Paraná.

Orientador: Prof. Dr. Romeu Rony Cavalcante da Costa

**CORNÉLIO PROCÓPIO**

**2014**



Ministério da Educação  
**Universidade Tecnológica Federal do Paraná**  
Campus Ponta Grossa

Nome da Diretoria  
Nome da Coordenação  
Nome do Curso



---

## **TERMO DE APROVAÇÃO**

**CARACTERIZAÇÃO MECÂNICA DO BIOPOLÍMERO, POLIURETANA DERIVADA DO ÓLEO DA MAMONA, ENRIQUECIDO COM 10%, 20% E 30% DE CARBONATO DE CÁLCIO**

por

**ANDREW SIBENEICK BIANCHINI**

Este Trabalho de Conclusão de Curso foi apresentado em \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ como requisito parcial para a obtenção do título de Bacharel em Engenharia Mecânico. O candidato foi arguido pela Banca Examinadora composta pelos professores abaixo assinados. Após deliberação, a Banca Examinadora considerou o trabalho aprovado.

---

Prof. Dr. Romeu Rony Cavalcante da Costa  
Orientador (UTFPR)

---

Prof. Dr. Amauri Bravo Ferneda  
Membro titular (UTFPR)

---

Prof. Me. José Aparecido Lopes Júnior  
Membro titular (UTFPR)

- O Termo de Aprovação assinado encontra-se na Coordenação do Curso -

## DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho à minha família e a todos meus amigos presentes durante o período de graduação.

## **AGRADECIMENTOS**

Certamente estes parágrafos não irão atender a todas as pessoas que fizeram parte dessa importante fase de minha vida. Portanto, desde já peço desculpas àquelas que não estão presentes entre essas palavras, mas elas podem estar certas que fazem parte do meu pensamento e de minha gratidão.

Agradeço primeiramente a Deus que permitiu que tudo isso acontecesse. Por ter iluminado meu caminho, dando saúde e força para superar os momentos de dificuldades.

Agradeço a Universidade Tecnológica Federal do Paraná, seu corpo docente, direção e administração que oportunizaram a janela que hoje vislumbro um horizonte superior.

Agradeço ao meu orientador Prof. Dr. Romeu Rony Cavalcante da Costa, pela orientação, auxílio, paciência e toda a sabedoria com que me guiou nesta trajetória.

Agradeço aos colegas de laboratório Marcos Vinícios Hiroshi Taguti e Eduardo Shoiti Sato pela amizade e ajuda durante o período de graduação.

Agradeço aos meus pais, Rose e Edilson, a minha irmã, Amanda, e minha namorada, Tatiane, por todo o amor, incentivo e apoio incondicional.

Agradeço a todos meus colegas de curso.

E agradeço a todos que direta ou indiretamente fizeram parte da minha formação, o meu muito obrigado.

“A mente que se abre a uma nova idéia  
jamais voltará ao seu tamanho original”  
(Albert Einstein).

## RESUMO

BIANCHINI, Andrew S. **Caracterização mecânica do biopolímero, poliuretana derivada do óleo de mamona, enriquecido com 10%, 20% e 30% de carbonato de cálcio.** 2014. 78f. Trabalho de Conclusão de Curso de Bacharelado em Engenharia Mecânica - Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Cornélio Procópio, 2014.

Os biopolímeros vem se sobressaindo na área médica e se destacando como uma alternativa para minimizar os impactos ambientais. Este trabalho tem como objetivo caracterizar as propriedades mecânicas de tração da poliuretana, um biopolímero, derivado do óleo de mamona, enriquecido com 10%, 20% e 30% de carbonato de cálcio. A função do carbonato é fornecer íons cálcio, o que facilita a troca iônica na interface osso-resina. Primeiramente apresentou-se as etapas básicas de fabricação dos moldes flexíveis de silicone e confecção dos corpos de prova do biomaterial. Para se levantar valores confiáveis, os ensaios de tração foram criteriosamente inspecionados de acordo com a norma ASTM D638-96, sob velocidade de 5 mm/min. Os resultados obtidos através dos ensaios foram cuidadosamente analisados, processados e comparados com outros dados presentes na literatura.

**Palavras-chave:** Biopolímero. Propriedades Mecânicas. Poliuretana derivada do óleo de mamona. Ensaio de tração. Compósitos poliméricos.

## ABSTRACT

BIANCHINI, Andrew S. **Mechanical characterization of the biopolymer, polyurethane derived from castor oil, enriched with 10%, 20% and 30% of calcium carbonate.** 2014.78p. Final thesis of Bachelor of Mechanical Engineering – Federal Technological University of Paraná. Cornélio Procópio, 2014.

Biopolymers has been excelling in the medical field and highlighting as an alternative to minimize environmental impacts. This work aims to characterize the mechanical tensile properties of polyurethane, a biopolymer derived from castor oil, enriched with 10%, 20% and 30% of calcium carbonate. The function of the calcium carbonate is to provide calcium ions, which facilitates the ion exchange on the bone-resin interface. First of all, presented the basic steps of fabrication of flexible silicone molds and manufacture of test specimens of the biomaterial. To get reliable values, the tensile tests were carefully inspected in accordance with ASTM D638-96, under speed of 5 mm / min. The results obtained from the tests were carefully analysed, processed and compared with other data in the literature.

**Keywords:** Biopolymer. Mechanical Properties. Polyurethane derived from castor oil. Tensile test. Polymer composite.



## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

|  |    |
|--|----|
| Figura 2.2.1: Reação genérica de obtenção de poliuretano.....  | 19 |
| Figura 2.3.1: Comportamento tensão-deformação para polímeros frágeis (A), plásticos (B) e altamente elásticos (C).....     | 22 |
| Figura 2.4.1: Classificação dos ensaios.....   | 25 |
| Figura 2.5.1: Curva tensão-deformação convencional.....  | 26 |
| Figura 2.5.2: Diagrama tensão-deformação esquemático de um material dúctil.....  | 29 |
| Figura 2.5.3: Comportamento de um corpo submetido a esforços de tração na direção Z.....                                   | 30 |
| Figura 2.5.4: Diagrama tensão-deformação.....  | 31 |
| Figura 2.6.1: Classificação dos processos de fabricação.....   | 33 |
| Figura 3.2.1: Matriz do corpo de prova de tração.....  | 39 |
| Figura 3.2.2: Moldes bipartidos com a presença de pinos.....   | 40 |
| Figura 3.2.3: Preparação da caixa do molde.....  | 41 |
| Figura 3.2.4: Bomba de vácuo.....  | 42 |
| Figura 3.2.5: Vaso de pressão.....   | 43 |
| Figura 3.2.6: Molde flexível de silicone.....  | 43 |
| Figura 3.2.7: Catalogação dos dados de fabricação dos CDP's.....   | 46 |
| Figura 3.2.8: Marcações dos corpos de prova.....   | 47 |
| Figura 3.2.9: Corpos de prova com as marcações finalizadas.....  | 47 |
| Figura 3.2.10: Template para catalogação das amostras.....   | 48 |
| Figura 3.2.11: Fresagem dos corpos de prova.....   | 50 |
| Figura 3.2.12: Equipamentos utilizados nos ensaios monotônicos de tração.....  | 51 |
| Figura 3.2.13: Template da planilha para análise mecânica dos dados.....   | 52 |
| Figura 4.1.1: Moldes flexíveis com imperfeições.....   | 56 |
| Figura 4.1.2: Molde flexível de silicone de tração.....  | 57 |
| Figura 4.2.1: Corpos de prova com má formação.....   | 58 |
| Figura 4.2.2: Corpos de prova enriquecidos com 10%, 20% e 30% de carbonato de cálcio, respectivamente.....                 | 60 |
| Figura 4.3.1: Curva tensão-deformação verdadeira dos corpos de prova com 10% de carbonato de cálcio.....                   | 61 |
| Figura 4.3.2: Comparação entre as curvas tensão-deformação de engenharia e verdadeira.....                                 | 62 |
| Figura 4.3.3: Curva tensão-deformação verdadeira dos corpos de prova com 20% de carbonato de cálcio.....                   | 63 |
| Figura 4.3.4: Curva tensão-deformação verdadeira dos corpos de prova com 20% de carbonato de cálcio.....                   | 65 |
| Figura 4.3.5: Comparação das curvas tensão-deformação dos CDP's com as diferentes porcentagens de carbonato de cálcio..... | 66 |

## LISTA DE TABELAS

|  |    |
|--|----|
| Tabela 2.2.1: - Potencial de substituição de alguns polímeros provenientes de fontes fósseis por biopolímeros.....       | 18 |
| Tabela 3.1.1: Especificações Técnicas do Carbonato de Cálcio (CaCO <sub>3</sub> ). .....                                 | 38 |
| Tabela 3.2.1: Quantidade das diferentes porcentagens de carbonato de cálcio presente nos corpos de prova. ....           | 44 |
| Tabela 4.3.1: Valores médios dos ensaios de tração dos corpos de prova enriquecidos com 10% de carbonato de cálcio. .... | 63 |
| Tabela 4.3.2: Valores médios dos ensaios de tração dos corpos de prova enriquecidos com 20% de carbonato de cálcio. .... | 64 |
| Tabela 4.3.3: Valores médios dos ensaios de tração dos corpos de prova enriquecidos com 30% de carbonato de cálcio. .... | 65 |
| Tabela 4.3.4: Comparação de corpos de prova das diferentes porcentagens de carbonato de cálcio utilizada. ....           | 67 |

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

|                   |   |
|-------------------|---|
| ASTM              | American Society for Testing and Materials  |
| CaCO <sub>3</sub> | Carbonato de Cálcio                         |
| CDP               | Corpo de Prova                              |
| FDA               | Food and Drug Administration                |
| GPa               | Gigapascal                                  |
| KN                | Kilonewton                                  |
| PSI               | Libras-força por polegada quadrada          |
| MPa               | Megapascal                                  |
| mm                | Milímetros                                  |
| PLA               | Poli (ácido láctico)                        |
| PHB               | Polihidroxibutirato                         |
| PHBHx             | Polihidroxibutirato-co-polihidroxihexanoato |
| T <sub>g</sub>    | Temperatura de transição vítrea             |

## LISTA DE SÍMBOLOS

|                    |  |
|--------------------|--|
| $S$                | Área da seção transversal instantânea  |
| $S_0$              | Área da seção transversal inicial      |
| $P$                | Carga aplicada                         |
| $n$                | Coefficiente de encruamento            |
| $\nu$              | Coefficiente de Poisson                |
| $l$                | Comprimento final                      |
| $l_0$              | Comprimento inicial                    |
| $\epsilon$         | Deformação de engenharia               |
| $\epsilon_{trans}$ | Deformação do extensômetro transversal |
| $\epsilon_r$       | Deformação real ou verdadeira          |
| $\epsilon_{trans}$ | Deformação verdadeira transversal      |
| $T_0$              | Espessura inicial                      |
| $W_0$              | Largura inicial                        |
| $\sigma_E$         | Limite de escoamento                   |
| $\sigma_u$         | Limite de resistência à tração         |
| $\sigma_f$         | Limite de ruptura                      |
| $\sigma_{en}$      | Limite n de escoamento                 |
| $E$                | Módulo de elasticidade                 |
| $U_r$              | Módulo de resiliência                  |
| $U_t$              | Módulo de tenacidade                   |
| $\sigma_c$         | Tensão de engenharia                   |
| $\sigma_r$         | Tensão real ou verdadeira              |
| $\Delta L$         | Variação do comprimento                |

## SUMÁRIO

|  |           |
|--|-----------|
| <b>1 INTRODUÇÃO .....</b>  | <b>13</b> |
| 1.1 OBJETIVOS DO TRABALHO .....                                  | 14        |
| 1.1.1 Objetivo geral.....  | 14        |
| 1.1.2 Objetivos específicos .....                                | 14        |
| 1.2 DESCRIÇÃO DO TRABALHO .....                                  | 15        |
| <b>2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA .....</b>                             | <b>16</b> |
| 2.1 BIOMATERIAIS .....   | 17        |
| 2.2 BIOPOLÍMEROS .....   | 17        |
| 2.3 COMPORTAMENTO MECÂNICO DOS POLÍMEROS .....                   | 21        |
| 2.4 ENSAIO DE TRAÇÃO.....  | 23        |
| 2.5 PROPRIEDADES EM TRAÇÃO .....                                 | 26        |
| 2.5.1 Região de comportamento elástico (OA) .....                | 28        |
| 2.5.2 Região de escoamento (AB).....                             | 30        |
| 2.5.3 Região de comportamento plástico (BF).....                 | 31        |
| 2.5.4 Região de encruamento.....                                 | 32        |
| 2.6 PROCESSOS DE FABRICAÇÃO .....                                | 32        |
| 2.6.1 Fresagem.....  | 33        |
| <b>3 MATERIAIS E MÉTODOS.....</b>                                | <b>36</b> |
| 3.1 MATERIAIS.....   | 36        |
| 3.1.1 Borracha de Silicone.....                                  | 36        |
| 3.1.2 Poliuretana.....   | 37        |
| 3.1.3 Carbonato de Cálcio (CaCO <sub>3</sub> ).....              | 37        |
| 3.2 MÉTODOS.....   | 38        |
| 3.2.1 Moldes flexíveis de silicone .....                         | 39        |
| 3.2.2 Corpos de prova enriquecidos com carbonato de cálcio ..... | 44        |
| 3.2.3 Uniformização e preparação dos CDP's para ensaio .....     | 46        |
| 3.2.4 Ensaio de tração.....                                      | 50        |
| 3.2.5 Análise mecânica dos dados .....                           | 52        |
| <b>4 RESULTADOS .....</b>  | <b>56</b> |
| 4.1 MOLDES FLEXÍVEIS DE SILICONE .....                           | 56        |
| 4.2 FABRICAÇÃO DOS CORPOS DE PROVA .....                         | 57        |
| 4.3 ENSAIOS MONOTÔNICOS DE TRAÇÃO.....                           | 60        |
| <b>5 CONCLUSÃO.....</b>  | <b>68</b> |
| <b>REFERÊNCIAS.....</b>  | <b>70</b> |
| <b>ANEXO A - Boletim Técnico da Borracha de Silicone .....</b>   | <b>76</b> |

## 1 INTRODUÇÃO

O homem moderno tem hoje sua atenção voltada para as questões ambientais. Na preocupação com a preservação do meio ambiente, nos vemos em um cenário de busca constante por tecnologia limpa, com a intenção de minimizar os prejuízos que nossa existência traz ao planeta.

O consumo de produtos plásticos ao longo dos anos vem produzindo grande número de resíduos desse material aos quais se acumulam pelos aterros gerando problemas ambientais consideráveis (KUMAR *et al.*, 2010). Os plásticos ou polímeros não biodegradáveis contribuem bastante para essas adversidades, pelo fato de possuírem elevada resistência a degradação demorando anos para se decompor. Portanto, pesquisadores e indústria vêm buscando alternativas para minimizar os impactos ambientais causados pelo descarte inadequado de produtos fabricados com plásticos (BRITO *et al.*, 2011).

Devido a estes fatores, a introdução de biopolímeros vem ganhando destaque como uma alternativa para minimizar os impactos ambientais causados pelo descarte inadequado de produtos industrializados, e devido a sua viabilidade técnica e econômica, apresenta grande potencial de expansão.

Outro campo de aplicação dos biopolímeros que vem se sobressaindo é na área médica. A qual tem exigido cada vez mais implantes ósseos que possam cumprir de maneira adequada as funções da parte substituída ou reposta. Sendo assim, a estrutura que será implantada deve ter um desempenho satisfatório, capaz de suportar as solicitações em serviço e proporcionar o mínimo de desconforto ao usuário (FERNEDA, 2006).

No presente trabalho o biomaterial utilizado é a poliuretana derivada do óleo da mamona, considerado um biopolímero regenerador ósseo (FERNEDA, 2006). O polímero foi desenvolvido pelo Grupo de Química Analítica e Tecnologia de Polímeros (GQATP) do Instituto de Química da USP, que desenvolve pesquisa com polímeros oriundos de matérias-primas renováveis desde 1984.

O Brasil, devido as suas características climáticas, possui importante potencial econômico e estratégico no cultivo da mamoneira para fins de estudo dos biopolímeros derivados do óleo dessa planta (SAVY FILHO, 2001). Sendo assim, esse material apresenta como característica, uma grande capacidade de aplicação em estruturas ósseas.

Com este foco de estudo, o estudo tem como objetivo caracterizar as propriedades mecânicas de tração da poliuretana enriquecida com diferentes porcentagens de carbonato de cálcio. A função do carbonato na poliuretana é fornecer íons cálcio, o que facilita a troca iônica na interface osso-resina (MARIA *et al.*, 2003).

Para que se possa levantar valores confiáveis o processo é criteriosamente inspecionado desde a fabricação dos corpos de prova até a realização dos ensaios, sendo estes realizados de acordo com as normas ASTM.

## 1.1 OBJETIVOS DO TRABALHO

### 1.1.1 Objetivo geral

Realizar a caracterização mecânica do biopolímero, poliuretana derivada do óleo da mamona, enriquecida com 10%, 20% e 30% de carbonato de cálcio, através de ensaios normatizados de tração.

### 1.1.2 Objetivos específicos

Como principais objetivos específicos do trabalho proposto, pode-se elencar:

- Criar a matriz, em aço, do modelo do corpo de prova;
- Confeccionar os moldes flexíveis de silicone;
- Realizar a moldagem dos corpos de prova da poliuretana, enriquecidos com as diferentes porcentagens de carbonato de cálcio;
- Catalogar todos os corpos de prova e verificar os aspectos geométricos, dimensionais e de qualidade dos mesmos;
- Uniformizar a forma geométrica dos corpos de prova de acordo com as normas ASTM;
- Realizar os ensaios normatizados de tração dos CDP's;
- Elaborar uma síntese dos dados obtidos e analisados.

## 1.2 DESCRIÇÃO DO TRABALHO

Para o desenvolvimento do trabalho, este foi estruturado em seções que abordam os seguintes assuntos:

- Seção 2 - Revisão bibliográfica

Nesta etapa realiza-se uma revisão bibliográfica sobre biopolímeros, com foco na poliuretana derivada do óleo de mamona. Verifica-se também o comportamento mecânico dos biopolímeros, os ensaios dos materiais, o processo de fabricação utilizado e as propriedades mecânicas obtidas através dos ensaios de tração.

- Seção 3 - Materiais e Métodos

Esta seção aborda os materiais utilizados e as metodologias empregadas na fabricação dos moldes flexíveis de silicone, na produção dos corpos de prova da poliuretana enriquecida com carbonato de cálcio, na uniformização e preparação dos CDP's e na realização dos ensaios normatizados de tração. Para finalizar são descritos os passos utilizados para a análise dos dados obtidos durante os testes.

- Seção 4 - Resultados e Discussões

Abrange os resultados obtidos durante os ensaios monotônicos de tração, a confecção dos corpos de prova enriquecidos com carbonato de cálcio e a fabricação dos moldes flexíveis de silicone. Também são realizadas discussões sobre a síntese dos dados obtidos e analisados.

- Seção 5 - Conclusões

Apresenta as conclusões provenientes do presente estudo.



## 2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Em consequência do desenvolvimento social e urbano, os traumatismos são cada vez mais frequentes, ocasionando fraturas que apresentam perda de quantidade substancial de osso. Assim, a busca por técnicas alternativas que permitam a osteogênese, osteoindução e osteocondução torna-se necessária. É com esse intuito que os pesquisadores buscam técnicas que auxiliem na regeneração dos tecidos e órgãos, restabelecendo-lhes as funções fisiológicas (FERNANDES *et al.*, 2007). Em alguns pacientes, a função é restaurada apenas com a regeneração tecidual, mas, em outros, é necessário o uso de próteses (IGNÁCIO, 1999).

