



INSTITUTO FEDERAL DE
EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E TECNOLOGIA
RIO GRANDE DO SUL
Câmpus Farroupilha

OBTENÇÃO E ANÁLISE DO COMPÓSITO DA BLENDA DE POLI (ÁCIDO LÁTICO-CO-GLICÓLICO) E POLI(ISOPRENO) EPOXIDADO COM HIDROXIAPATITA

Matheus Lago, mathe.lago8888@gmail.com¹

Edson Francisquetti, edson.francisquetti@farroupilha.ifrs.edu.br²

Luis Alberto Loureiro dos Santos, luis.santos@ufrgs.br³

^{1,2}Instituto Federal do Rio Grande do Sul, Campus Farroupilha. Av. São Vicente - Cinquentenario, Farroupilha - RS, 95180-000.

³Universidade Federal do Rio Grande do sul, Campus do Vale. Av. Bento Gonçalves, 9500 - Agronomia, Porto Alegre - RS, 90650-001.

Resumo: Com a evolução da tecnologia no mundo moderno, muito se pesquisa na área da saúde, objetivando sempre melhorar a qualidade de vida das pessoas. Dessa forma, compreender como funciona e, a partir disso, desenvolver novos compósitos biocompatíveis, por meio de técnicas de processamento adequadas e com melhores propriedades quando comparadas às já existentes, é de fundamental importância. Assim, desenvolveu-se um compósito de matriz polimérica composta por uma blenda polimérica de poli(ácido lático-co-glicólico) e poli(isopreno) epoxidado juntamente com a fase dispersa de hidroxiapatita para sua utilização em stents, endopróteses, traqueais. A blenda foi escolhida por apresentar excelentes propriedades *in vitro* e a hidroxiapatita, além de buscar utilizá-la para melhorar as propriedades mecânicas da blenda, apresenta boa interação com o tecido ósseo. Testaram-se 3 diferentes concentrações de hidroxiapatita (5%; 10%; 15%) e, também, a blenda pura. Os Módulos de Armazenamento e de Perda foram determinados através de ensaios de DMA (Análise Dinâmica Mecânica), além de ensaios térmicos, Análises Termogravimétricas (TGA), para avaliar a influência do material cerâmico nas transições térmicas da matriz polimérica. Percebeu-se o mesmo comportamento da curva de módulo de perda e armazenamento para as amostras de 5% e 15%, porém os resultados não foram satisfatórios para a amostra de 10%, sendo possível que o corpo de prova tenha se soltado dos probes do equipamento. Através dos resultados, observou-se que o compósito apresentou comportamento elástico e que a hidroxiapatita atuou como reforço na matriz polimérica

Palavras-chave: Polímeros, Poli (Ácido Lático -co- Glicólico), Poli(isopreno), Hidroxiapatita, Compósitos.

1 INTRODUÇÃO

Os biomateriais fazem parte de uma grande fração dos acessórios utilizados na área da saúde, estimados em 300 mil há cerca de 15 anos (PIRES; BIERHALZ; MORAES, 2015). O termo vem recebendo diversas definições ao longo dos anos sendo, uma das principais, a fornecida pelo Conselho Consultivo de Biomateriais da Universidade de Clemson, que fala sobre os biomateriais como "uma substância inerte sistematicamente e farmacologicamente projetada para ser implantada dentro de ou para ser incorporada em sistemas vivos"(PARK; BRONZINO, 2003). Como exemplos, pode-se citar materiais implantáveis, dispositivos para a liberação de medicamentos, órgãos artificiais e assim por diante.

A área responsável pelo estudo desses materiais, que busca entender as suas características biológicas e físicas, assim como a sua interação com o ambiente biológico, é denominada Ciência dos Biomateriais. Os estudos mais extensos e com maior dedicação da área foram realizados com o intuito de investigar as melhores formas de sintetizar, otimizar, caracterizar e testar esses materiais e as reações biológicas entre o material e o "hospedeiro"(RATNER et al., 2004).