Diante dessa busca constante de um substituto ideal para tecidos humanos, em virtude da complexidade do tratamento reparador, tem sido dado destaque a materiais de origem sintética ou natural, conhecidos como aloplásticos, que englobam diversos metais ou ligas metálicas inertes, cerâmicas, compósitos e polímeros (IGNÁCIO, 2002; LEONEL, 2003).

Os metais e ligas metálicas apesar de ampararem as necessidades requeridas pelos implantes, também possuem suas adversidades. Pode-se citar como características indesejáveis o desconforto ao usuário e alguns transtornos que podem ocorrer na vida do paciente. Alguns exemplos de complicações citadas por alguns autores são: metalose, rigidez excessiva do material em relação ao osso, curto espaço de tempo para manutenção e substituição, etc. (FERNEDA, 2006).

Perante essa busca por novas soluções, os biopolímeros tem despontados como uma grande alternativa de substituição. Os biomateriais, usados como substitutos ósseos, devem apresentar determinadas propriedades físico-químicas compatíveis com a fisiologia do osso (NAJJAR *et al.*, 1991). Nessa busca por novas soluções, o poliuretano tem se destacado como um dos principais polímeros deste século (ARAÚJO, 1998).

## 2.1 BIOMATERIAIS

A definição clássica de biomaterial é "parte de um sistema que trate, aumente ou substitua qualquer tecido, órgão ou função do corpo". Um biomaterial em sentido amplo, também pode ser definido como qualquer material farmacologicamente inerte capaz de interagir com um organismo vivo, não induzindo reações adversas no sítio de implantação ou mesmo sistemicamente (NACER, 2009).

Os biomateriais apresentam como propriedades a biocompatibilidade, o fato de não serem tóxicos ou carcinogênicos, possuem resistência mecânica, elasticidade e estabilidade química e biológica (LEONEL *et al.*, 2004).

Dessa maneira, o grande desafio no campo de estudo dos biomateriais é encontrar um material compatível com tecido vivo, de tal maneira que o organismo possa reconhecê-lo como uma estrutura e não como um agressor ao seu meio.

## 2.2 BIOPOLÍMEROS

Biopolímero é um polissacarídeo de origem microbiana que tem a capacidade de formar géis em soluções viscosas em meio aquoso (BERWANGER, 2005). A matéria-prima principal para a manufatura dos biopolímeros é uma fonte de carbono renovável (fontes renováveis são assim conhecidas por possuírem um ciclo de vida curto quando comparado com fontes fósseis como o petróleo), geralmente um carboidrato derivado de plantios comerciais de larga escala como cana-de-açúcar, milho, batata, trigo e beterraba; ou óleo vegetal extraído de soja, girassol, palma ou outra planta oleaginosa.

Os biopolímeros vem se destacando como grande alvo de interesse, tanto por questões ambientais como socioeconômicas, como por exemplo: os grandes impactos ambientais causados durante o processo de extração e refino utilizados para a produção dos polímeros provenientes do petróleo, a escassez do petróleo e aumento de seu preço (BRITO *et al.*, 2011).

Alguns biopolímeros podem atuar como substituto de alguns polímeros provenientes de fontes fósseis, a tabela 2.2.1 apresenta um quadro de possibilidades. Os biopolímeros representados na tabela 2.2.1 são o amido, PLA, PHB e o PHBHx.

**Tabela 2.2.1: - Potencial de substituição de alguns polímeros provenientes de fontes fósseis por biopolímeros.**  
**Fonte: Brito et al. (2011).**

| Polímero | PVC | PEAD | PEBD | PP | PS | PMMA | PA | PET | PC |
|----------|-----|------|------|----|----|------|----|-----|----|
| Amido    | -   | +    | +    | +  | +  | -    | -  | -   | -  |
| PLA      | -   | +    | -    | +  | +  | -    | +  | +   | -  |
| PHB      | -   | +    | -    | ++ | +  | -    | -  | -   | -  |
| PHBHx    | +   | ++   | ++   | ++ | +  | -    | -  | +   | -  |

++ substituição completa; + substituição parcial; - não substitui.

Sendo assim, os biopolímeros são materiais capazes de substituir tecidos danificados por um certo período de tempo, durante o qual o processo de reparo natural da área afetada estaria sendo promovido (NACER, 2009). Dessa forma, o novo tecido iria progressivamente substituindo o implante nas funções requeridas (LEE *et al.*, 2006).

Apesar de todas as vantagens, os biopolímeros possuem algumas limitações técnicas que tornam difícil sua processabilidade e seu uso como produto final (BRITO *et al.*, 2011).

A pesquisa de biomateriais tem apresentado uma variedade de implantes, sintéticos e naturais, desenvolvidos para uso biológico. A descoberta de novos polímeros e copolímeros tem contribuído significativamente para a evolução no campo dos biomateriais (CALIXTO, 2001; LARANJEIRA *et al.*, 2004).

Nesse contexto de estudo, o Grupo de Química Analítica e Tecnologia de Polímeros (GQATP) desenvolveu em 1984 um biopolímero, produzido a partir do óleo da mamona (*Ricinus communis*), contribuindo para a evolução do campo dos biomateriais. Após alguns testes incipientes, verificou-se a biocompatibilidade e atoxicidade deste polímero (OHARA *et al.*, 1995).

O poliuretano pode ser definido como um grupo de materiais compostos por macromoléculas contendo a ligação uretana repetidas vezes, geralmente resultado da reação isocianato com grupos hidroxilas (MARQUES & MARTINS, 2009). A reação genérica pode ser visualizada na figura 2.2.1.

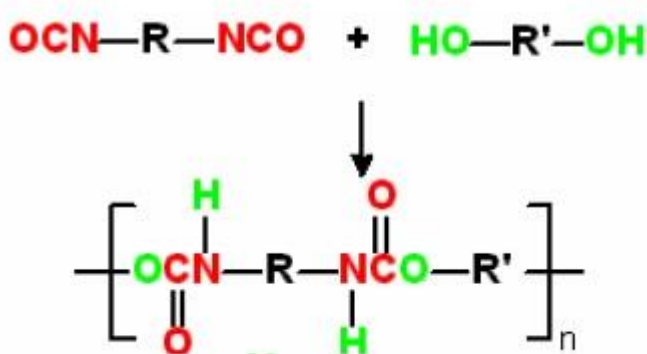


Figura 2.2.1: Reação genérica de obtenção de poliuretano.  
Fonte: Marques & Martins (2009).

O poliuretano é considerado um dos polímeros mais populares do mundo atual, com uma grande e crescente atuação no mercado nas mais diversificadas áreas (MARQUES & MARTINS, 2009). Quando esse material é sintetizado a partir de óleo vegetal, ele ganha a denominação de biomaterial devido as suas propriedades biocompatíveis e biodegradáveis.

O poliuretano derivado do óleo da mamona é um material que possui características favoráveis quanto a processabilidade, flexibilidade de formulação, excelentes propriedades estruturais, não emite vapores tóxicos, possui bom poder de adesão, não libera radicais tóxicos quando implantado (REZENDE *et al.*, 2001).

A formação do polímero é realizada através de uma reação entre um pré-polímero e um polioli. A mamona possui um grande potencial oleoquímico, que garante o fornecimento de polióis e pré-polímeros a partir da produção de ácido graxos em larga escala (PROJETO PADCT, 1994).

Entre as propriedades do biopolímero, uma é de suma importância: a presença de poros irregulares em meio a sua estrutura, permitindo assim sua incorporação aos tecidos vivos e favorecendo a sua regeneração dos defeitos ósseos (NACER, 2009).

Este biomaterial pode ser considerado inerte, uma vez que permanece em meio ao defeito, evitando o preenchimento do mesmo por tecido fibroso, sendo lentamente substituído por tecido ósseo (LEONEL *et al.*, 2004)

A biocompatibilidade da resina poliuretana de mamona foi analisada após implantação no cômulo femoral em coelhos; nesta espécie a resina não é tóxica, formando uma reação fibrosa (OHARA *et al.*, 1995). Essa característica foi também comprovada após implantação da poliuretana em alvéolo dental de ratos. Neste caso,

ocorreu a osteointegração progressiva na resina, sem reação inflamatória ou de corpo estranho (CARVALHO *et al.*, 1997).

Essa característica de biocompatibilidade também foi comprovada por Fernandes *et al.* (2007) quando aplicado na diáfise proximal da tíbia de cães. Bolson *et al.* (2005) comprovou, após a implantação da poliuretana em codornas domésticas, a biocompatibilidade do material através de análises clínicas, radiológicas, macroscópicas e histológicas.

A biocompatibilidade do poliuretano de óleo de mamona pode ser explicada pelo fato desse material conter em sua estrutura uma cadeia de ácido graxo, que é também encontrada nas gorduras existentes no corpo humano, tornando-o assim um corpo semelhante ao organismo, o que evita a rejeição (ERENO, 2003).

Assim, a biocompatibilidade e a possibilidade de crescimento ósseo ao redor e na porosidade da resina poliuretana de mamona abrem grandes perspectivas de utilização do material no campo ortopédico (OHARA *et al.*, 1995).

A poliuretana pode ser utilizada pura ou em associação com o carbonato de cálcio. A função do carbonato é fornecer íons cálcio, o que facilita a troca iônica na interface osso-resina. Assim essa inclusão permite a formação de poros, confere melhor padrão de resistência e elasticidade em relação ao tecido ósseo (NACER, 2009).

A adição de carbonato de cálcio na mistura do biopolímero, poliuretana derivado do óleo da mamona, eleva sua temperatura de fusão e temperatura de cristalização (SILVA *et al.*, 2010).

A síntese de resinas poliuretanas a partir de origem vegetal é extremamente interessante para um país com potencial agroindustrial como o Brasil. A planta da mamona é encontrada em regiões tropicais e subtropicais e seu óleo é extraído através da prensagem a frio ou a quente das sementes da planta ou por extração com solvente, resultando em um líquido viscoso (OHARA *et al.*, 1995).

A poliuretana derivada do óleo de mamona recebeu aprovação da Food and Drug Administration (FDA), agência do governo norte americano responsável pela liberação de novos alimentos e medicamentos nos EUA em 2003 e pelo Ministério da Saúde do Brasil em 1999. Esse certificado abriu as portas para o mercado mundial na área da saúde e garantiu visibilidade científica em todo o planeta (ERENO, 2003).

### 2.3 COMPORTAMENTO MECÂNICO DOS POLÍMEROS

Segundo Brito *et al.* (2011) apesar de todas as vantagens que os biopolímeros apresentam, eles possuem algumas limitações técnicas que tornam difícil sua processabilidade e seu uso como produto final. Desta maneira, muitos grupos de pesquisa têm focado no estudo das modificações dos biopolímeros para viabilizar seu processamento e seu uso.

O comportamento mecânico de qualquer material utilizado em engenharia é função de sua estrutura interna e de sua aplicação em projeto (GARCIA *et al.*, 2008). Wasilkoski (2006) caracteriza comportamento mecânico como a resposta que estes materiais possuem quando solicitados à alguma tensão ou deformação. O autor ainda diz que para os polímeros, não existe uma constante de proporcionalidade para tensão ou deformação. Os polímeros possuem respostas dependentes de fatores estruturais e de variáveis externas, quando solicitados aos esforços mecânicos.

Os polímeros, em sua grande maioria, são altamente sensíveis à taxa de deformação, à temperatura e à natureza química do ambiente, como exemplo pode-se citar a presença de água, oxigênio, solventes orgânicos etc. (CALLISTER, 2008).

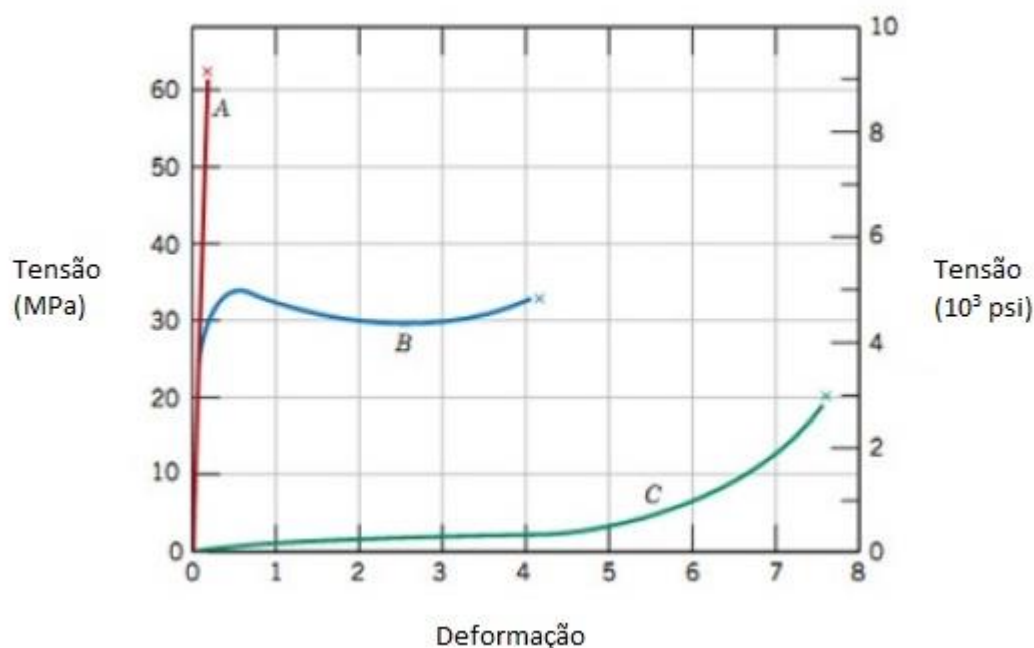
Ferneda (2006) caracteriza, através de resultados preliminares provenientes de trabalhos anteriores, o biopolímero da resina da mamona como um material de comportamento mecânico visco-elasto-plástico.

Materiais viscoelásticos possuem deformação dependente do tempo (CANEVAROLO, 2002). Para pequenas taxas de deformação e pequenas deformações (<2%), os efeitos viscoelásticos podem ser considerados lineares em primeira aproximação (MEYERS & CHAWLA, 2009).

De acordo com Azevedo *et al* (2009) a viscoelasticidade é um processo termicamente ativado. Em temperaturas acima da temperatura de transição vítrea,  $T_g$ , o polímero apresenta um comportamento viscoso. Em temperaturas abaixo da  $T_g$ , a viscosidade aumenta consideravelmente.

Os polímeros apresentam um comportamento intermediário entre sólido elástico e líquido viscoso, dependendo da temperatura e do tempo. Sólido elástico é a propriedade em que o material retorna a sua forma inicial depois de retirar o esforço mecânico incidente nele, enquanto no líquido viscoso a deformação é irreversível na ausência de forças externas (WASILKOSKI, 2006).

Segundo Callister (2008) os materiais poliméricos podem ser divididos em 3 tipos de comportamento tensão-deformação. De acordo com a figura 2.3.1, a curva A apresenta um polímero frágil, em que possui fratura enquanto se deforma elasticamente. A curva B exibi deformação inicial elástica seguida pelo escoamento e por uma região de deformação plástica, similar ao desempenho de muitos materiais metálicos. Por último, a curva C é inteiramente plástica.



**Figura 2.3.1: Comportamento tensão-deformação para polímeros frágeis (A), plásticos (B) e altamente elásticos (C).  
Fonte: Callister (2008).**

O biopolímero, poliuretana derivada do óleo de mamona, apresenta comportamento de material dúctil, comprovado através de ensaios monotônicos de tração por Claro Neto (1997). Segundo Taguti (2012) a poliuretana é considerado como material dúctil pois em seu comportamento o material sofre deformação elástica inicial seguida pelo escoamento e por uma deformação plástica.

A cadeia de um poliuretano consiste de uma sequência alternada de segmentos flexíveis e segmentos rígidos. Os segmentos flexíveis são formados por moléculas de polióis, que conferem flexibilidade à baixa temperatura e influenciam nas propriedades reológicas do polímero. Os segmentos rígidos são compostos por isocianatos, que formam as ligações uretanas polares, conferindo propriedades como dureza, resistência à tração e tenacidade do material (LIMA, 2007). Portanto, de

acordo com Merline (2011), as propriedades do poliuretano são influenciadas diretamente pela quantidade e composição do isocianato e poliálcool utilizados na síntese.

Devido a essa versatilidade, os poliuretanos podem ser utilizados em diferentes segmentos industriais (LOPES *et al.*, 2008).

Os polímeros são classificados como termoplásticos e termofixos, sendo que a diferença principal entre ambos está no comportamento frente a temperatura (SHACKEIFORD, 1996).

Os polímeros termoplásticos amolecem (e eventualmente se liquefazem) quando são aquecidos e endurecem quando são resfriados. A degradação irreversível ocorre quando a temperatura de um termoplástico fundido é aumentada excessivamente. Os termoplásticos são relativamente macios e são fabricados normalmente com uma aplicação simultânea de calor e pressão. Os polímeros termofixos são polímeros em rede, ou seja, eles se tornam relativamente duros durante a sua formação e não amolecem com um aquecimento subsequente. Apenas um aquecimento excessivo dos termofixos será capaz de romper as ligações cruzadas do material e causar sua degradação. Os termofixos são, em geral, mais duros e mais resistentes do que os termoplásticos e possuem uma melhor estabilidade dimensional (CALLISTER, 2008).

O biopolímero, poliuretano derivada do óleo de mamona, é classificado como termofixo, ou seja, sofre reação após a cura e decomposição térmica. Enquanto os termoplásticos se fundem como um líquido viscoso, assim, não sofrem reações químicas ou decomposição (FERNEDA, 2006).

## 2.4 ENSAIO DE TRAÇÃO

O acesso a novas matérias-primas e o desenvolvimento de novos processos de fabricação culminaram na criação de métodos padronizados de produção. Simultaneamente, desenvolveram-se processos e métodos de controle de qualidade e de produtos, os quais são responsáveis pela inspeção desde a matéria-prima até o produto final, através de fiscalizações e ensaios finais nos itens acabados. Assim, percebe-se a importância dos ensaios dos materiais em verificar se os materiais apresentam as propriedades que os tornarão adequadas ao seu uso ou não (TELECURSO, 2000).



Segundo Garcia *et al.* (2008), através de ensaios mecânicos é possível determinar as propriedades mecânicas que se referem ao comportamento do material frente a solicitações, que são expressas em função de tensões e/ou deformações.

A maneira como os resultados são interpretados e como os ensaios são conduzidos seguem normas técnicas de ensaios normatizados. O estabelecimento e a publicação dessas normas são coordenados por sociedades profissionais. Por exemplo, nos Estados Unidos, a organização mais ativa é a Sociedade Americana para Ensaio e Materiais (ASTM - *American Society for Testing and Materials*) (CALLISTER, 2008). No qual a presente tese irá seguir.