Grande parte dos biomateriais, quando introduzidos em um organismo, fazem com que este tenha uma reação. Para isso, torna-se necessário definir um conceito fundamental para esse campo de pesquisa, o da biocompatibilidade. Biocompatibilidade é a habilidade de um material causar uma resposta específica em um organismo em uma aplicação específica (WILLIAMS, 1987). Como exemplos de reações que se desejam do organismo, pode-se citar a resistência à coagulação sanguínea e à colonização de bactérias além de uma recuperação sem preocupações (RATNER et al., 2004).

Além da biocompatibilidade, espera-se que os materiais desenvolvidos apresentem propriedades mecânicas, físicas e durabilidade compatíveis com a aplicação (RATNER et al., 2004). Assim, para se obter um material que apresente essas características, muitas vezes se desenvolve um compósito. O compósito é um material multifásico feito de forma artificial que exibe uma proporção significativa das propriedades das duas fases constituintes de forma benéfica, estando de acordo com o princípio da ação combinada, sinergia, que diz que melhores propriedades são modeladas pela combinação criteriosa de dois ou mais materiais distintos (CALLISTER, 2007).

Segundo Dick (2016), é importante perceber que o material que será introduzido no corpo humano deve, além da biocompatibilidade, apresentar as propriedades mecânicas adequadas e boa interação com o tecido ósseo. Dessa forma, este trabalho buscou o desenvolvimento de um compósito de matriz polimérica com fase dispersa cerâmica que apresentasse essas características.

A fase dispersa cerâmica selecionada foi a hidroxiapatita (HA) por ser muito estável quimicamente no ambiente do corpo humano e apresentar boa similaridade química com o osso humano (YUAN et al., 1998). Porém, por se tratar de um material frágil, ela é raramente utilizada sozinha. Dessa forma, compósitos de matriz polimérica são desenvolvidos em conjunto com a HA, uma vez que os polímeros são menos frágeis (VENKATESAN; KIM, 2014). Assim, a matriz polimérica escolhida foi uma blenda de PLGA/PIepox, desenvolvida por Guerra (2018), escolhida por apresentar excelentes propriedades *in vitro* e melhores propriedades mecânicas que o PLGA sozinho e maior ductilidade que o Cellprene®, blenda de PLGA/PI, desenvolvido por Marques (2015), (GUERRA, 2018). Dessa forma, busca-se com esses dois materiais, PLGA/PIepox e HA, um compósito com boa biocompatibilidade além de boas propriedades mecânicas, fornecidas pela união de dois materiais com características distintas.

Para isso, o compósito foi obtido através de *solvent casting* e, após a sua obtenção, realizou-se a Análise Termogravimétrica (TGA) para avaliar a influência do material cerâmico na matriz polimérica assim como a Análise Dinâmica Mecânica (DMA) para se determinar os valores de módulo de armazenamento e de perda do material.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 Poli(isopreno) Epoxidado (PIepox)

O Poli(isopreno) (PI), ou borracha natural, é um polímero natural, ou seja, é encontrado na natureza e modificado para o consumo (LUCAS; SOARES; MONTEIRO, 2001). Extraído do caule da seringueira *Hevea brasiliensis*, na forma de um líquido leitoso, este material passou a ser amplamente utilizado na área médico-hospitalar com a conscientização sobre doenças como a AIDS e a hepatite, uma vez que o látex apresenta como uma de suas principais características a criação de uma barreira biológica (LOPES, 2002; APABOR, 2010; HALL; ZAKARIA; WILLIAMS, 2009). Além de o PI apresentar excelentes propriedades elásticas, quando em contato com tecidos, estimula a regeneração celular e a neovascularização (angiogênese) (MARQUES, 2015).