Taniguti & Alves (2011) afirmam que os ensaios mecânicos têm como objetivo:

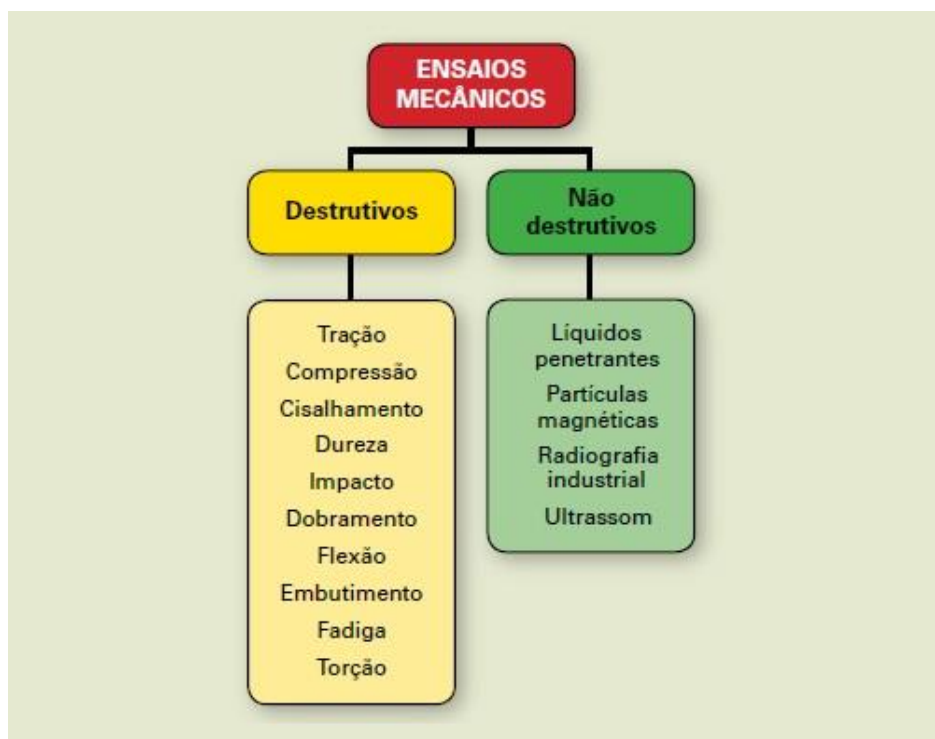
- Determinar o comportamento dos materiais para fins de projetos;
- Determinar as causas de falhas de materiais e componentes em serviço;
- Elaborar novos materiais, para conhecer suas propriedades;
- Controlar o processo produtivo para poder avaliar se as propriedades dos materiais são mantidas durante o processo, a fim de que haja conformidade entre as especificações do projeto e do produto final.

Entre as principais propriedades dos materiais obtidas por ensaio, pode-se citar de acordo com Garcia *et al.* (2008):

- Resistência: representada por tensões e definidas em condições particulares;
- Elasticidade: capacidade do material de voltar à sua forma inicial quando a carga que o deformava é retirada.
- Plasticidade: competência do material em sofrer deformação permanente apreciável, sem se romper.
- Resiliência: capacidade do material em absorver energia no regime elástico.
- Tenacidade: energia necessária para provocar a fratura do material.

Os ensaios mecânicos são classificados em dois tipos: destrutivos e não destrutivos. Nos ensaios destrutivos ocorre a ruptura dos materiais ou estes se tornam inutilizáveis. Enquanto nos ensaios não destrutivos o material não é danificado e através destes ensaios é possível detectar, durante as diversas fases do processo de fabricação, defeitos ou descontinuidades que dificilmente seriam encontradas por

meio de ensaios destrutivos (Taniguti & Alves, 2011). A figura 2.4.1 exemplifica alguns tipos de ensaio.



**Figura 2.4.1: Classificação dos ensaios.**  
**Fonte: Telecurso (2000).**

Entre os diversos tipos de ensaios realizados o ensaio de tração é um dos mais praticados por ser de fácil execução e ser relativamente rápido, além de proporcionar informações cruciais e importantes do material (Garcia *et al.*, 2008).

Normalmente o corpo de prova utilizado em um ensaio de tração possui seção transversal circular ou retangular. Esta seção transversal é reduzida porque durante o ensaio a deformação permanece confinada nessa região central mais estreita, reduzindo a probabilidade de fratura em alguma extremidade do CDP e também serve para que a concentração de tensão ocorra na fixação do corpo de prova (CALLISTER, 2008).

O procedimento experimental consiste na aplicação de tensões progressivas ao longo do eixo de um corpo de prova, isto é, perpendicularmente à seção transversal, medindo a variação de comprimento ( $l$ ) como função da carga ( $P$ ), esses corpos de prova devem ser preparados segundo alguma norma técnica. Entre as diversas características obtidas através deste ensaio, destacam-se: limite de

resistência à tração ( $\sigma_u$ ), limite de escoamento ( $\sigma_E$ ), módulo de elasticidade ( $E$ ), ductilidade e coeficiente de poisson ( $\nu$ ) (Taniguti & Alves, 2011; Garcia *et al.*, 2008).

O resultado de um ensaio de tração geralmente é registrado por um computador na forma de carga ou força em função do alongamento (CALLISTER, 2008). Através desse resultado é possível obter o diagrama tensão-deformação. Este diagrama varia muito de material para material, podendo um material ter diferentes resultados em diferentes ensaios, dependendo da temperatura do CDP ou da velocidade do ensaio. Através do diagrama tensão-deformação é possível distinguir as características do material, por exemplo, se o material é dúctil ou frágil (BEER, 1995).

## 2.5 PROPRIEDADES EM TRAÇÃO

O diagrama tensão-deformação teórico do ensaio de tração é mostrado na figura 2.5.1.

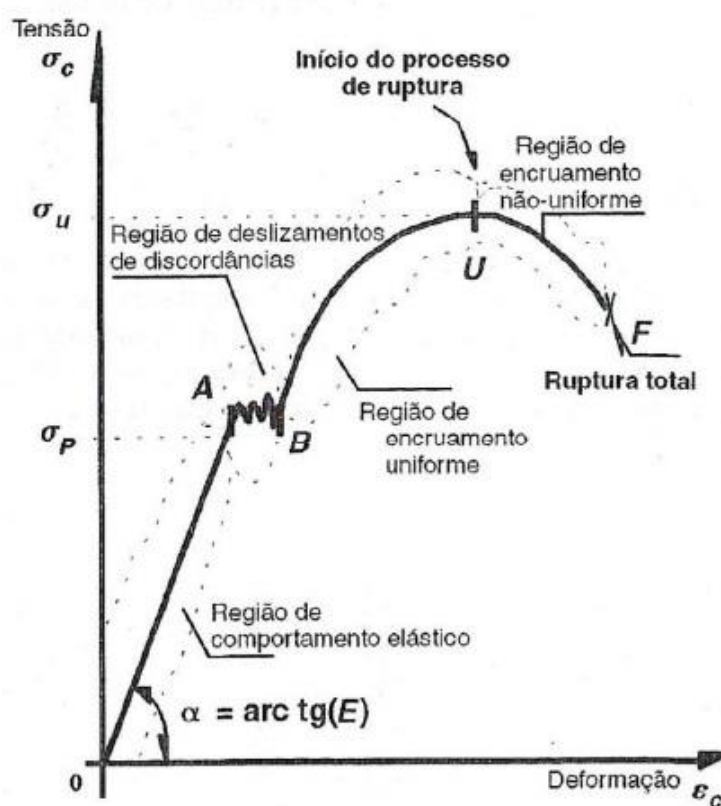


Figura 2.5.1: Curva tensão-deformação convencional.  
Fonte: Garcia *et al.* (2008).

A tensão convencional, nominal ou de engenharia ( $\sigma_c$ ) é definida pela relação:

$$\sigma_c = \frac{P}{S_0} \quad (2.1)$$

Onde  $P$  é a carga instantânea aplicada em uma direção perpendicular à seção transversal do CDP, e  $S_0$  é a área inicial da seção transversal antes da aplicação de qualquer carga. A unidade de tensão de engenharia é megapascals (MPa) no sistema internacional ou libras-força por polegada quadrada (PSI) no sistema inglês.

A deformação convencional ou de engenharia ( $\varepsilon$ ) é definida de acordo com a expressão:

$$\varepsilon = \frac{l - l_0}{l_0} = \frac{\Delta l}{l_0} \quad (2.2)$$

Onde  $l_0$  é o comprimento inicial antes de qualquer carga aplicada e  $l$  é o comprimento instantâneo. A grandeza  $l - l_0$  é simbolizada por  $\Delta L$  e representa o alongamento ou variação no comprimento em um dado instante, sobre referência ao comprimento inicial. A deformação de engenharia é adimensional.

A curva tensão-deformação exibida na figura 2.5.1 pode ser dividida em quatro regiões de comportamentos distintos para materiais cristalinos:

- OA - região de comportamento elástico;
- AB - região de deslizamentos de discordâncias;
- BU - região de encruamento uniforme;
- UF - região de encruamento não uniforme (o processo de ruptura tem início no ponto U e término no ponto F).

Para materiais que apresentam alta capacidade de deformação permanente, a seção transversal do CDP começa a decrescer ao atravessar o ponto de tensão máxima U, assim a tensão necessária para continuar a deformação diminui até a ruptura total (GARCIA *et al.*, 2008)

Segundo Callister (2008), Garcia *et al.*, (2008), BEER (1995), HIBBELER (2004) e TAGUTI (2010) essas quatro regiões podem ser descritas da seguinte maneira:

### 2.5.1 Região de comportamento elástico (OA)

Quando um material solicitado por algum tipo de força sofre deformação e, após a retirada dessa força aplicada, o material se recupera para a dimensão inicial, então esta deformação é definida como deformação elástica. Nesta região a tensão e a deformação são proporcionais e a inclinação deste segmento linear corresponde ao módulo de elasticidade  $E$ .

Essa relação conhecida como Lei de Hooke, em que descreve tensão e deformação como uma relação linear, é dada da seguinte forma:

$$\sigma = E \cdot \varepsilon \quad (2.3)$$

Onde  $E$  é o módulo de elasticidade do material, ou módulo de Young e  $\varepsilon$  é a deformação. Módulo de elasticidade é a designação da rigidez do material e dependem das forças de ligação interatômicas. Sendo determinado pelo alongamento específico na região linear do diagrama tensão-deformação:

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} \cdot \frac{P \cdot l_0}{S_0 \cdot \Delta l} \quad (2.4)$$

A lei de Hooke é válida até um certo valor de tensão  $\sigma$ , onde a deformação é proporcional a carga aplicada, esse ponto é chamado de limite de proporcionalidade. Após esse ponto o material perde a linearidade entre a relação tensão-deformação.

Se o material possuir um limite de escoamento bem definido, então o limite de proporcionalidade e limite de escoamento serão coincidentes com a tensão de escoamento, figura 2.5.2. Para o caso do polímero, o limite elástico é diferente do limite visco elástico, a partir do qual o material pode entrar no escoamento.

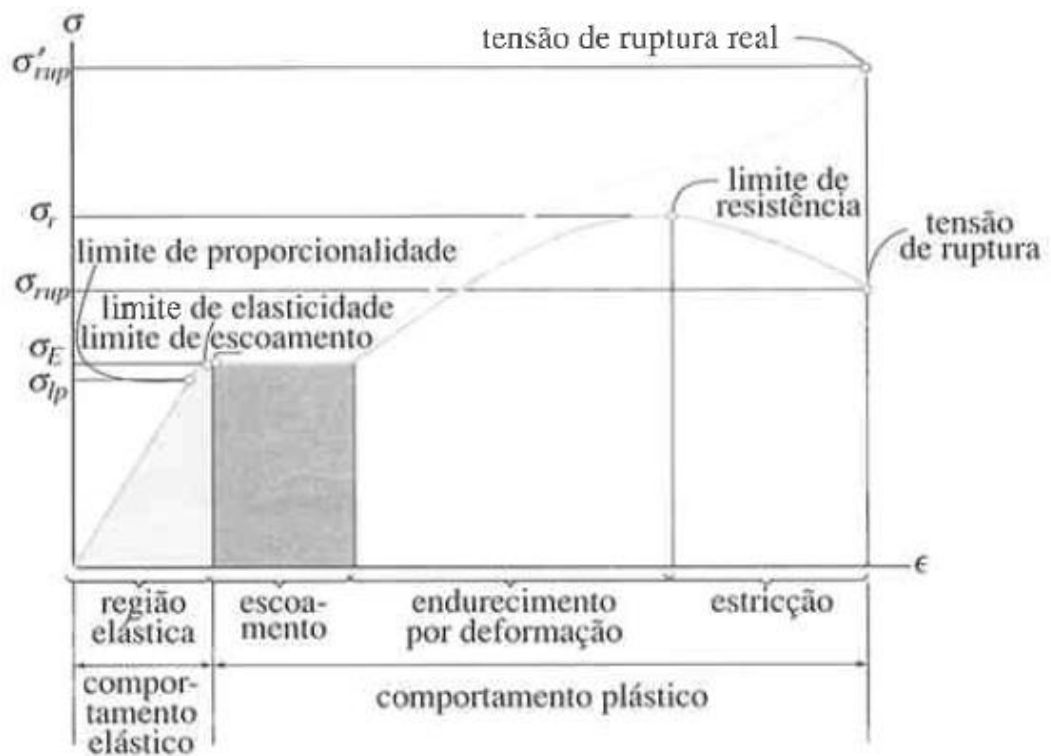


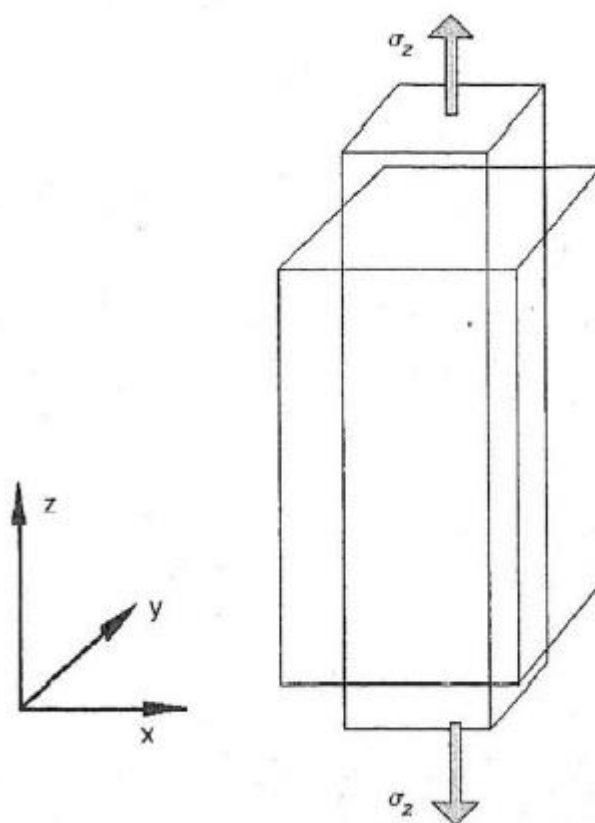
Figura 2.5.2: Diagrama tensão-deformação esquemático de um material dúctil.  
Fonte: Hibbeler (2004).

A maioria dos materiais quando são submetidos a uma força  $P$  na direção dessa força é acompanhado por uma contração em qualquer direção transversal, figura 2.5.3. Supondo que o material é isotrópico, ou seja, suas propriedades mecânicas são independentes do ponto considerado, então a deformação específica deve ser a mesma para qualquer direção transversal:  $\varepsilon_z = \varepsilon_y$ . Assim, o valor da relação entre a deformação específica transversal e a deformação específica longitudinal é chamada de coeficiente de Poisson, representado por  $\nu$ .

$$\nu = \left| \frac{\text{deformação específica transversal}}{\text{deformação específica longitudinal}} \right| \quad (2.5)$$

Ou

$$\nu = -\frac{\varepsilon_y}{\varepsilon_x} = -\frac{\varepsilon_z}{\varepsilon_x} \quad (2.6)$$

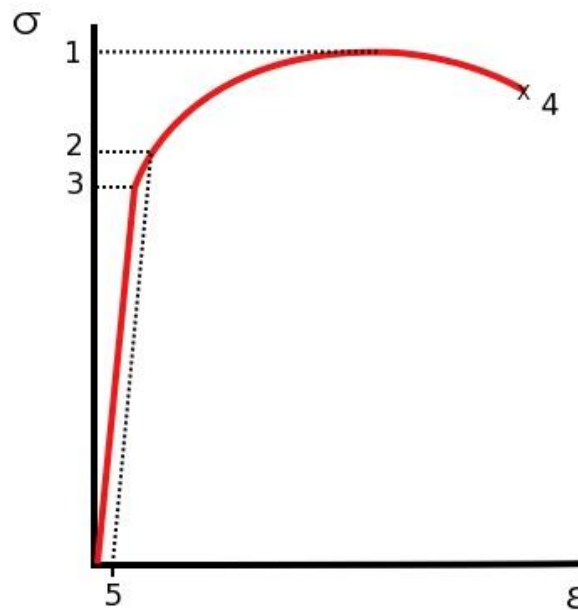


**Figura 2.5.3: Comportamento de um corpo submetido a esforços de tração na direção Z.**  
**Fonte: Garcia et al. (2008).**

### 2.5.2 Região de escoamento (AB)

Quando uma estrutura ou componente sofre uma tensão superior ao limite de elasticidade resulta em uma deformação plástica, ou seja, sofre uma mudança permanente na sua forma. Esse fenômeno é chamado de escoamento e se caracteriza por um aumento relativamente alto na deformação, acompanhado por uma pequena taxa de variação na tensão.

A máxima tensão atingida na região de escoamento é definida como limite de escoamento, representado por  $\sigma_E$ . Em alguns casos esse escoamento é imperceptível, dessa maneira adota-se uma deformação padrão que corresponda ao limite de escoamento, conhecido como limite n de escoamento, representado por  $\sigma_{en}$ , figura 2.5.4. O valor de n é determinado em função do campo plástico do material.



**Figura 2.5.4: Diagrama tensão-deformação. 1) Tensão máxima a tração. 2) Limite de escoamento. 3) Tensão limite de proporcionalidade. 4) Ruptura. Fonte: Callister (2008).**

### 2.5.3 Região de comportamento plástico (BF)

Tomando como base a figura 2.5.1, a partir do ponto B o material ingressa na região plástica, onde a deformação é permanente não recuperável. Nessa região a tensão chega a um ponto de máxima carga, denominado de limite de resistência à tração e representado por  $\sigma_u$ .

Nesse ponto de tensão máxima um pequeno estrangulamento começa a se formar em algum ponto, e toda a deformação subsequente permanece confinada no estrangulamento. Esse fenômeno é conhecido como "empescoamento" e a fratura ocorre nesse ponto.

Analisando em uma perspectiva atômica, a deformação plástica corresponde à quebra de ligações com os átomos vizinhos originais, seguida pela formação de novas ligações com novos átomos vizinhos, na medida em que um grande número de átomos ou moléculas se movem uns em relação aos outros; com a remoção da tensão, eles não retornam às suas posições originais.

A fratura do material se inicia após o ponto F, ou seja, após atingir o limite de resistência o material é caracterizado por apresentar uma rápida redução local da seção de fratura. A última medida de tensão registrada antes da ruptura do material é denominada de limite de ruptura, representado por  $\sigma_f$ .



#### 2.5.4 Região de encruamento

Encruamento pode ser definido como a necessidade de se aumentar a tensão para dar continuidade à deformação plástica. A partir dessa região o material é caracterizado por deformações permanentes, onde ocorre endurecimento por deformação a frio.

Durante um ensaio real são necessárias medidas que se baseiam inteiramente nas dimensões instantâneas do ensaio, e não nas dimensões originais do CDP, pois essas medidas são continuamente alteradas durante o ensaio. Dessa maneira a tensão real ou verdadeira ( $\sigma_r$ ) é dada por:

$$\sigma_r = \frac{P}{S} \quad (2.7)$$

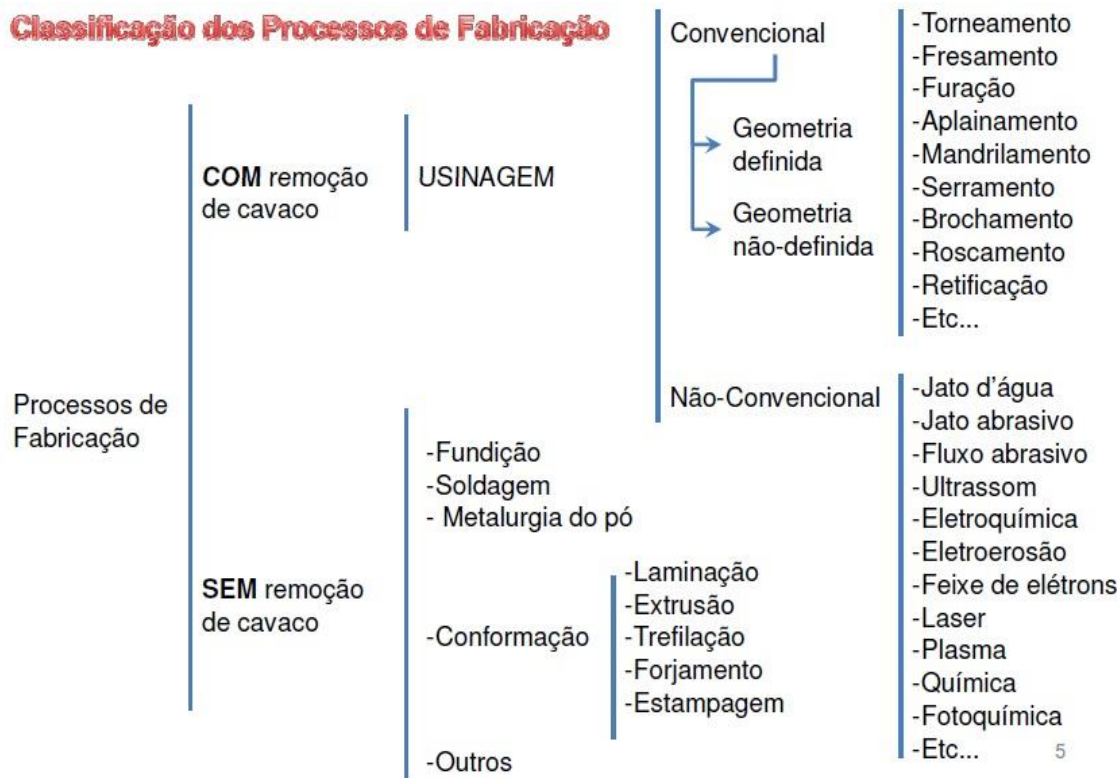
Onde P é a carga aplicada e S a área da seção transversal instantânea.

A deformação real ou verdadeira ( $\epsilon_r$ ) é definida como uma variação infinitesimal da deformação e é válida para uma deformação uniaxial uniforme. A deformação real é dada pela integração dentro dos limites inicial ( $l_0$ ) e instantâneo (l). Desta maneira, podemos expressar a deformação real da seguinte maneira:

$$\epsilon_r = \ln \frac{S_0}{S} \quad (2.8)$$

## 2.6 PROCESSOS DE FABRICAÇÃO

De acordo com Machado & Silva (2004) fabricar é transformar matérias primas em produtos acabados, por vários processos, seguindo planos bem organizados em todos os aspectos. Os processos de fabricação podem ser divididos em dois grandes grupos, os processos que possuem remoção de cavaco e os processos em que não ocorre essa remoção, figura 2.6.1.



**Figura 2.6.1: Classificação dos processos de fabricação.**  
**Fonte: Machado & Silva (2004).**

Usinagem é definida como o processo de fabricação com remoção de cavaco, ou seja, é a operação que ao conferir à peça a forma, ou as dimensões ou o acabamento, ou ainda uma combinação qualquer destes três itens, produzem cavaco.

A usinagem é reconhecidamente o processo de fabricação mais popular do mundo. É um procedimento complexo e simples ao mesmo tempo, onde se produzem peças, removendo-se excesso de material, na forma de cavacos. É complexo pela dificuldade de se determinar as condições ideais de corte e simples porque, uma vez determinado essas condições ideais de corte, o cavaco se formará corretamente, dispensando qualquer ação do operador (MACHADO & SILVA, 2004).

### 2.6.1 Fresagem

A fresagem é um processo de usinagem mecânica, que consiste na retirada do excesso de metal ou sobremetal da superfície de uma peça (TELECURSO, 2000). A ferramenta desse processo, denominada fresa, é provida de arestas cortantes dispostas simetricamente em torno de um eixo. O movimento de corte é proporcionado pela rotação da fresa ao redor do seu eixo. O movimento de avanço geralmente é feito

pela própria peça em usinagem, que está fixada na mesa da máquina, o qual obriga a peça a passar sob a ferramenta em rotação, que lhe dá a forma e a dimensão desejada (DINIZ *et al.*, 2008).

O movimento de avanço pode levar a peça contra o movimento do giro ou no mesmo sentido do movimento do dente da fresa, esses movimentos são denominados respectivamente de movimento discordante e movimento concordante (TELECURSO, 2000).

O fresamento é classificado segundo a posição do eixo-árvore da máquina-ferramenta, podendo ser classificado em fresamento horizontal, vertical, inclinado ou universal. E ainda é classificado segundo a disposição dos dentes ativos da máquina, podendo ser divididos em fresamento tangencial ou frontal (TELECURSO, 2000; DINIZ *et al.*, 2008).

No fresamento tangencial os dentes ativos estão na superfície cilíndrica da ferramenta - o eixo da fresa é paralelo à superfície que está sendo gerada. Enquanto no fresamento frontal os dentes ativos da fresa estão na superfície frontal da ferramenta - o eixo da fresa é perpendicular à superfície gerada (DINIZ *et al.*, 2008).

De acordo com Diniz *et al.* (2008) e TELECURSO (2000) durante a seleção das condições de usinagem alguns fatores primordiais devem ser levados em consideração, são eles:

- Profundidade de usinagem: número de passadas que a ferramenta deve dar sobre a peça a fim de retirar o sobrematerial. É recomendado usar a maior profundidade de usinagem possível, pois influencia pouco no desgaste da ferramenta de corte e tem um aumento considerável na remoção do cavaco;
- Avanço: para escolher o avanço deve se levar em conta o tipo da fresa, o material da ferramenta, acabamento de superfície, potência da máquina, etc. O avanço não é diretamente proporcional à potência consumida. Geralmente esse parâmetro é dado por meio de tabelas.
- Velocidade de corte: a escolha da velocidade de corte pode ser feita por meio de tabelas ou por meio de cálculos. A equação que rege esse dimensionamento é dada como:

$$V_c = \frac{n \cdot \pi \cdot d}{1000} \quad (2.9)$$

Onde  $n$  é a rotação da fresa e  $d$  é o diâmetro da ferramenta.

- Número de dentes: a escolha da fresa é feita através de alguns fatores como o material da peça, o tamanho da peça, a estabilidade do sistema, o acabamento superficial desejado e a potência desejada.

### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

#### 3.1 MATERIAIS

Como já foi dito anteriormente o biopolímero utilizado no presente trabalho foi a poliuretana derivada do óleo de mamona, enriquecido com diferentes porcentagens de carbonato de cálcio. Este biomaterial é produzido a partir de um composto de dois componentes, o polioli e o pré-polímero.

Porém para a realização da fabricação dos CDP's é necessário passar por algumas etapas fundamentais, as quais são primeiramente a montagem da caixa do molde e posteriormente a confecção dos moldes flexíveis de silicone, os quais serão utilizados para fabricar os corpos de prova.

Durante a fabricação dos corpos de prova a umidade relativa do ar e a temperatura ambiente são controladas, devido à sensibilidade do material a esses aspectos. Se algum desses parâmetros forem excedidos, os CDP's podem apresentar bolhas ao longo de sua estrutura. Sendo assim os corpos de prova foram fabricados quando a umidade relativa do ar era inferior a 60% e temperatura média em torno de 26°C.

Foi feita a adição de 10%, 20% e 30% de carbonato de cálcio em relação a massa total do biopolímero com o intuito de analisar e comparar as propriedades mecânicas dos corpos de prova com as diferentes porcentagens de  $\text{CaCO}_3$ .

A confecção dos corpos de prova e dos moldes flexíveis de silicone foram realizados no laboratório de Projetos Mecânicos, a fresagem dos CDP's foi realizada na oficina mecânica e os ensaios de tração foram executados no laboratório de Ensaios. Ambos os laboratórios e a oficina fazem parte da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR) - Campus Cornélio Procópio.

##### 3.1.1 Borracha de Silicone

Os moldes flexíveis de silicone foram realizados utilizando uma borracha de silicone da marca Moldflex Modelagem ®, modelo EZSil - 44, sendo este produzido na forma de biocomponente, ou seja, um composto de borracha de silicone (componente A) e catalisador (componente B).

Segundo dados do fabricante a borracha de silicone líquida é atóxica, se cura por poliadição à temperatura ambiente, é transparente, possui alta resistência mecânica e flexibilidade. O composto é obtido a partir de uma mistura a uma razão estequiométrica de dez parte de silicone para uma parte de catalisador.

Mais informações e características do material é disponibilizado no boletim técnico presente no ANEXO A.

### 3.1.2 Poliuretana

A poliuretana derivada do óleo da mamona utilizada no trabalho foi desenvolvida e fornecida pelo Grupo de Química Analítica e Tecnologia de Polímeros (GQATP) do Instituto de Química de São Carlos da USP.

Este biopolímero é produzido através do composto de polioliol, denominado 471, e pré-polímero, denominado 329L, a uma razão estequiométrica de uma parte de pré-polímero para 0,7 partes de polioliol. Sendo assim, a poliuretana é integrada na forma de bicomponente.

O pré-polímero é sintetizado a partir do difenilmetano diisocianato (MDI) e pré-polymerizado com um polioliol derivado do óleo de mamona enquanto que o polioliol é sintetizado apenas a partir do óleo de mamona.

Os CDP's da poliuretana foram confeccionados utilizando os moldes flexíveis de silicone.

### 3.1.3 Carbonato de Cálcio ( $\text{CaCO}_3$ )

Todos os corpos de prova do biopolímero foram enriquecidos com carbonato de cálcio. O carbonato de cálcio utilizado no trabalho é da marca Synth®, lote 121253, código C1004.01.AH, com peso molecular (PM) de 100,09 g/mol caracterizado como um reagente analítico.

As especificações do carbonato de cálcio fornecidas pelo fabricante podem ser vistas na tabela 3.1.1.

**Tabela 3.1.1: Especificações Técnicas do Carbonato de Cálcio (CaCO<sub>3</sub>).**

| <b>Teor (CaCO<sub>3</sub>)</b>              | <b>Mínimo 99,0%</b> |
|---|---------------------|
| <b>Máximo de impurezas:</b>                 |                     |
| Ferro (Fe)                                  | 0,010%              |
| Insolúveis em HCl                           | 0,010%              |
| Metais Pesados (c/ Pb)                      | 0,001%              |
| Precip. Por NH <sub>4</sub> OH              | 0,010%              |
| Substâncias Oxidantes (c/ NO <sub>3</sub> ) | 0,005%              |

### 3.2 MÉTODOS

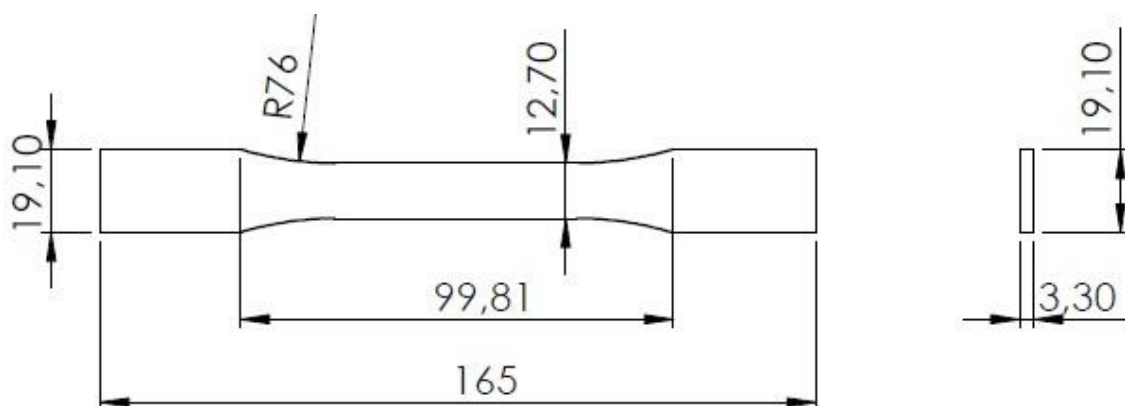
A metodologia utilizada no presente trabalho foi alterada no decorrer do projeto. Inicialmente eram feitos moldes bipartidos de silicone com uma pequena cavidade em uma das extremidades para a eliminação das bolhas de ar, estes modelos apresentavam um menor número de bolhas e melhor qualidade em relação aos moldes convencionais de apenas uma repartição. Porém pelo fato do molde ser deixado na posição vertical para a cura do material, o CDP apresentava diferença de dimensões entre uma extremidade e outra, e apresentava sobra de material na extremidade onde ficava o canal para a eliminação das bolhas. Com a aquisição de uma bomba de vácuo, os moldes bipartidos foram substituídos por moldes convencionais de apenas uma repartição.

Para a realização do projeto a metodologia utilizada seguiu a seguinte ordem de etapas:

- I. Usinagem da matriz em aço na dimensão do corpo de prova de tração
- II. Montagem da caixa do molde
- III. Fabricação dos moldes flexíveis de silicone
- IV. Confecção dos corpos de prova do biopolímero
- V. Catalogação, inspeção visual e geométrica dos CDP's
- VI. Fresagem dos corpos de prova que apresentam geometria fora da norma
- VII. Realização dos ensaios normatizados de tração
- VIII. Análise e processamento dos resultados obtidos

### 3.2.1 Moldes flexíveis de silicone

Para a confecção dos moldes de silicone foi necessário primeiramente fazer a usinagem de uma matriz em aço carbono com as dimensões do corpo de prova de tração. Essa matriz serviu como modelo para a confecção dos moldes. A dimensão adotada foi baseada de acordo com a norma ASTM D638 -96, conforme a figura 3.2.1.



**Figura 3.2.1: Matriz do corpo de prova de tração.**

Feita a matriz em aço carbono, partiu-se então para a confecção dos moldes flexíveis de silicone. Primeiramente foram feitos moldes bipartidos com pinos, com uma cavidade em uma das extremidades para a eliminação das bolhas, conforme a figura 3.2.2. Porém com a aquisição de uma bomba de vácuo os moldes bipartidos foram substituídos por moldes convencionais de apenas uma repartição por três motivos primordiais. O primeiro é devido a economia de material, os moldes de uma repartição utilizam metade da quantidade necessária para se confeccionar os moldes bipartidos. O segundo motivo é que com o auxílio da bomba de vácuo houve uma grande melhoria na qualidade, reduzindo do número de bolhas de oxigênio, tanto dos CDP's como dos moldes de silicone. E por fim, os CDP's fabricados com os moldes bipartidos estavam apresentando uma discrepância muito grande de geometria entre uma extremidade e a outra, devido a cura do material ocorrer na posição vertical.





**Figura 3.2.2: Moldes bipartidos com a presença de pinos.**

Primeiramente para a confecção dos moldes de silicone foi necessário montar a caixa do molde, figura 3.2.3, no formato desejado. Para obter uma boa planificação dos moldes, utilizou-se uma superfície em vidro plano como base. Nesta base foram coladas barras retangulares de alumínio de acordo com o formato do molde desejado e na posição central das barras foi colado a matriz metálica. Para facilitar a retirada do molde de silicone da caixa do molde e evitar que a mistura grudasse na matriz, ela foi lubrificada com vaselina evitando assim estes transtornos.



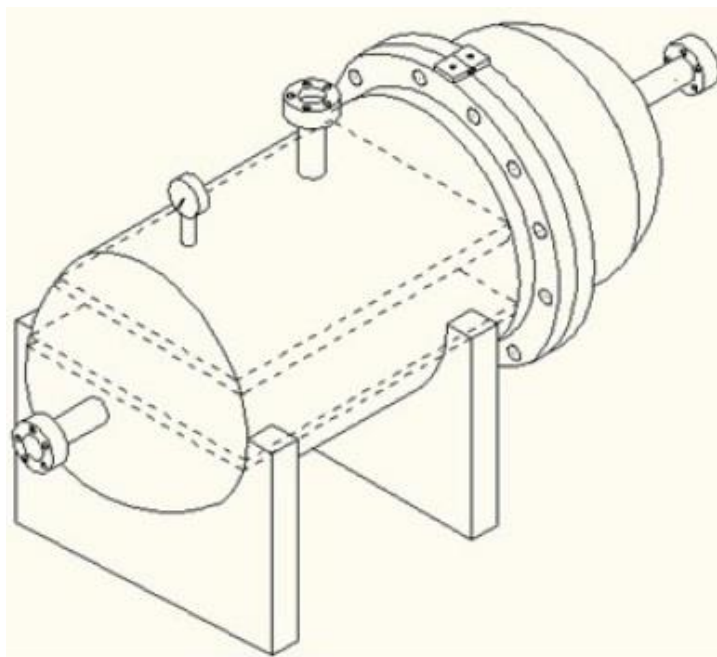
**Figura 3.2.3: Preparação da caixa do molde.**

Com a obtenção da caixa, inicia-se a realização do composto de silicone, borracha de silicone mais catalisador a uma razão estequiométrica de dez partes de silicone (A) para uma parte de catalisador (B) (10A:1B). O volume utilizado na mistura variou de acordo com o tamanho da caixa do molde. A fim de assegurar a razão estequiométrica utilizou-se uma balança da marca GEHAKA®, modelo BK600 com capacidade máxima de 610g e sensibilidade de 0,01g. Este composto é misturado manualmente em um recipiente plástico até a sua homogeneização total e então é levado para uma bomba de vácuo, figura 3.2.4, onde é submetido ao vácuo para a retirada do número máximo possível de bolhas. Quanto maior o tempo que a mistura permanece na bomba de vácuo maior é a viscosidade da mistura, o que dificulta a aplicação destes na caixa do molde. Sendo assim, o tempo médio que a mistura permaneceu na bomba de vácuo foi de aproximadamente cinco minutos para a retirada das bolhas. A bomba de vácuo utilizada no projeto é da marca EDWARDS®, modelo RV8 de série A65401903.



**Figura 3.2.4: Bomba de vácuo.**

Após esse procedimento, a mistura é levemente despejada na caixa do molde partindo de uma extremidade até a outra, sempre acompanhando o ritmo de escoamento do material. Finalizado este processo é aplicado um filme plástico de PVC na superfície do molde com o intuito de retirar o excesso de material do local, garantir um bom acabamento do molde flexível de silicone e assegurar a uniformidade de volume em todo o molde. Concretizado essa etapa, o molde é então levado para um vaso de pressão, figura 3.2.5, sob pressão positiva de  $8 \text{ kg/cm}^2$  por aproximadamente 6 horas para a cura do material.