Porém, a grande maioria das aplicações da borracha natural são limitadas devido à instabilidade quando em contato com o calor, com a luz solar, e devido à elevada solubilidade na maioria dos solventes hidrocarbonatos/hidrofóbicos, incluindo óleos. Essas características ocorrem devido à presença da estrutura (cis-1,4, poliisopreno), que contém ligações duplas com átomos de hidrocarboneto, conforme indica a Figura 1 (TANAKA, 1991). Para corrigir esses problemas, diversas pesquisas são realizadas para que se consiga ampliar as áreas de utilização desse material. Essas pesquisas visam a modificação da estrutura interna dos polímeros através de reações químicas como: maleinização, sulfonação, epoxidação e hidrogenação (GUERRA, 2018). De acordo com Guerra (2018), o poli(isopreno) epoxidado tem potencial para a aplicação em engenharia de tecidos como *scaffolds* para regeneração de tecidos epiteliais.

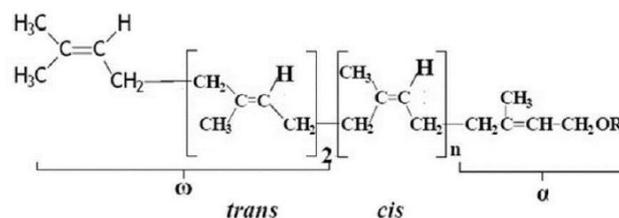


Figura 1 – Estrutura química do Poli(isopreno), extraído de (GUERRA, 2018).

2.2 Poli (Ácido Lático-co-Glicólico) (PLGA)

O PLGA é um polímero sintético geralmente obtido de forma industrial através de moléculas, originárias de monômeros que são subprodutos do petróleo, de baixa massa molar (LUCAS; SOARES; MONTEIRO, 2001). No processo de polimerização dos sintéticos, torna-se possível um controle do peso molecular e do comprimento da cadeia, o que é fundamental para os tempos de degradação/absorção *in situ* (RATHBONE et al., 2009).

Quando se abordam polímeros sintéticos para utilização como um biomaterial, torna-se importante destacar a importância dos polímeros poli ácido lático (PLA) e ácido poliglicólico (PGA), juntamente com o seu copolímero poli (ácido lático-co-glicólico), PLGA. Estes polímeros revolucionaram o desenvolvimento de biomateriais para aplicações clínicas quando foram introduzidos no mercado como sendo fibras de alta durabilidade e biocompatibilidade para aplicação como suturas médicas reabsorvíveis (JAHNO, 2005).

Um dos maiores inconvenientes na utilização de polímeros sintéticos são os produtos gerados durante a sua degradação, uma vez que alguns podem ser tóxicos para o corpo humano. No caso do PLGA, os produtos gerados neste

processo, como a lactide e a glicolide, são de baixa massa molar, e já ocorrem naturalmente. Dessa forma, entram na rota metabólica do organismo e são excretados ou reabsorvidos (MIDDLETON; TIPTON, 2000).

2.3 Blendas poliméricas

Em diversas situações na engenharia, homopolímeros não apresentam as características necessárias para determinadas aplicações. Para solucionar esse problema, produz-se blendas poliméricas, que são definidas como a mistura de dois ou mais polímeros que não se ligam por ligações covalentes (WARD; SWENNEY, 2004). Para que se possa considerar a união dos polímeros como sendo uma blenda, a quantidade em percentagem do segundo polímero deve ser maior que 2% da massa da composição (PASSADOR; PESSAN; JR., 2006).

As blendas poliméricas podem ser classificadas como:

- **Imiscíveis:** De acordo com Utraki (2002), nesse tipo de mistura, os polímeros presentes na blenda não se apresentam de maneira homogênea à nível molecular, apresentando duas ou mais fases. As diferentes fases irão conter concentrações diferentes e finitas de cada polímero (MARQUES, 2015). Como consequência, a blenda irá apresentar propriedades mecânicas e físicas duplicadas, referentes a cada polímero. Dessa forma, busca-se tornar as blendas parcialmente miscíveis, para que se possa diminuir a diferença entre as propriedades, através da adição de compatibilizantes ou, através de modificações da cadeia polimérica (ROSTAMI; NAQIDA, 2018).
- **Miscíveis:** Nas misturas miscíveis os polímeros se apresentam de forma homogênea à nível molecular (UTRAKI, 2002).