**Figura 3.2.5: Vaso de pressão.**

O molde flexível de silicone obtido através deste processo pode ser visualizado na figura 3.2.6.



**Figura 3.2.6: Molde flexível de silicone.**

### 3.2.2 Corpos de prova enriquecidos com carbonato de cálcio

A confecção dos corpos de prova enriquecidos com as diferentes porcentagens de carbonato de cálcio ocorreu em ambiente controlado, com temperatura variando em torno de 26°C e umidade relativa do ar inferior a 60%.

Para a obtenção do CDP de poliuretana é feita uma mistura à uma razão estequiométrica de 1 parte de pré-polímero (A) para 0,7 partes de polioliol (B) (1A:0,7B). O carbonato de cálcio é adicionado em relação ao volume total da mistura, conforme a tabela 3.2.1.

**Tabela 3.2.1: Quantidade das diferentes porcentagens de carbonato de cálcio presente nos corpos de prova.**

| <b>Material</b>     | <b>CDP 10% CaCO<sub>3</sub><br/>(g)</b> | <b>CDP 20% CaCO<sub>3</sub><br/>(g)</b> | <b>CDP 30% CaCO<sub>3</sub><br/>(g)</b> |
|---------------------|---|---|---|
| Pré-polímero (A)    | 10                                      | 10                                      | 10                                      |
| Polioliol (B)       | 7                                       | 7                                       | 7                                       |
| Carbonato de Cálcio | 1,7                                     | 3,4                                     | 5,1                                     |

A polimerização da mistura entre o polioliol e o pré-polímero ocorre em um tempo relativamente curto, devido a este fato primeiro mistura-se pré-polímero com carbonato de cálcio até a homogeneização total do composto. É importante fazer esta mistura até a dissolução completa do carbonato de cálcio, pois se essas partículas não forem totalmente dissolvidas elas podem atuar como concentradores de tensão durante os ensaios de tração, prejudicando e influenciando nas propriedades mecânicas do material. Terminado este procedimento é então adicionado polioliol ao recipiente e feita a mistura novamente até a homogeneização total da nova solução. Adiciona-se primeiro pré-polímero pelo fato deste ser em maior quantidade, facilitando a dissolução do carbonato de cálcio. Todo esse processo de mistura é feito manualmente com o auxílio de um bastão plástico. Todos esses materiais e compostos foram devidamente pesados utilizando a mesma balança usada para confeccionar os moldes de silicone.

Este processo de agitação da mistura para a sua homogeneização acarreta na introdução de oxigênio na mistura, que pode levar a formação de bolhas nos CDP's. Devido a este fator o composto é levado a um recipiente fechado de vidro acoplado na bomba de vácuo para a retirada do número máximo possível de bolhas de ar

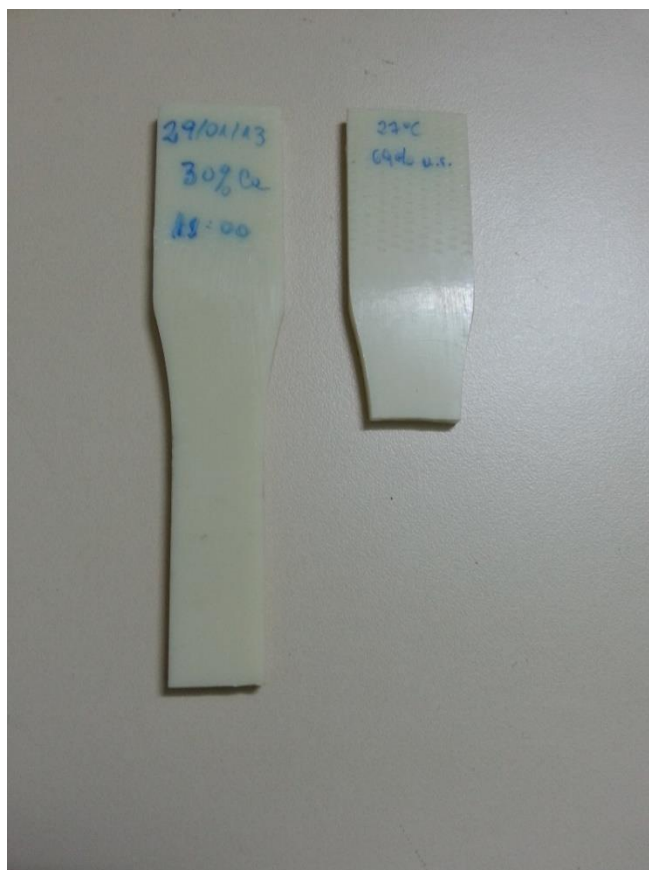
presente na mistura. O tempo de permanência do composto na bomba de vácuo é de aproximadamente 5 minutos.

Terminado este processo de preparação da poliuretana enriquecida com carbonato de cálcio, a mistura é vertida cuidadosamente no molde de silicone partindo de uma extremidade sendo lentamente levada até a outra extremidade, sempre acompanhando o ritmo de escoamento do material. Este preenchimento do molde deve ocorrer o mais rapidamente possível, portanto assim que finalizar o processo de retirada de bolhas de ar da mistura, esta já deve ser despejada no molde. Assim como nos moldes de silicone, aplica-se uma camada de folha plástica na superfície do molde com o intuito de garantir melhor acabamento no CDP e retirar o excesso de material. O molde preenchido com o composto do corpo de prova é então levado para o vaso de pressão e pressurizado a uma pressão positiva de  $8 \text{ kgf/cm}^2$  por aproximadamente 8 horas para a sua cura.

Transcorrido o tempo de 8 horas da cura do material o composto é retirado do vaso de pressão e é feita a desmoldagem do CDP. Os corpos de prova passam então por uma primeira inspeção visual, aqueles que não possuírem bolhas ao longo de sua estrutura são então catalogados, figura 3.2.7, a caneta com os seguintes dados:

- Data de fabricação
- Temperatura de fabricação
- Umidade relativa do ar
- Porcentagem de carbonato de cálcio presente no CDP
- Horário de fabricação

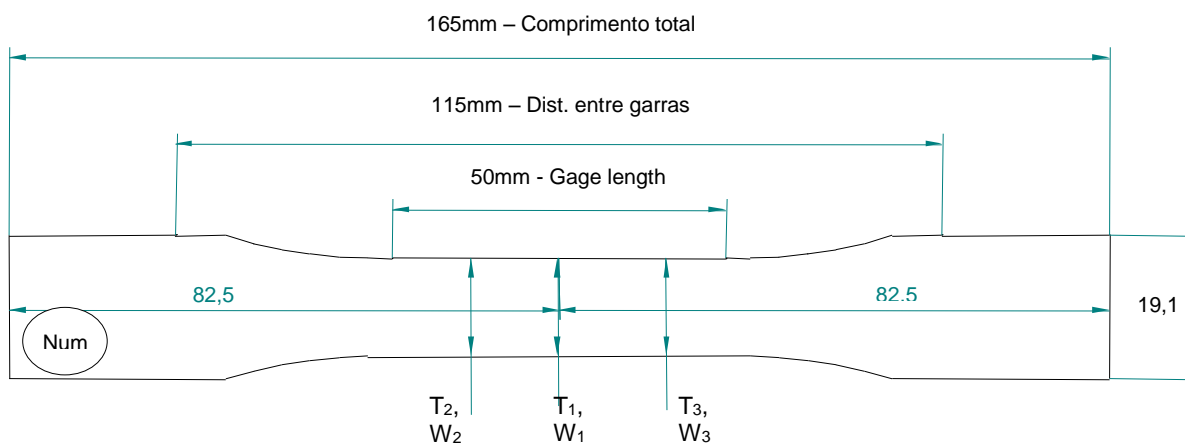
Os CDP's que apresentarem bolhas de ar em sua estrutura ou alguma outra imperfeição são descartados.



**Figura 3.2.7: Catalogação dos dados de fabricação dos CDP's.**

### 3.2.3 Uniformização e preparação dos CDP's para ensaio

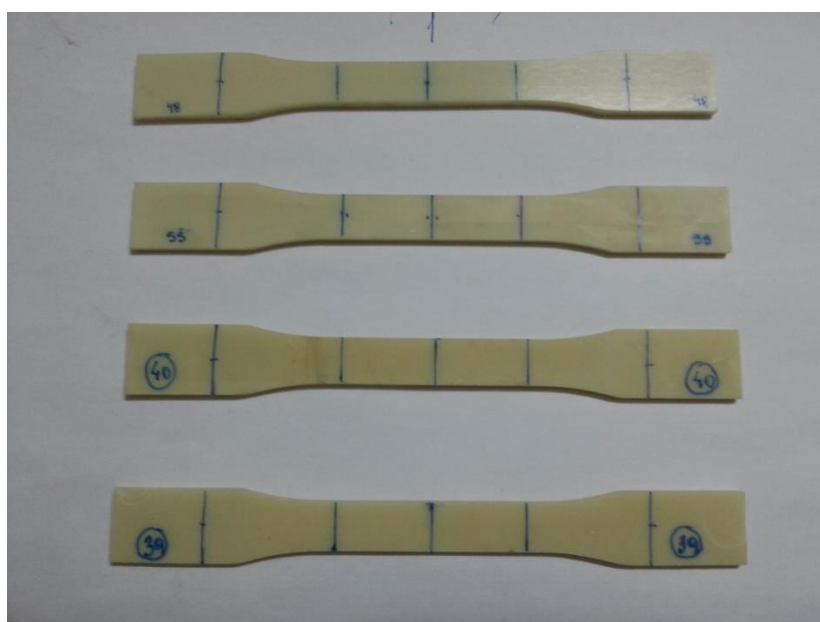
Após serem aprovados e receberem os dados da primeira catalogação os CDP's passam por uma inspeção mais rigorosa e uma catalogação mais completa. Nesse processo os corpos de prova recebem as marcações indicativas do posicionamento em que a garra da máquina de tração irá fixá-lo, as marcações para o posicionamento dos extensômetros e recebem um número de identificação, de acordo com a figura 3.2.8



**Figura 3.2.8: Marcações dos corpos de prova.**

A marcação para o posicionamento da garra da máquina é feita 57,5 mm a partir do centro do corpo de prova, em ambos os lados. Para a disposição do extensômetro são feitas 3 marcações no CDP, uma marcação no centro do corpo de prova e outras duas marcações 25 mm a partir do centro do corpo de prova, em ambos os lados. Essa marcação é denominada *gage length* e é utilizada para o cálculo da deformação e tensão. Todas as marcações foram feitas de acordo com a norma ASTM.

Cada CDP recebe um número de identificação, onde nenhum corpo de prova possui o mesmo número que o outro, figura 3.2.9. Esta técnica visa facilitar a identificação de algum CDP durante os ensaios de tração e análise dos dados.



**Figura 3.2.9: Corpos de prova com as marcações finalizadas.**



Através do uso de um paquímetro os corpos de prova foram adequadamente medidos nas marcações dos extensômetros. Com o intuito de organizar todos os dados dos CDP's e auxiliar nas análises foi criada uma planilha no excel com todas as informações dos corpos de prova. O Template da planilha criada é mostrado na figura 3.2.10.

|    | A | B  | C  | D  | E  | F  | G  | H  | I  | J    | K            | L      | M     | N  | O         | P    |
|----|---|----|----|----|----|----|----|----|----|------|--------------|--------|-------|----|-----------|------|
| 1  | N | T1 | T2 | T3 | TM | W1 | W2 | W3 | WM | Área | DATA FABRIC. | %CaCo3 | TEMP. | UR | DATA ENS. | OBS. |
| 2  |   |    |    |    |    |    |    |    |    |      |              |        |       |    |           |      |
| 3  |   |    |    |    |    |    |    |    |    |      |              |        |       |    |           |      |
| 4  |   |    |    |    |    |    |    |    |    |      |              |        |       |    |           |      |
| 5  |   |    |    |    |    |    |    |    |    |      |              |        |       |    |           |      |
| 6  |   |    |    |    |    |    |    |    |    |      |              |        |       |    |           |      |
| 7  |   |    |    |    |    |    |    |    |    |      |              |        |       |    |           |      |
| 8  |   |    |    |    |    |    |    |    |    |      |              |        |       |    |           |      |
| 9  |   |    |    |    |    |    |    |    |    |      |              |        |       |    |           |      |
| 10 |   |    |    |    |    |    |    |    |    |      |              |        |       |    |           |      |
| 11 |   |    |    |    |    |    |    |    |    |      |              |        |       |    |           |      |
| 12 |   |    |    |    |    |    |    |    |    |      |              |        |       |    |           |      |
| 13 |   |    |    |    |    |    |    |    |    |      |              |        |       |    |           |      |
| 14 |   |    |    |    |    |    |    |    |    |      |              |        |       |    |           |      |
| 15 |   |    |    |    |    |    |    |    |    |      |              |        |       |    |           |      |
| 16 |   |    |    |    |    |    |    |    |    |      |              |        |       |    |           |      |
| 17 |   |    |    |    |    |    |    |    |    |      |              |        |       |    |           |      |

**Figura 3.2.10: Template para catalogação das amostras.**

O template criado para a catalogação dos corpos de prova é formado pelas seguintes colunas:

- Coluna A: N - Nesta coluna é informado o número de identificação do corpo de prova.
- Coluna B, C, D: T (mm) - Nestas colunas estão os valores da espessura do CDP nas medidas do posicionamento do extensômetro, de acordo com a figura 3.9.
- Coluna E: TM (mm) - Nesta coluna estão os valores da média da espessura dos corpos de prova.
- Coluna F, G, H: W (mm) - Nestas colunas estão os valores da largura do CDP nas medidas do posicionamento do extensômetro, de acordo com a figura 3.9.
- Coluna I: WM (mm) - Nesta coluna estão os valores da média da largura dos corpos de prova.
- Coluna J: Área (mm<sup>2</sup>) - Nesta coluna estão os valores da área do CDP, de acordo com a equação:

$$\text{Coluna J} = \text{Coluna E} \times \text{Coluna I} \quad (3.1)$$

- Coluna K: Data Fabric. - Nesta coluna está a data de fabricação dos corpos de prova.
- Coluna L: %CaCO<sub>3</sub> (%) - Nesta coluna estão os valores das porcentagens de carbonato de cálcio presente nos corpos de prova.
- Coluna M: Temp. (°C) - Nesta coluna estão os valores da temperatura do ar quando os corpos de prova foram fabricados.
- Coluna N: UR (%) - Nesta coluna estão os valores da umidade relativa do ar quando os corpos de prova foram fabricados.
- Coluna O: Data Ens. - Nesta coluna é informado a data da realização do ensaio de tração no CDP.
- Coluna P: Obs. - Esta coluna é usada para registrar alguma informação extra do corpo de prova.

Os corpos de prova que apresentarem geometria inadequada, com excesso de material, ou apresentarem diferença de dimensões ao longo de sua estrutura são cuidadosamente fresados com o auxílio de uma fresa de topo até serem totalmente uniformizados em relação a suas medidas e atingirem a dimensão especificada pela norma ASTM, figura 3.2.11.

Foi utilizada uma passada única como profundidade de usinagem no CDP, devido ao fato desse valor ser muito baixo, variando próximo dos 0,3 mm. Foi aplicado um avanço manual da máquina por ser uma operação simples e pelo baixo valor da profundidade de corte. A velocidade de corte utilizada na fresadora foi de 56 rpm, esse valor é tabelado e foi utilizado pelo fato de ser a menor rotação disponível na máquina. Foi utilizado uma fresa de quatro dentes para realizar a operação.



**Figura 3.2.11: Fresagem dos corpos de prova.**

Após a uniformização das dimensões dos corpos de prova, eles são cuidadosamente lixados nas suas bordas para a retirada da rebarba presente. Por fim, os corpos de prova são novamente medidos com o paquímetro no término desse processo de adequação de suas dimensões e a planilha de catalogação é atualizada com os novos valores.

A medida que os corpos de prova vão ficando prontos para o ensaio de tração eles são armazenados em uma caixa de plástico fechada, para garantir que nenhum fator externo possa influenciar no biopolímero, até a data da realização do ensaio.

#### 3.2.4 Ensaio de tração

Para a realização dos ensaios monotônicos de tração dos corpos de prova em poliuretano enriquecido com carbonato de cálcio foram adotadas as especificações da norma ASTM (*American Society for Testing and Materials*) D638-96. A norma sugere um método a ser seguido para se caracterizar as propriedades mecânicas de tração de materiais plásticos.

Os ensaios realizados foram conduzidos sob velocidade de 5 mm/min e foram utilizados cinco CDP's para cada porcentagem de carbonato de cálcio, de acordo com as especificações exigidas pela norma. Com a realização deste tipo de ensaio é possível determinar as seguintes propriedades mecânicas do material:

- Resistência à tração no limite de escoamento
- Deformação no limite de escoamento
- Pico da deformação verdadeira
- Módulo de elasticidade
- Coeficiente de Poisson

Os equipamentos utilizados para a realização dos ensaios foram: uma máquina universal de ensaios da marca Time Group modelo WDW – 100 com capacidade de 10 toneladas, associada ao sistema de coleta de dados WinWDW Software™, figura 3.2.12a; um extensômetro eletrônico na direção longitudinal da marca NCS, com distância de medida de 50 mm e máxima deformação mensurável de 25 mm, resolução de 0,001; e um extensômetro eletrônico da mesma marca e com mesmas características do extensômetro citado acima na direção transversal em relação à aplicação do carregamento. Os extensômetros foram posicionados nas marcações dos corpos de prova citados previamente no tópico 3.2.3, figura 3.2.12b, com o auxílio de elásticos de borracha.



(a) Máquina universal de ensaios



(b) Posicionamento dos extensômetros

**Figura 3.2.12: Equipamentos utilizados nos ensaios monotônicos de tração.**

### 3.2.5 Análise mecânica dos dados

O programa WinWDW Software™ gera um arquivo após a realização do ensaio de tração com os dados obtidos no ensaio. Esse arquivo contém os seguintes dados: carga aplicada no ensaio, deformação do extensômetro longitudinal, deslocamento do travessão da máquina, tempo de ensaio e deformação do extensômetro transversal representados pelas colunas A, B, C, D e E, respectivamente. Para a análise mecânica dos dados, o arquivo foi exportado para uma planilha no programa Microsoft Excel 2013.