2.3.1 PLGA/PIepox

A blenda PLGA/PIepox é uma blenda polimérica desenvolvida por Guerra (2018) à base de PLGA e PIepox, obtido no Labiomat da UFRGS, a qual foi desenvolvida com o objetivo de se obter um material com melhor biocompatibilidade que o Cellprene[®], também desenvolvida no Labiomat da UFRGS. Tal informação pode ser analisada através da hidrofiliabilidade, medida através do ângulo de molhabilidade, do material, sendo de 78, 53° para o PLGA/PIepox e 78, 14° para o Cellprene[®], que mostra que o objetivo de se obter um material com maior biocompatibilidade foi atingido (GUERRA, 2018; MARQUES, 2015). Ela é considerada como sendo parcialmente miscível, ou seja, existem duas temperaturas de transição vítrea, porém elas são em temperaturas diferentes dos polímeros isolados, estando mais próximas. Além disso, a blenda com o PIepox possui um comportamento térmico mais estável quando comparada ao PI sem epoxidação (GUERRA, 2018). De acordo com Guerra (2018), os valores de tensão máxima foram 50% inferiores ao Cellprene[®], porém a deformação obtida até atingir esse valor foi 10 vezes superior, caracterizando-o como um polímero dúctil. O seu valor de módulo de Young foi 46 vezes menor que o do Cellprene[®], o que significa que a inclusão dos grupos epóxidos no poli(isopreno) não fornecem rigidez (GUERRA, 2018).

2.4 Fosfatos de cálcio - Hidroxiapatita

De acordo com Barrère, Blitterswijk e Groot (2006), fosfatos de cálcio (FCs) são materiais bioativos que tem sido utilizados em aplicações ósseas devido às similaridades químicas desses materiais com os ossos humanos. Essas similaridades proporcionam aos fosfatos de cálcio as características de osteocondução e osteoindução:

- **Osteocondução:** Diz respeito à capacidade de formar tecido ósseo na superfície do material de forma guiada. Isso faz com que aconteça uma ligação entre o osso e o implante. Faz-se o uso da ausência de outros tecidos entre o osso e o implante para identificar a propriedade de Osteocondução. O crescimento do tecido ósseo através desse processo ocorre de forma passiva e depende do contato com o tecido ósseo para ocorrer a condução (HENCH, 1980; HENCH; WILSON, 1984; BARRÈRE; BLITTERSWIJK; GROOT, 2006).
- **Osteoindução:** Diz respeito à capacidade de suportar o crescimento do tecido ósseo. Na ocorrência deste fenômeno há, em primeiro lugar, a diferenciação das células não osteogênicas em células osteogênicas (RIPAMONTI, 1991; YUAN et al., 1998; BARRÈRE; BLITTERSWIJK; GROOT, 2006).

Apresentadas essas características, torna-se importante salientar que nem todos os fosfatos de cálcio apresentam a mesma resposta biológica *in vivo*, enquanto a maioria é osteocondutora, nem todos são osteoindutores, diferença que ocorre devido a diferentes propriedades físicas e químicas da superfície do material (DICK, 2016). As características de alguns FCs podem fazer com que ocorra a adsorção de proteínas que, por sua vez, reagem com a superfície do material e podem induzir a diferenciação celular devido à interação com a matriz extracelular.

Além dos materiais citados ocorrerem naturalmente no corpo humano, eles podem ser encontrados na natureza em pedras minerais e, além disso, podem ser sintetizados em laboratório. Entretanto, apenas alguns tipos são utilizados para implantes no corpo humano sendo que, tanto a sua solubilidade quanto a sua velocidade de hidrólise aumentam conforme se diminui a relação Ca/P. Relações menores que 1:1 não são adequadas para implante biológico (RATNER et al., 2004).