O template empregado para a análise dos dados dos corpos de prova é exibido na figura 3.2.13.

|    | A                   | B                    | C                 | D            | E                      | F                   | G                    | H                      | I                              | J             | K                                | L                       | M                     | N                      |
|----|---------------------|----------------------|-------------------|--------------|------------------------|---------------------|----------------------|------------------------|--------------------------------|---------------|----------------------------------|-------------------------|-----------------------|------------------------|
| 1  | L <sub>0</sub> (mm) |                      |                   |              |                        |                     |                      |                        |                                |               |                                  |                         |                       |                        |
| 2  | A <sub>0</sub> (mm) |                      |                   |              |                        |                     |                      |                        |                                |               |                                  |                         |                       |                        |
| 3  | Larg. (mm)          |                      |                   |              |                        |                     |                      |                        |                                |               |                                  |                         |                       |                        |
| 4  | Espes. (mm)         |                      |                   |              |                        |                     |                      |                        |                                |               |                                  |                         |                       |                        |
| 5  |                     |                      |                   |              |                        |                     |                      |                        |                                |               |                                  |                         |                       |                        |
| 6  | Carga<br>[KN]       | Extens. Long<br>[mm] | Travessão<br>[mm] | Tempo<br>[s] | Extens. Transv<br>[mm] | Deform. Eng.<br>[%] | Deform. Verd.<br>[%] | Deform. Transv.<br>[%] | Deform. Transv.<br>Espess. [%] | Coef. Poisson | Área inst.<br>[mm <sup>2</sup> ] | Tensão de Eng.<br>[MPa] | Tensão Verd.<br>[MPa] | Módulo Elast.<br>[GPa] |
| 7  |                     |                      |                   |              |                        |                     |                      |                        |                                |               |                                  |                         |                       |                        |
| 8  |                     |                      |                   |              |                        |                     |                      |                        |                                |               |                                  |                         |                       |                        |
| 9  |                     |                      |                   |              |                        |                     |                      |                        |                                |               |                                  |                         |                       |                        |
| 10 |                     |                      |                   |              |                        |                     |                      |                        |                                |               |                                  |                         |                       |                        |
| 11 |                     |                      |                   |              |                        |                     |                      |                        |                                |               |                                  |                         |                       |                        |
| 12 |                     |                      |                   |              |                        |                     |                      |                        |                                |               |                                  |                         |                       |                        |
| 13 |                     |                      |                   |              |                        |                     |                      |                        |                                |               |                                  |                         |                       |                        |

**Figura 3.2.13: Template da planilha para análise mecânica dos dados.**

O template elaborado é formado pelas seguintes colunas:

- Coluna A: Carga [KN] – são os valores instantâneos da carga aplicada durante o ensaio monotônico de tração.
- Coluna B: Extensômetro longitudinal [mm] – são os valores do deslocamento do extensômetro longitudinal em comparação com o ponto inicial durante o ensaio.
- Coluna C: Travessão [mm] – são os valores do deslocamento do travessão em relação ao ponto inicial durante o ensaio.
- Coluna D: Tempo [s] – tempo referente a duração total do ensaio. A variação de carga ocorreu a cada 0,1 segundo.

- Coluna E: Extensômetro transversal [mm] – são os valores do deslocamento do extensômetro transversal em comparação com o ponto inicial durante o ensaio.
- Coluna F: Deformação de engenharia [%] – são os valores para as deformações de engenharia ou convencional. Os valores foram calculados utilizando a equação 2.2, utilizando o comprimento inicial ( $l_0$ ) do CDP igual a 50 mm. Aplicando na planilha obtemos:

$$Col (F) = \frac{Col (B)}{B1} . 100 \quad (3.1)$$

- Coluna G: Deformação verdadeira [%] – são os valores para as deformações verdadeiras do CDP. Os valores foram calculados utilizando a equação 2.8, utilizando o comprimento inicial ( $l_0$ ) do CDP igual a 50 mm. Aplicando na planilha obtemos:

$$Col (G) = \ln \left( \frac{Col (B) + B1}{B1} \right) . 100 \quad (3.2)$$

- Coluna H: Deformação transversal [%] – são os valores para a deformação transversal do CDP ( $\epsilon_{trans}$ ). Os valores foram calculados utilizando a largura inicial do corpo de prova e os valores da deformação do extensômetro transversal, conforme a equação 3.3:

$$\epsilon_{trans} = \ln \left( \frac{w_0 - l_{trans}}{w_0} \right) . 100 \quad (3.3)$$

Elaborando de acordo com a planilha, obtemos:

$$Col (H) = \ln \left( \frac{B3 - Col (E)}{B3} \right) . 100 \quad (3.4)$$

- Coluna I: Deformação transversal de espessura [%] – são os valores para a deformação transversal da espessura do CDP. Os valores foram

calculados utilizando a espessura inicial do corpo de prova e os valores da deformação do extensômetro transversal, conforme a equação:

$$\varepsilon_{trans} = \ln\left(\frac{t_0 - l_{trans}}{t_0}\right) \cdot 100 \quad (3.5)$$

Elaborando de acordo com a planilha, obtemos:

$$Col(I) = \ln\left(\frac{B4 - Col(E)}{B4}\right) \cdot 100 \quad (3.6)$$

- Coluna J: Coeficiente de Poisson – são os valores para o coeficiente de Poisson do CDP. Os valores foram encontrados utilizando a equação 2.6. Aplicando na planilha obtemos:

$$Col(J) = -\left(\frac{Col(I)}{Col(G)}\right) / 100 \quad (3.7)$$

- Coluna K: Área instantânea [mm<sup>2</sup>] - são os valores para a área instantânea do corpo de prova. Os valores foram calculados utilizando a espessura e a largura inicial do CDP e a deformação transversal, conforme a equação 3.8:

$$A_{inst} = \left(w_0 + w_0 \cdot \frac{\varepsilon_{trans}}{100}\right) \cdot \left(t_0 + t_0 \cdot \frac{\varepsilon_{trans}}{100}\right) \quad (3.8)$$

Elaborando de acordo com a planilha, obtemos:

$$Col(K) = \left(B3 + B3 \cdot \frac{Col(H)}{100}\right) \left(B4 + B4 \cdot \frac{Col(H)}{100}\right) \quad (3.9)$$

- Coluna L: Tensão de engenharia [MPa] – são os valores para a tensão de engenharia ou convencional. Os valores foram calculados utilizando a equação 2.1. Aplicando na planilha a equação é multiplicada por 1000 para obter o resultado em MPa:

$$Col (L) = \frac{Col (A)}{B^2} \cdot 1000 \quad (3.10)$$

- Coluna M: Tensão verdadeira [MPa] – são os valores para a tensão verdadeira. Os valores foram calculados utilizando a equação 2.7. Aplicando na planilha a equação é multiplicada por 1000 para obter o resultado em MPa:

$$Col (M) = \frac{Col (A)}{Col (K)} \cdot 1000 \quad (3.11)$$

- Coluna N: Módulo de elasticidade [GPa] – são os valores referente ao módulo de elasticidade do material. Os valores foram calculados utilizando a equação 2.3. Aplicando na planilha a equação é multiplicada por 0,1 para obter o resultado em GPa:

$$Col (N) = \frac{Col (M)}{Col (G)} \cdot 0,1 \quad (3.12)$$

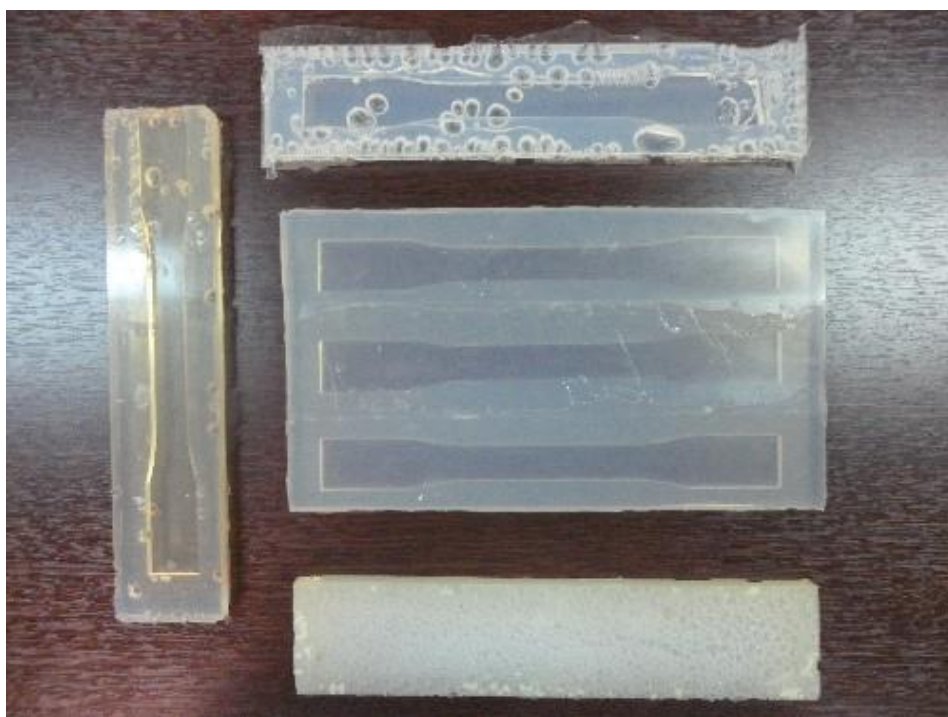
Através desses resultados foi possível encontrar o gráfico tensão-deformação do material.



## 4 RESULTADOS

### 4.1 MOLDES FLEXÍVEIS DE SILICONE

Como foi dito anteriormente no capítulo 3.2.1, os moldes flexíveis de silicone eram primeiramente confeccionados apenas com o auxílio do vaso de pressão, sob pressão positiva de aproximadamente  $8 \text{ Kgf} / \text{cm}^2$ . Com a utilização desse método alguns moldes apresentavam alguns inconvenientes, tais como: bolhas de ar ao longo de sua estrutura e/ou má formação do molde, conforme figura 4.1.1.



**Figura 4.1.1: Moldes flexíveis com imperfeições.**

Através do aperfeiçoamento do método com o auxílio da bomba de vácuo os moldes apresentaram uma melhor qualidade, figura 4.1.2, apenas uma pequena minoria apresentou bolhas de ar ou algum outro tipo de imperfeição em sua estrutura. Outras vantagens desse método foram: economia de material e melhor qualidade dos corpos de prova.



**Figura 4.1.2: Molde flexível de silicone de tração.**

O tempo de permanência de cinco minutos do composto na bomba de vácuo se mostrou ideal, pois com um tempo menor não era possível retirar a quantidade de oxigênio desejada da mistura e com um tempo maior a mistura começava a se polimerizar, dificultando o manuseio do composto. O tempo de 6 horas no vaso de pressão se mostrou ideal para a cura total do molde flexível de silicone.

Os moldes que apresentaram algum tipo de imperfeição foram descartados. Conforme um estudo realizado por Taguti (2012), durante a confecção dos corpos de prova utilizando estes moldes, as bolhas presentes nos moldes se deslocam devido à alta pressão do vaso de pressão. Resultando em corpos de prova defeituosos devido a presença de bolhas de ar e/ou com a presença de meniscos.

Concluída a etapa de confecção dos moldes flexíveis de silicone, iniciou-se o processo de fabricação dos corpos de prova da poliuretana enriquecida com diferentes porcentagens de carbonato de cálcio.

## 4.2 FABRICAÇÃO DOS CORPOS DE PROVA

Assim como nos moldes flexíveis de silicone, a produção dos corpos de prova de poliuretana se mostrou mais eficaz com o auxílio da bomba de vácuo. Através desse

método os CDP's apresentaram uma melhor qualidade, com uma redução satisfatória do número de bolhas de ar e de imperfeições ao longo de sua estrutura.

Outro fator que ajudou a melhorar a qualidade dos corpos de prova foi devido a uma melhor qualidade dos moldes, conforme foi descrito anteriormente as bolhas de ar se deslocavam no vaso de pressão influenciando negativamente na confecção dos corpos de prova.

O tempo de permanência de cinco minutos do composto na bomba de vácuo se mostrou ideal, pois com um tempo menor não era possível retirar a quantidade de oxigênio desejada da mistura e com um tempo maior a mistura começava a se polimerizar, dificultando o manuseio do composto. O tempo de 8 horas no vaso de pressão se mostrou ideal para a cura total do corpo de prova.

A medida que os corpos de prova foram ficando prontos eles foram sendo armazenados em um recipiente plástico fechado, para garantir que nenhum fator externo pudesse influenciar negativamente no biopolímero, até a data da realização do ensaio. Os corpos de prova que apresentaram bolhas ou algum tipo de imperfeição, figura 4.2.1, foram descartados.



**Figura 4.2.1: Corpos de prova com má formação.**

Um dos maiores problemas encontrado na confecção dos corpos de prova foi durante a homogeneização do carbonato de cálcio na mistura, principalmente nos

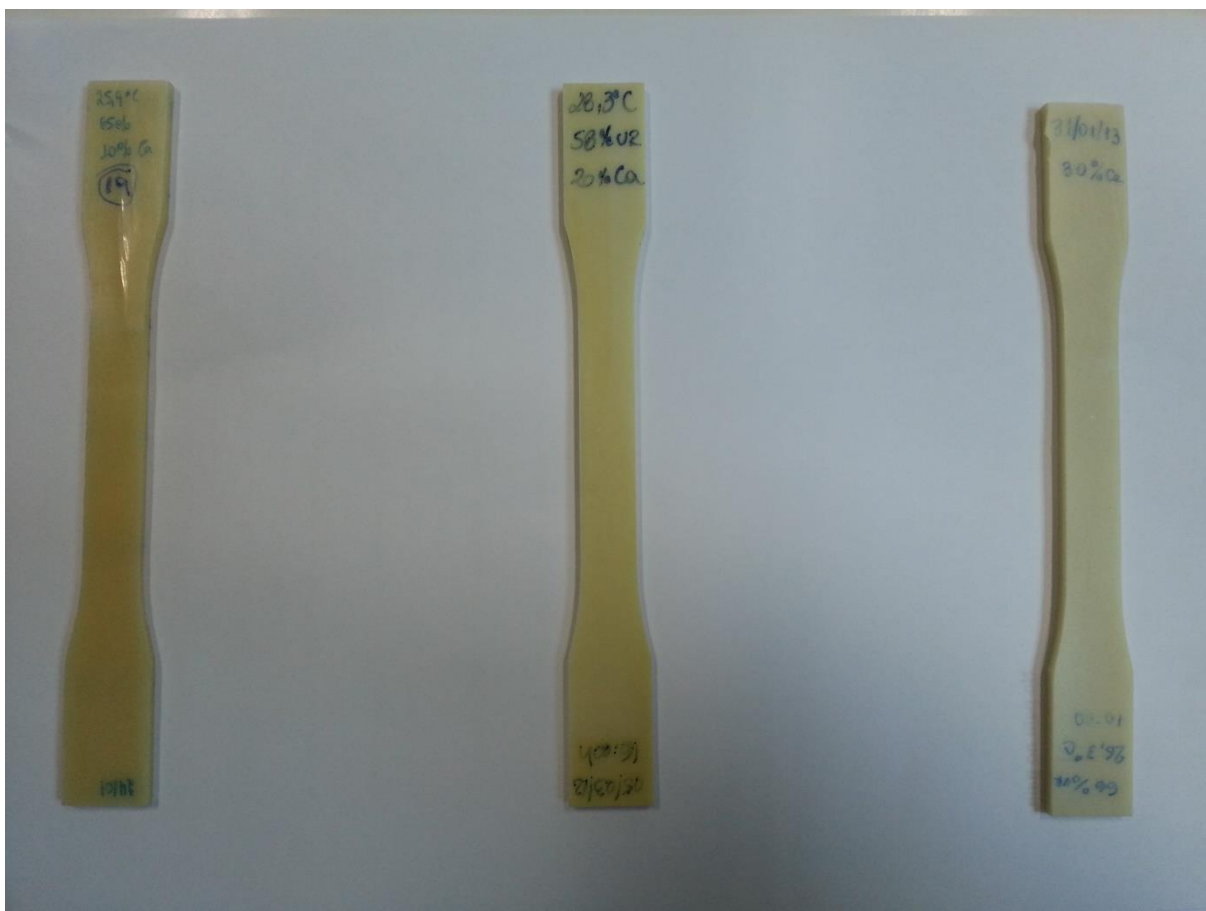
corpos de prova com 30% de  $\text{CaCO}_3$  devido a maior quantidade do composto. As partículas de carbonato que não foram dissolvidas podem ser visualizadas através de pontos brancos nos CDP's e atuam como concentradores de tensão durante os ensaios de tração, prejudicando a qualidade dos mesmos e influenciando negativamente nas propriedades mecânicas do material.

Para tentar evitar esse problema o processo agitação da mistura foi realizado em uma velocidade maior e com o tempo de aproximadamente cinco minutos, pois com um tempo maior o composto começa a se polimerizar dificultando tanto a homogeneização como o derramamento do composto no molde de silicone.

Alguns corpos de prova apesar de exibirem uma boa qualidade, apresentaram geometria fora do permitido pela norma, com excesso de material. Para sanar esse problema os corpos de prova foram fresados até atingirem as dimensões estabelecidas pela norma. Esse processo se mostrou viável e apresentou um baixo tempo de execução, se mostrando ideal no processo de uniformização dos corpos de prova.

Antes do ensaio de tração foi retirada as rebarbas presentes nos corpos de prova através de lixamento. O processo se mostrou particularmente eficaz, porém exigiu uma grande demanda de tempo para ser concluído.

Os corpos de prova enriquecidos com 10%, 20% e 30% de carbonato de cálcio podem ser visualizados na figura 4.2.2. Nota-se a diferença de coloração entre eles, no qual os CDP's de 30% de  $\text{CaCO}_3$  apresentam uma coloração mais esbranquiçada.



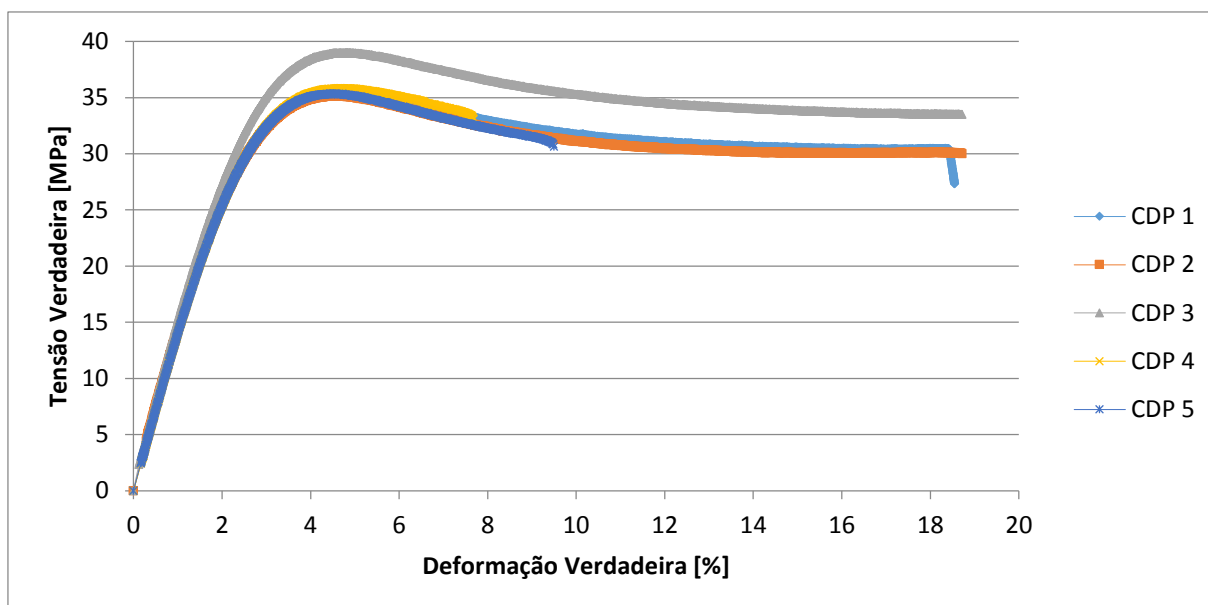
**Figura 4.2.2: Corpos de prova enriquecidos com 10%, 20% e 30% de carbonato de cálcio, respectivamente.**

Para se determinar as propriedades do biopolímero, enriquecido com as diferentes porcentagens de carbonato de cálcio, foram realizados ensaios monotônicos de tração.