Dentre os diversos fosfatos de cálcio existentes, pode-se citar a hidroxiapatita (HA). Por apresentar uma similaridade química com o osso humano ela é amplamente estudada para aplicações que envolvam substituição ou regeneração óssea (RATNER et al., 2004). Além disso, por apresentar uma relação Ca/P de 1,67, ela se mostra adequada para implantes biológicos (YUAN; GROOT, 2005). A HA estequiométrica $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ é considerada osteocondutora e pouco osteoindutora, quando comparada a outros FCs.

A HA possui bandas de absorção específicas, podendo ser encontradas através de FTIR. Dentre elas, pode-se destacar as banda entre 1000cm^{-1} e 1100cm^{-1} e 560cm^{-1} a 600cm^{-1} , referentes à absorção de PO_4^{3-} e as de 1409cm^{-1} e 1460cm^{-1} referentes aos picos de carbonato (CO_3^{2-}), encontradas por Dick (2016).

Quanto ao comportamento térmico da HA sintética, de acordo com testes de TGA realizados por Dick (2016), a HA possui uma estabilidade térmica até temperaturas de mais de 900°C , ocorrendo uma pequena degradação entre 500°C e 1000°C referentes à eliminação dos grupos carbonato.

2.5 Compósitos

De acordo com Bower (2000), materiais compósitos são aqueles que apresentam dois ou mais constituintes combinados em escala macroscópica através de ligações mecânicas e químicas. O objetivo de se desenvolver um compósito é o de obter um material com propriedades distintas aos seus constituintes. Ainda assim, é importante destacar que os constituintes irão manter a sua identidade.

Geralmente, um dos constituintes, o que está presente em maior quantidade, forma a matriz, e o restante, o reforço, que são normalmente adicionados para se aprimorar a força e a rigidez da matriz.

Os compósitos são classificados de acordo com a matriz (SYSTEMS, 2005). Dessa forma, classifica-se em:

- Compósitos de matriz polimérica;
- Compósitos de matriz metálica;
- Compósitos de matriz cerâmica.

O compósito desenvolvido neste trabalho é de matriz polimérica com reforço de pó de hidroxiapatita. Objetiva-se, com isso, aumentar a rigidez da blenda PLGA/PIepox.

É importante observar que se o tamanho da partícula de reforço na matriz polimérica contendo poli(isopreno) for maior ou igual a 10^3 nm , a HA, no melhor cenário, não irá reforçar a matriz, mas poderá causar um detrimento nas propriedades mecânicas. O reforço é obtido para partículas com tamanho menor que 100 nm mas, ainda assim, a complexidade espacial da partícula na matriz polimérica parece ser um fator mais decisivo para a melhora das propriedades mecânicas (LEBLANC, 2002).

2.6 Técnicas de processamento - Solubilização em solvente orgânico

O método de solubilização em solvente orgânico, ou *Solvent Casting*, consiste na dissolução do polímero utilizado, juntamente com a Hidroxiapatita, em um solvente adequado. Após dissolvido, é necessário deixar a mistura formada evaporando ao ar livre ou sob vácuo. É um método simples e de fácil reprodução porém, a espessura do compósito será limitada ao processo de evaporação do solvente, sedimentação de partículas, limitação das propriedades mecânicas conseguidas e, segundo alguns autores, heterogeneidade das estruturas e presença residual de solvente (GUERRA, 2018).

Muitos pesquisadores desenvolvem *scaffolds* fazendo o uso desse método. Como exemplo, pode-se citar o desenvolvimento de filmes de poli(urietano) de grau medicinal, revestidos com fibroína por técnica de imersão. Tais filmes foram avaliados e observou-se que promovem adesão e crescimento celular. Dessa forma, sugere-se que esses filmes podem ser utilizados na engenharia de tecidos (PETRINI; PAROLARI; TANZI, 2001).

Outro exemplo de material desenvolvido através desse método que pode ser citado, é o desenvolvimento de corpos de prova de poli(ácido láctico) (PLA) e de PLA com reforço de fibra de viro com base fosfato (PBG) para utilizar em regeneração e/ou substituição do ligamento cruzado anterior do joelho (PEREIRA, 2019).

2.7 Análise Dinâmico Mecânica - DMA

De acordo com Lorandi, Cioffi e Jr. (2016), o DMA é uma técnica que objetiva estudar as propriedades dos materiais em função do tempo, da temperatura, frequência e deformação. Também é possível estudá-las com a combinação desses fatores, assim como os ensaios realizados por Thomson et al. (1996), nas quais as propriedades do poli(α -hidroxi ester) foram estudadas em função do tempo com a temperatura de 37°C fixada. Além disso, o DMA busca relacionar as propriedades macroscópicas com relaxações macroscópicas e, ou, deformações microscópicas geradas por movimentações moleculares.

Dentre os materiais que são analisados com o DMA, os poliméricos, como a blenda PLGA/PIepox, são os que mais se destacam, devido à sua característica viscoelástica, podendo-se determinar os seguintes módulos, de acordo com Lorandi, Cioffi e Jr. (2016):

- Armazenamento (E'): É a quantidade de energia armazenada e retida durante o ciclo de aplicação de carga, correspondendo a uma medida reversível e elástica. Além disso, é determinado através da razão entre a tensão em fase com a deformação e a mesma deformação, podendo ser em função do tempo ($E'(t)$) ou da frequência ($E'(\omega)$). Uma das formas de se calcular o E' é através da Eq. 1:

$$E' = \frac{\sigma_0}{\epsilon_0} \cos \delta \quad (1)$$

onde σ_0 [$N.m^{-2}$] é a amplitude de tensão aplicada, ϵ_0 [%] é a amplitude de deformação resultante e δ [$^\circ$] é o ângulo de defasagem entre σ_0 e ϵ_0 .

- Perda (E''): É a quantidade de energia dissipada durante o ciclo de aplicação de carga, correspondendo a uma medida irreversível e viscosa. Além disso, é determinado através da razão entre a tensão 90° fora de fase com a deformação e a mesma deformação, podendo ser em função do tempo ($E''(t)$) ou da frequência ($E''(\omega)$). Uma das formas de se calcular o E'' é através da Eq. 2:

$$E'' = \frac{\sigma_0}{\epsilon_0} \sin \delta \quad (2)$$

Um exemplo de teste realizado para se determinar os dois módulos foi no estudo feito por Guerra (2018) para a blenda PLGA/PIepox. À temperatura de aproximadamente $37^\circ C$, os resultados indicaram valores de E' maiores que E'' . Sendo assim, seu comportamento se mostrou mais elástico do que viscoso. Não se realizam testes de DMA apenas para materiais unicamente poliméricos. Um exemplo é o realizado por Dick (2016), no qual estudou-se o efeito da adição de HA em uma matriz polimérica de PI, que teve efeitos positivos no aumento do módulo elástico até uma concentração de 30% de HA. Outro estudo, realizado por (NI; WANG, 2002), mensurou o módulo de elasticidade de uma blenda de polihidroxibutirato com quantidades de HA 10% e 20% a uma temperatura fixa de $37^\circ C$. Como resultado, foi possível observar que o compósito com maior quantidade de HA apresentou maior módulo elástico. O mesmo autor também observou que logo que o compósito com HA é imerso em SBF, *Simulated body fluid*, o seu valor de E' aumenta, devido a formação de uma camada de apatita, mas diminui ao longo do tempo de exposição.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Metodologia experimental

O fluxograma apresentado pela Figura 2 representa a metodologia utilizada nesta pesquisa.