#### 4.3 ENSAIOS MONOTÔNICOS DE TRAÇÃO

Foram utilizados 5 corpos de prova de cada porcentagem de carbonato de cálcio nos ensaios monotônicos de tração. Todos os ensaios foram conduzidos segundo a norma ASTM D638-96, a qual sugere uma velocidade de ensaio de 5 *mm/min* com o intuito de determinar as propriedades mecânicas do material.

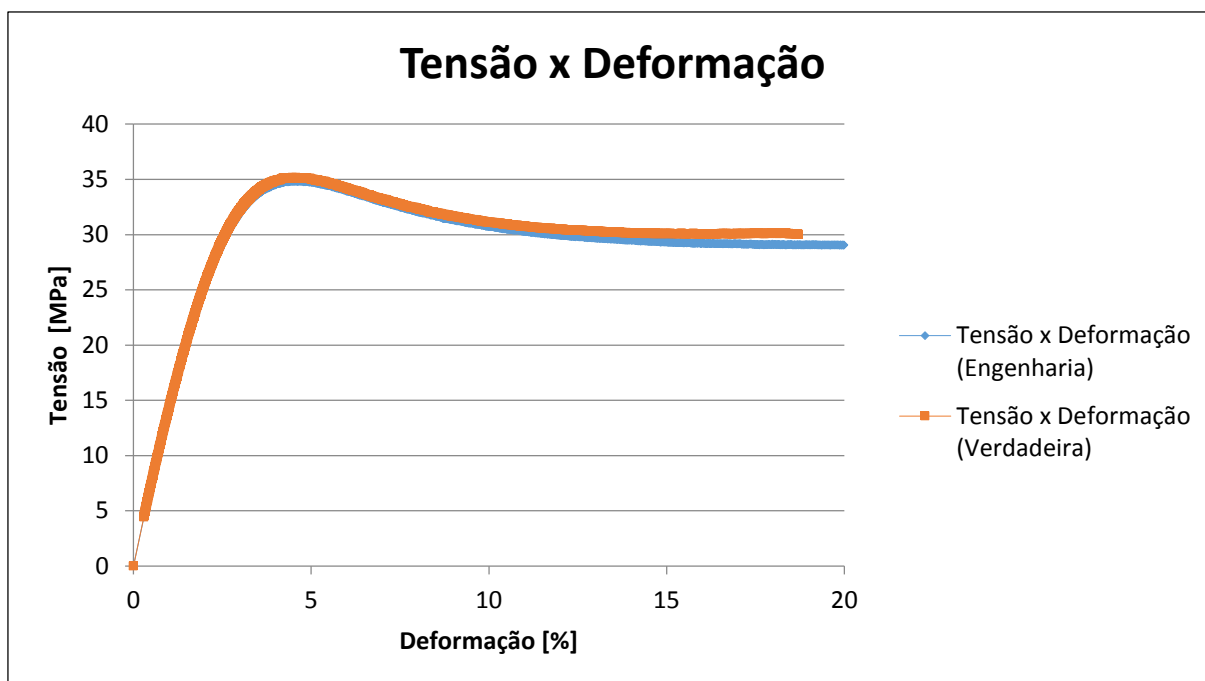
Através dos resultados obtidos dos ensaios de tração dos corpos de prova enriquecidos com 10% de carbonado de cálcio foi possível encontrar a curva tensão-deformação, apresentando comportamento de acordo com a figura 4.3.1. O gráfico foi calculado utilizando as equações 3.2 (deformação verdadeira) e 3.11 (tensão verdadeira) descritas anteriormente.



**Figura 4.3.1: Curva tensão-deformação verdadeira dos corpos de prova com 10% de carbonato de cálcio.**

Através da curva é possível confirmar que o material apresenta comportamento dúctil, devido ao nível de deformação exibido. O corpo de prova sofreu escoamento na tensão máxima após a região elástica e depois desse ponto se deformou plasticamente até a ruptura.

Para a análise dos dados foi utilizado a curva tensão-deformação verdadeira pois a curva tensão-deformação de engenharia só é válida para pequenas deformações, dentro do regime elástico. Sob grandes deformações é necessário utilizar os valores instantâneos. A figura 4.3.2 apresenta a comparação entre as curvas tensão-deformação verdadeira e de engenharia. É possível observar que até aproximadamente 4% da deformação as curvas se coincidem, porém com o aumento da deformação as curvas começam a se divergir. A curva tensão-deformação verdadeira apresenta valores superiores em comparação com a curva de engenharia.



**Figura 4.3.2: Comparação entre as curvas tensão-deformação de engenharia e verdadeira.**

Os corpos de prova 1, 2 e 3 foram ensaiados até o final do ensaio e não romperam. O corpo de prova 4 e 5 romperam após o ultrapassar o limite de escoamento, mas foi possível coletar todos os dados desejados com a realização dos ensaios. O corpo de prova 4 rompeu antes que os demais CDP's pois apresentava uma bolha interna de oxigênio. Os ensaios de tração dos corpos de prova de 10% de carbonato de cálcio foram considerados bons pois apresentaram uma linearidade entre os resultados e a curva tensão-deformação dos CDP's estavam muito próximas umas das outras, apenas o corpo de prova 3 que apresentou valores um pouco mais elevados.

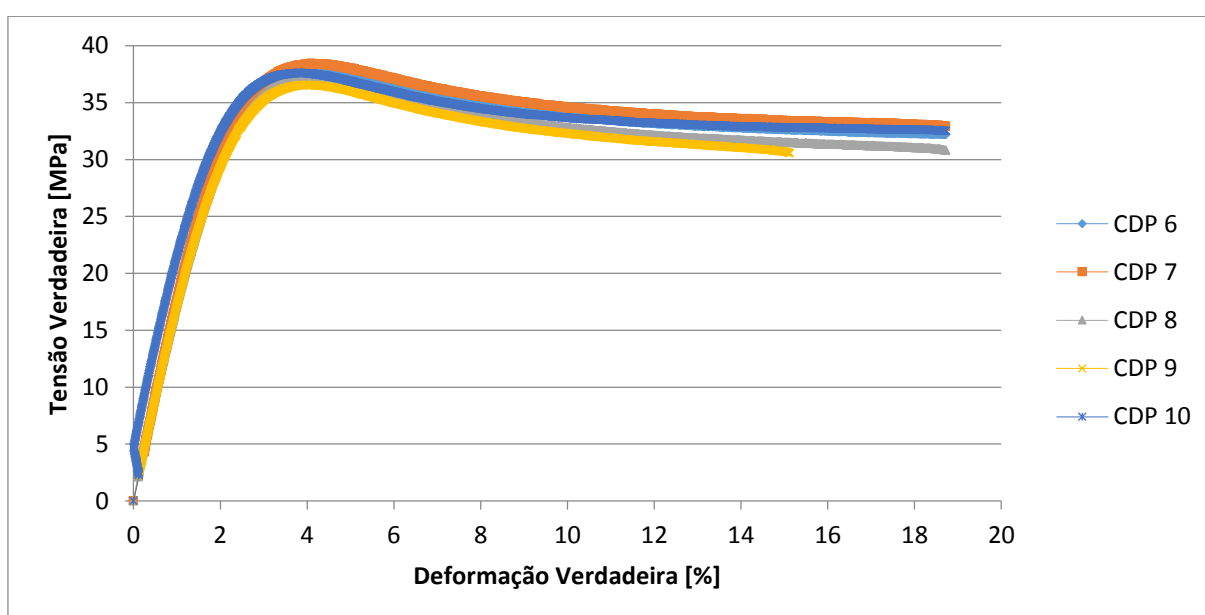
Com base na figura 4.3.1 foi possível calcular a resistência a tração no limite de escoamento, a deformação no limite de escoamento, o módulo de elasticidade e o coeficiente de Poisson do material. O módulo de elasticidade foi calculado em relação a 0,5% da deformação verdadeira do material e o coeficiente de Poisson foi calculado através da divisão da deformação transversal verdadeira pela deformação longitudinal verdadeira. Os valores médios encontrados são mostrados na tabela 4.3.1.

**Tabela 4.3.1: Valores médios dos ensaios de tração dos corpos de prova enriquecidos com 10% de carbonato de cálcio.**

| Propriedades                                       | Resultados |
|--|------------|
| Resistência à Tração no Limite de Escoamento [MPa] | 36,18      |
| Deformação no Limite de Escoamento [%]             | 4,61       |
| Módulo de Elasticidade [GPa]                       | 1,48       |
| Coefficiente de Poisson                            | 0,39       |

Em comparação com as propriedades mecânicas existentes na literatura, Claro Neto (1997) encontrou para o mesmo material e sob mesma velocidade de ensaio: resistência à tração no limite de escoamento de 38,8 MPa, deformação no limite de escoamento de 3,9% e módulo de elasticidade de 1,44 GPa. Taguti (2012) encontrou sob mesma velocidade de ensaio para o mesmo material: resistência à tração no limite de escoamento de 33,57 MPa, deformação no limite de escoamento de 3,81%, módulo de elasticidade de 1,44 GPa e coeficiente de Poisson de 0,43.

As curvas tensão-deformação dos corpos de prova enriquecidos com 20% de carbonato de cálcio são apresentadas na figura 4.3.3. Os corpos de prova de 20% apresentaram uma excelente qualidade que pode ser observada através do padrão de linearidades dos ensaios.



**Figura 4.3.3: Curva tensão-deformação verdadeira dos corpos de prova com 20% de carbonato de cálcio.**



O CDP 6 resistiu até o final do ensaio e não rompeu, enquanto que o CDP 7, 8 e 10 romperam após ultrapassar o limite de escoamento. Porém eles não apresentaram bolhas ou algum tipo de imperfeição no local da fratura. Essas observações foram feitas apenas visualmente, então não é possível afirmar com total certeza se o CDP apresentava alguma imperfeição ou não. Apenas o CDP 9 que rompeu em local de bolha interna.

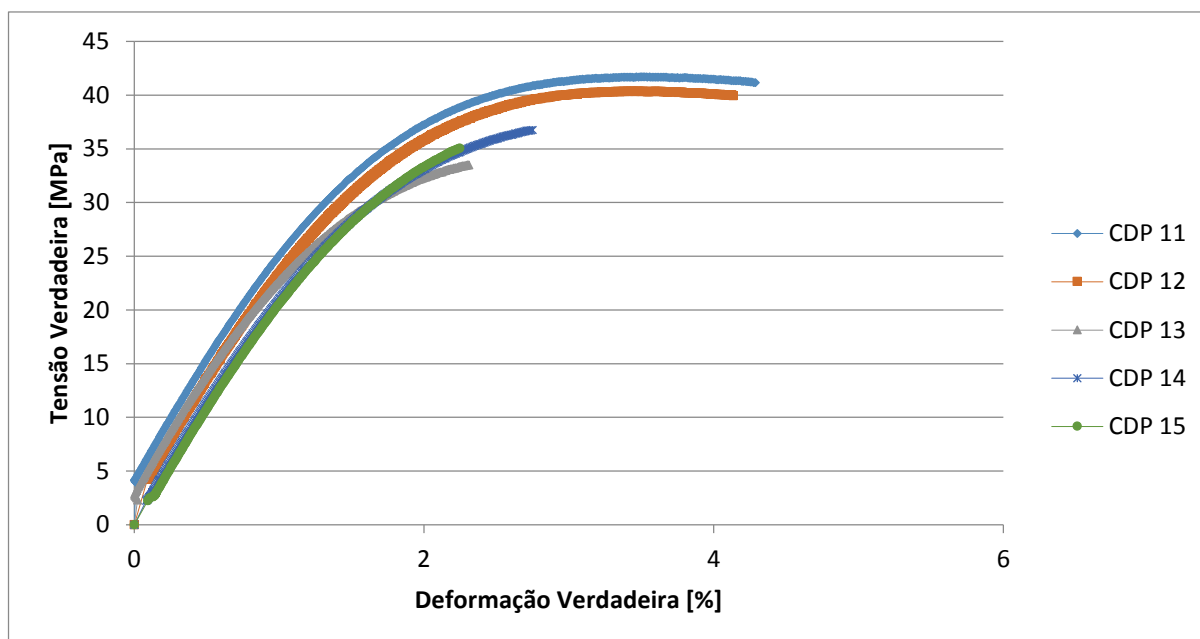
Os valores médios das propriedades mecânica dos corpos de prova de 20% de  $\text{CaCO}_3$  encontrados através dos ensaios de tração são exibidos na tabela 4.3.2.

**Tabela 4.3.2: Valores médios dos ensaios de tração dos corpos de prova enriquecidos com 20% de carbonato de cálcio.**

| <b>Propriedades</b>                                | <b>Resultados</b> |
|--|-------------------|
| Resistência à Tração no Limite de Escoamento [MPa] | 37,49             |
| Deformação no Limite de Escoamento [%]             | 4,08              |
| Módulo de Elasticidade [GPa]                       | 1,82              |
| Coefficiente de Poisson                            | 0,35              |

Através desses resultados é possível observar que com o aumento de carbonato de cálcio no corpo de prova a resistência à tração no limite de escoamento e o módulo de elasticidade aumentaram, enquanto que a deformação no limite de escoamento e o coeficiente de Poisson diminuíram. Comprovando que com o aumento de carbonato de cálcio o material se torna mais frágil.

A curva tensão-deformação dos CDP's enriquecidos com 30% de carbonato de cálcio é mostrada na figura 4.3.4. As curvas dos corpos de prova de 30% apresentaram uma variância maior devido à dificuldade de homogeneização do carbonato de cálcio na mistura. Como já foi explicado anteriormente no tópico 4.2, as partículas de carbonato de cálcio atuam como concentradores de tensão no ensaio, devido a este fato os corpos de prova rompem antes de atingirem o valor máximo de resistência à tração no limite de escoamento. Assim fica evidente a necessidade de melhorar a metodologia de confecção dos corpos de prova enriquecidos com uma alta porcentagem de carbonato de cálcio.



**Figura 4.3.4: Curva tensão-deformação verdadeira dos corpos de prova com 20% de carbonato de cálcio.**

Visualizando o local da fratura dos corpos de prova de 30% de  $\text{CaCO}_3$ , aparenta-se que eles romperam em local de bolha e/ou carbonato de cálcio. Apesar dos corpos de prova 11 e 12 romperem antes do esperado foi possível calcular com uma melhor precisão todas as propriedades desejadas. Os corpos de prova 13, 14 e 15 romperam com uma menor carga de ensaio devido a presença de maiores imperfeições na qualidade dos mesmos.

Os valores médios das propriedades mecânica dos corpos de prova enriquecidos com 30% de carbonato de cálcio são exibidos na tabela.

**Tabela 4.3.3: Valores médios dos ensaios de tração dos corpos de prova enriquecidos com 30% de carbonato de cálcio.**

| Propriedades                                       | Resultados |
|--|------------|
| Resistência à Tração no Limite de Escoamento [MPa] | 37,47      |
| Deformação no Limite de Escoamento [%]             | 2,87       |
| Módulo de Elasticidade [GPa]                       | 2,61       |
| Coefficiente de Poisson                            | 0,29       |

Novamente é possível observar que com a adição de uma maior porcentagem de carbonato de cálcio a deformação no limite de escoamento e o coeficiente de Poisson diminuíram, enquanto que o módulo de elasticidade do material apresentou um valor maior. A resistência à tração no limite de escoamento também deveria ter

aumentado, porém se manteve praticamente constante em relação aos corpos de prova de 20% de carbonato de cálcio. Esse fator está relacionado ao rompimento precoce dos corpos de prova, devido à má qualidade estrutural deles. Ressalta-se que a qualidade dos corpos de prova está relacionada a presença de carbonato de cálcio não dissolvido e bolhas de oxigênio ao longo de sua estrutura.

Analisando o CDP 11 e 12 é possível observar que a resistência à tração no limite de escoamento foi de 41 MPa, um valor maior em relação à média dos corpos de prova de 10% e 20% de  $\text{CaCO}_3$ . Então é possível comprovar que com o aumento do carbonato de cálcio a tensão verdadeira do material vai ser maior, ou seja, quanto maior a porcentagem de carbonato presente no material maior a fragilidade do mesmo.

A figura 4.3.5 faz uma comparação das curvas tensão-deformação entre três corpos de prova que apresentaram boa qualidade e bons resultados dos ensaios de tração. No gráfico foi utilizado um corpo de prova de cada porcentagem de carbonato de cálcio.

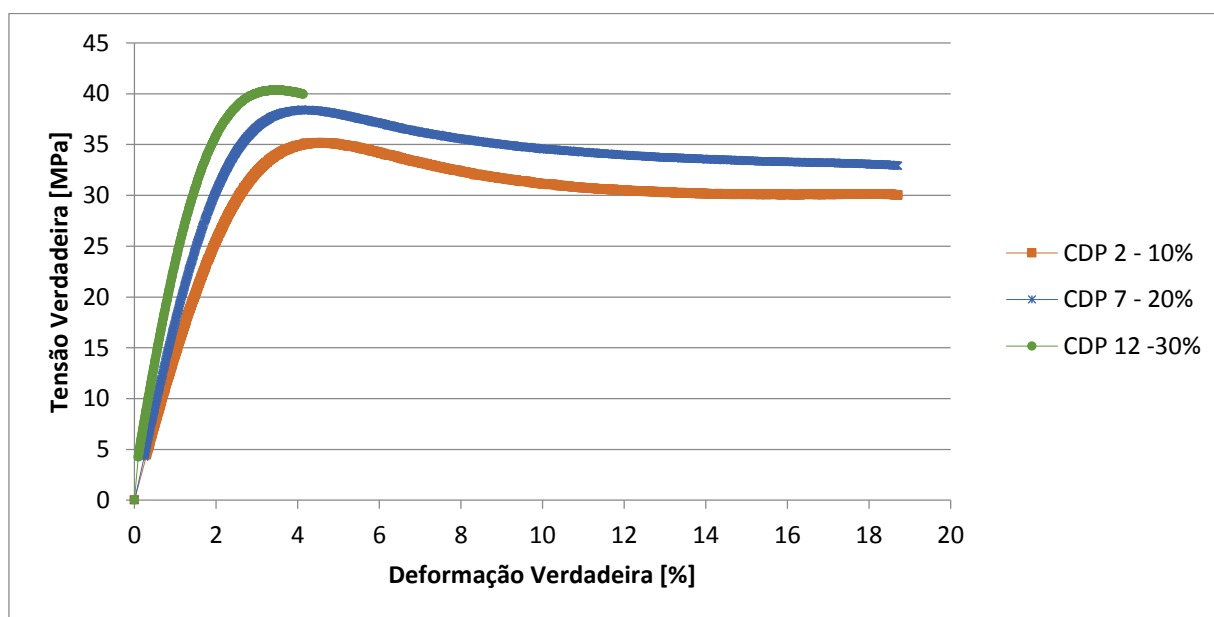


Figura 4.3.5: Comparação das curvas tensão-deformação dos CDP's com as diferentes porcentagens de carbonato de cálcio.

Através desse gráfico é possível visualizar com mais clareza o que foi dito anteriormente. Ou seja, quanto maior a porcentagem de carbonato de cálcio presente na mistura, maior a resistência à tração no limite de escoamento e menor a deformação no limite de escoamento.

Os valores das propriedades mecânicas dos corpos de prova 2, 7 e 12 são comparados na tabela 4.3.4.

**Tabela 4.3.4: Comparação de corpos de prova das diferentes porcentagens de carbonato de cálcio utilizada.**

| <b>Propriedades</b>                                | <b>Resultados</b>                       |   |  |
|--|---|---|--|
|  | <b>CDP 2<br/>(10% CaCO<sub>3</sub>)</b> | <b>CDP 7<br/>(20% CaCO<sub>3</sub>)</b> | <b>CDP 12<br/>(30% CaCO<sub>3</sub>)</b> |
| Resistência à Tração no Limite de Escoamento [MPa] | 35,18                                   | 38,43                                   | 40,37                                    |
| Deformação no Limite de Escoamento [%]             | 4,57                                    | 4,10                                    | 3,49                                     |
| Módulo de Elasticidade [GPa]                       | 1,49                                    | 1,82                                    | 2,71                                     |

## 5 CONCLUSÃO

Através da realização do trabalho e da metodologia empregada para a fabricação dos moldes de silicone, confecção dos corpos de prova e execução dos ensaios, todos os objetivos traçados inicialmente puderam ser alcançados com sucesso.

Em relação aos moldes flexíveis de silicone é possível concluir que com a troca da metodologia, devido a aquisição da bomba de vácuo, houve uma maior redução do número de bolhas de ar presentes no molde. Resultando em uma melhor qualidade dos mesmos e consequentemente melhorando o processo de confecção dos corpos de prova.

Assim como nos moldes de silicone, os corpos de prova confeccionados com o auxílio da bomba de vácuo apresentaram melhores resultados em um aspecto geral. O controle dos fatores externos como a temperatura e a umidade relativa do ar se mostrou essencial para uma melhor qualidade dos CDP's. Fica evidente a importância da homogeneização completa do carbonato de cálcio no composto, pois esse pode influenciar negativamente na estrutura do material e, consequentemente, no resultado dos ensaios de tração.

Os corpos de prova de maior dificuldade de se confeccionar foram os de 30%, devido à dificuldade de se homogeneizar a alta quantidade de carbonato de cálcio na mistura. Foi possível visualizar alguns pontos de carbonato de cálcio não dissolvidos após a cura. Pode-se concluir que possivelmente a ruptura precoce desses corpos de prova foi devido a esse problema encontrado, já que o módulo de elasticidade do material foi próximo dos valores presentes na literatura.

A metodologia utilizada para a uniformização e preparação dos corpos de prova se mostrou viável e de fácil execução. Dessa maneira foi possível adequar as dimensões dos CDP's de acordo com a estabelecida pela norma.

Através dos ensaios de tração foi possível concluir que a poliuretana derivada do óleo de mamona enriquecida com 10%, 20% e 30% apresenta comportamento característico de material dúctil. Todos os ensaios de tração foram realizados a uma velocidade de 5 mm/min. Para o biopolímero enriquecido com 10% de  $\text{CaCO}_3$  foi encontrado os seguintes valores médios: resistência à tração no limite de escoamento de 36,18 MPa, deformação no limite de escoamento de 4,61%, módulo de elasticidade de 1,48 GPa e coeficiente de Poisson de 0,39. Os corpos de prova com 20% de  $\text{CaCO}_3$

apresentaram os seguintes valores médios: resistência à tração no limite de escoamento de 37,49 MPa, deformação no limite de escoamento de 4,08%, módulo de elasticidade de 1,82 GPa e coeficiente de Poisson de 0,35. Enquanto que os CDP's com 30% de  $\text{CaCO}_3$  apresentaram como valores médios: resistência à tração no limite de escoamento de 37,47 MPa, deformação no limite de escoamento de 2,87%, módulo de elasticidade de 2,61 GPa e coeficiente de Poisson de 0,29.

Pode-se concluir que as maiores dificuldades encontradas no projeto foram em relação a homogeneização do carbonato de cálcio no composto polimérico, principalmente quando utilizado em uma maior quantidade nos corpos de prova e devido a presença de bolhas de oxigênio no CDP.

Apesar das dificuldades encontradas no presente trabalho, o objetivo principal que era a “caracterização mecânica do biopolímero enriquecido com 10%, 20% e 30% de carbonato de cálcio” pôde ser alcançado.

Para futuros trabalhos outros tipos de ensaios podem ser realizados para encontrar outras propriedades do material que não é possível obter através dos ensaios de tração. Ou também é possível fazer o mesmo ensaio, porém com velocidade diferente da utilizada no projeto para ter mais informações sobre as propriedades mecânicas do material.

## REFERÊNCIAS

ARAÚJO, L. C. R. **Contribuição ao estudo dos polímeros flexíveis derivados do óleo de mamona determinando suas propriedades físicas e químicas.** 103f. Tese (Doutorado) – Instituto de Química de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 1998.

ASTM D638-96. **Standard Test Method for Tensile Properties of Plastics.** American Society for Testing and Materials, West Conshohocken, 1996.

AZEVEDO, E. C.; CLARO NETO, S.; CHIERICE, G. O.; LEPIENSKI, C. M. **Aplicação de identificação instrumentada na caracterização mecânica de poliuretana derivada de óleo de mamona.** *Polímero: Ciência e Tecnologia*, v. 19, n. 4, p. 336-346, 2009.

BEER, F. P.; JOHNSTON JR, E. R. **Resistência dos materiais.** 3ª ed. São Paulo, 1995.

BERWANGER, A. L. S. **Produção e caracterização de biopolímero sintetizado por *Sphingomonas capsulata*.** 96f. Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Alimentos, Departamento de Ciências Agrárias, Universidade Regional Integrada, Erechim, 2005.

BOLSON, J.; SCHOSSLER, J. E.; ORNES, R. C.; MOTTIN, V.; ALBERTI, T. **Análise clínica radiológica macroscópica e histológica do úmero de codornas domésticas (*Coturnix japonica*) submetido ao implante da poliuretana derivada do polímero de mamona (*Ricinus communis*).** *Ciência Rural*, v. 35(5), p. 1123-1130, 2005.

BRITO, G. F.; AGRAWAL, P.; ARAÚJO, E. M.; MÉLO, T. J. A. **Biopolímeros, Polímeros Biodegradáveis e Polímeros Verdes.** *Revista Eletrônica de Materiais e Processos*, v. 6.2, p. 127-139, 2011.

CALIXTO, R. F. E.; TEÓFILO, J. M.; BRENTGANI, L. G.; LAMANO CARVALHO, T. L. **Implante de um floculado de resina de mamona em alvéolo dental de rato.** *Pesquisa Odontológica Brasileira*, v. 15(3), p. 257-262, 2001.

CALLISTER JR, W. D. **Ciência e Engenharia de Materiais: uma introdução.** 7ª ed. LTC, São Paulo, 2008.

CANEVAROLO JR, S. V. **Ciência dos Polímeros**: um texto básico para tecnólogos e engenheiros. 2ª ed. Artliber editora, São Paulo, 2002.

CARVALHO, T. L.; ARAÚJO, C. A.; TEÓFILO, J. M.; BRENTGANI, L. G. **Histologic and histometric evaluation of rat alveolar wound healing around polyurethane resin implants**. International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, v. 26(2), p. 149-152, 1997.

CLARO NETO, S. **Caracterizações físico-químicas de um poliuretano derivado de óleo de mamona utilizado para implantes ósseos**. 127f. Tese (Doutorado) – Instituto de Química, Universidade de São Paulo, São Carlos 1997.

COSTA, R. R. C. **Aplicabilidade de modelos constitutivos para analisar o comportamento mecânico de um biopolímero**. 171f. Tese (Doutorado) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2007.

DIAS, P. C. J.; GRANATO, L.; RAMALHO, L. T. O.; OLIVEIRA, J. A.; PRETEL, H. **Avaliação histológica da biocompatibilidade do polímero da mamona no dorso nasal de macacos-prego (*Cebus apella*)**. Brazilian Journal of Otorhinolaryngology, v. 75(3), p. 350-355, 2009.

DINIZ, A. E.; MARCONDES, F. C.; COPPINI, N. L. **Tecnologia de usinagem dos materiais**. 6ª ed. Artliber Editora, São Paulo, 2008.

ERENO, D. **Polímero derivado de óleo vegetal, sintetizado por químico de São Carlos, ganha mercado internacional**. Pesquisa Fapesp, edição 91, 2003.

FERNANDES, E. S.; BORGES, A. P. B.; VILORIA, M. I. V.; POMPERMAYER, L. G.; NETO, C. T.; OLIVEIRA, C. B. **Avaliação histológica do polímero derivado do óleo de mamona (*Ricinus communis*) aplicado na diáfise proximal da tíbia de cães**. Revista Brasileira de Ciência Veterinária, v. 14, n. 2, p. 63-66, 2007.

FERNEDA, A. B. **Estudo teórico-experimental do comportamento elastoplástico de poliuretano derivado do óleo de mamona (*Ricinus communis*)**. 135f. Tese (Doutorado) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2006.

GARCIA, A.; SPIM, J. A.; DOS SANTOS, C. A. **Ensaio dos Materiais**. LTC – Livros Técnicos e Científicos Editora S. A., Rio de Janeiro, 2008.



HIBBELER, R. C. **Resistência dos Materiais**. 5ª ed. Pearson Prentice Hall, São Paulo, 2004.

IGNÁCIO, H. **Utilização do cimento derivado do polímero da mamona no preenchimento de falha óssea. Estudo experimental em coelhos**. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, 1995.

IGNÁCIO, H. **Avaliação da poliuretana da mamona nas formas compacta e porosa no preenchimento de falha óssea. Estudo experimental em cães**. 92f. Tese (Doutorado) – Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo, Ribeirão preto, 1999.

IGNÁCIO, H.; MAZZER, N.; BARBIERI, C. H.; CHIERICE, G. O. **Utilização da poliuretana da mamona nas formas compacta e porosa no preenchimento de falha óssea. Estudo experimental em cães**. Revista Brasileira de Ortopedia, v. 37(5), p. 187-194, 2002.

KUMAR, M.; MOHANTY, S.; NAYAK, S. K.; PARVAIZ, M. R. **Effect of glycidyl methacrylate (GMA) on the thermal, mechanical and morphological property of biodegradable PLA/PBAT blend and its nanocomposites**. Bioresource Technology, v. 101, n. 21, 2010.

LARANJEIRA, M. G.; REZENDE, C. M. F.; SA, M. J. C.; SILVA, C. M. **Implantes de resina de poliuretana vegetal (*Ricinus communis*) na tração linear, fixação e fusão vertebral no cão. Estudo experimental**. Arquivo Brasileiro de Medicina Veterinária e Zootecnia, v. 56(5), p. 602-609, 2004.

LEE, J. H.; LEE, C. K.; CHANG, B. S.; RYU, H. S.; SEO, J. H.; HONG, K. S. **In vivo study of novel biodegradable and osteoconductive CaO-SiO<sub>2</sub>-B<sub>2</sub>O<sub>3</sub> glass-ceramics**. Wiley Periodicals, p. 362-369, 2006.

LEONEL, E. C. F.; MANGILLI, P. D.; RAMALHO, L. T. O.; ANDRADE SOBRINHO, J. **A importância da porosidade interna do polímero de mamona durante a neoformação óssea – estudo em ratos**. Ciência Odontológica Brasileira, v. 6(30), p. 19-25, 2003.

LEONEL, E. C. F.; PORCIÚNCULA, H. F.; SOBRINHO, J. A.; RAMALHO, L. T. O.; MANGILLI, P. D.; RAPOPORT, A. **A ação do polímero de mamona durante a neoformação óssea**. Acta Cirúrgica Brasileira, v. 19(4), p. 342-350, 2004.

LIMA, V. **Estudo de catalisadores organometálicos na síntese de poliuretanos.** 96f. Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia e Tecnologia de Materiais, Pontifca Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2007.

LOPES, R. V. V.; LOUREIRO, N. P. D.; FONSECA, P. S.; ZAMIAN, J. R.; SANTOS, M. L.; SALES, M. J. A. **Síntese e caracterização de poliuretana a partir do óleo de maracujá (*Passiflora edulis*).** 18<sup>o</sup> CBECiMat - Congresso Brasileiro de Engenharia e Ciência dos Materiais, Porto de Galinhas, 2008.

MACHADO, A. R.; DA SILVA, M. B. **Usinagem dos metais.** 8<sup>a</sup> versão. LEPU - Laboratório de Ensino e Pesquisa de Usinagem, Uberlândia, 2004.

MARIA, P. P.; PADILHA FILHO, J. G.; CASTRO, M. B. **Análise macroscópica e histológica do emprego da poliuretana derivada do óleo de mamona (*Ricinus communis*) aplicada na tíbia de cães em fase de crescimento.** Acta Cirúrgica Brasileira, v. 18(4), p. 332-336, 2003.

MARQUES, B. R.; MARTINS, L. J. R. **Poliuretano derivado de óleo de mamona: de meio ambiente a biocompatibilidade.** 16f. Dissertação (Graduação) – Universidade Metodista de Piracicaba, Lins, 2009.

MERLINE, C. **Análise experimental de compósitos de poliuretano derivado de óleo de mamona e fibras de bananeira.** 102f. Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Materiais, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2011.

MEYERS, M. A.; CHAWLA, K. K. **Mechanical Behaviour of Materials.** 2<sup>a</sup> ed. Cambridge University Press, Cambridge, 2009.

NACER, R. S. **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 nanopartículas de silícia e zircônia.** 103f. Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação em Saúde e Desenvolvimento na Região Centro-Oeste, Universidade Federal de Mato Grosso do Sul. Campo Grande, 2009.

NAJJAR, T. A.; LERDRIT, W.; PARSONS, J. R. **Enhanced osseo integration of hydroxyapatite implant material.** Oral Surgery Oral Medical Oral Pathology, v. 71, n. 1, p. 9-15, 1991.

OHARA, G. H.; KOJIMA, K. E.; ROSSI, J. C.; TELLES, M.; SOARES, T. V. C.; SALOMÃO, C.; SANDA, M. **Estudo experimental da biocompatibilidade do polímero poliuretano da mamona implantada intra-óssea e intra-articular em coelhos.** Acta Cirúrgica Brasileira, v. 2, n. 3, p. 62-68, 1995.

PROJETO PADCT. **Pesquisa e desenvolvimento de biomateriais baseados em poliuretanas derivadas de óleo de mamona.** Departamento de Química e Física Molecular do Instituto de Química de São Carlos, Universidade de São Paulo, edital SNM 02/94-04, 1994.

REZENDE, C. M. F.; SILVA, M. C.; LARANJEIRA, M. G.; BORGES, A. P. B. **Estudo experimental do poliuretano de óleo de mamona (*Ricinus communis*) como substituto parcial do tendão calcâneo comum em coelhos (*Oryctolagus cuniculus*).** Arquivo Brasileiro de Medicina Veterinária e Zootecnia, v. 53, n. 6, p. 695-700, 2001.

SAVY FILHO, A. **Mamoeira: técnicas de cultivo.** O agrônomo, n. 53, v. 1, p. 16-17, 2011.

SHACKELFORD, J. F. **Introduction to materials science for engineers.** 4ª ed. Prentice Hall- Inc., New Jersey, 1996.

SILVA, V. D.; CENCI, A.; BITTENCOURT, E. M.; SANTOS, L. M.; LIGABUE, R.; CARONE, C. L. P.; EINLOFT, S. **Síntese e caracterização de nanocompósitos poliuretano/carbonato de cálcio e poliuretano/óxido de titânio.** V Mostra de Pesquisa da Pós-Graduação – PUCRS, v. 5, p. 611-613, 2010.

SILVA, R. V.; SPINELLI, D.; BOSE FILHO, W. W.; CLARO NETO, S.; CHIERICE, G. O.; TARPANI, J. R. **Fracture toughness of natural fibers/castor oil polyurethane composites.** Elsevier Composites Science and Technology, v. 66, p. 1328-1335, 2006.

TAGUTI, M. V. H. **Ensaio mecânico de tração da poliuretana derivada do óleo de mamona adicionada com carbonato de cálcio.** 72f. Dissertação (Graduação) – Curso Superior de Engenharia Mecânica, Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Cornélio Procópio, 2012.

TANIGUTI, J.; ALVES, C. C.; **Mecânica: projetos e ensaios mecânicos.** Fundação Padre Anchieta – Coleção Técnica Interativa, São Paulo, 2011.

TELECURSO 2000 PROFISSIONALIZANTE. **Ensaio de materiais.** São Paulo, 2000.

TELECURSO 2000 PROFISSIONALIZANTE. **Mecânica: processos de fabricação.** Volume 3. São Paulo, 2000.

**ANEXO A - Boletim Técnico da Borracha de Silicone**

## MOLDFLEX EZSi 44 A&B

Borracha de Silicone RTV-2 - Prototipagem e Mold Making

**DESCRIÇÃO:** EZSIL 44 A&B é uma borracha de silicone líquida, atóxica, bi-componente e que cura por poliadicação à temperatura ambiente.

**APLICAÇÕES:** Borracha de silicone de alta resistência mecânica e flexibilidade. Campo principal de aplicação: Prototipagem rápida, vazamento a vácuo (vacuum casting). Pode ser utilizada na fabricação de peças e moldes que tenham contato com alimentos.

### MISTURA E CURA:

**Importante:** O catalisador platina está contido no componente A.

**Atenção:** Apenas componentes A e B com o mesmo número de lote podem ser processados juntos!

### CARACTERÍSTICAS ESPECIAIS

- ✓ Boa Fluidez
- ✓ Cura rápida e isenta de contração à temperatura ambiente
- ✓ A cura pode ser acelerada consideravelmente pela aplicação de calor
- ✓ Dureza Shore A mediana (aprox. 40)
- ✓ Alta resistência ao rasgo
- ✓ Boa transparência da borracha curada
- ✓ Excelente resistência química as resinas de fundição, principalmente poliuretanas e epóxis.

| <b>PROPRIEDADES FÍSICAS</b>                 |                        |                      |                     |              |
|---|------------------------|----------------------|---------------------|--------------|
| <b>Dados do produto (sem cura)</b>          |                        |                      |                     |              |
| <b>Propriedade</b>                          | <b>Método de Teste</b> | <b>Unidade</b>       | <b>Valor</b>        |              |
|   |                        |                      | A                   | B            |
| Componente                                  |                        |                      | Translúcido         | B            |
| Cor   |                        |                      | Translúcido         | Transparente |
| Densidade a 23°C                            |                        | [g/cm <sup>3</sup> ] | 1,08                | 0,97         |
| Vacosidade a 23°C, após homogenização       | ISO 3219               | [mPas]               | 70.000              | 500          |
| <b>Dados do produto (A+B catalisado)</b>    |                        |                      |                     |              |
| Proporção da mistura                        | A:B                    | [ppp]                | 10:01               |              |
| Vacosidade a 23°C                           | ISO 3219               | [mPas]               | 50.000              |              |
| Tempo de elaboração a 23°C até 150.000 mPas |                        | [min]                | 80                  |              |
| Tempo de cura (isento de pegajosidade)      |                        | [h]                  | 15                  |              |
| <b>Dados do produto curado</b>              |                        |                      |                     |              |
| Cor   |                        |                      | Incolor Translúcido |              |
| Densidade a 23°C em água                    | ISO 2781               | [g/cm <sup>3</sup> ] | 1,07                |              |
| Dureza Shore A                              | ISO 828                |                      | 40                  |              |
| Tensão de Ruptura                           | ISO 37                 | [N/mm <sup>2</sup> ] | 5,5                 |              |
| Alongamento à ruptura                       | ISO 37                 | %                    | 400                 |              |
| Resistência ao rasgo                        | ADTM D 624 B           | [N/mm]               | > 28                |              |
| Contração linear após 24h a 23°C            |                        | %                    | < 0,1               |              |

Estes valores são apenas para referência e não devem ser utilizados para preparação de especificações.