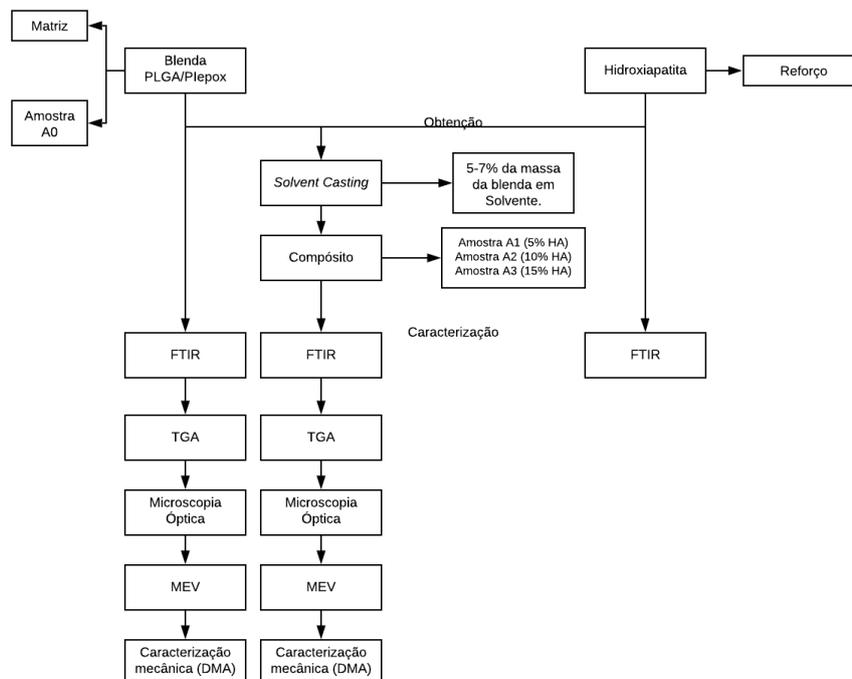


Figura 2 – Fluxograma experimental de obtenção e caracterização da blenda PLGA/PIepox, da hidroxiapatita e do compósito PLGA/PIepox + HA.

3.2 Materiais

A blenda PLGA/PIepox foi obtida do trabalho de Guerra (2018), no labiomat da UFRGS. Já o pó de hidroxiapatita foi obtido da Sigma-Aldrich com tamanho de partícula $\leq 200nm$ e com pureza $\geq 97\%$, e o clorofórmio foi obtido da Dinâmica Química Contemporânea Ltda. com teor mínimo de 99,5%.

3.3 Método

3.3.1 Caracterização

A caracterização foi realizada no Laboratório de Caracterização de Polímeros do IFRS-Campus Farroupilha.

Para identificação dos polímeros e dos compostos da hidroxiapatita foi realizada Espectroscopia de Infravermelho com Transformada de Fourier com acessório de reflexão atenuada da marca Perkyn Elmer modelo Frontier com variação do espectro de 4000 a 600 cm^{-1} com 32 varreduras.

A Análise Termogravimétrica (TGA) foi realizada em um equipamento Perkyn Elmer TGA 4000 varredura da temperatura ambiente até 950 °C com taxa de aquecimento de 20 °C.min⁻¹ em atmosfera inerte de nitrogênio com fluxo de 20 ml.min⁻¹ com massa da amostra de 2,7 mg para a blenda pura e em torno de 5 e 6 mg para o compósito.

A Análise Dinâmico Mecânica das amostras foi realizada em um DMA 8000 Perkyn Elmer com tensão retangular com frequência de 1 Hz a uma temperatura de 37 °C durante 10 minutos em solução de soro fisiológico da marca LBS com concentração de 0,9% de cloreto de sódio, NaCl. A medida dos corpos de prova pode ser encontrada na tabela 1

Tabela 1 – Medidas dos corpos de prova das amostras do compósito utilizados nos testes de DMA.

Medidas (mm)			
Amostra	Largura	Comprimento	Espessura
A ₀	6,53	4,95	0,35
A ₁	7,4	4,95	0,22
A ₂	6,7	4,95	0,35
A ₃	7,69	4,95	0,14

A técnica do MEV foi realizada com o objetivo de se comparar a superfície da blenda pura com a dos compósitos. O equipamento utilizado foi um Carl Zeiss MEV-FEG Auriga, do laboratório de microscopia da UFRGS - campus do Vale, para as imagens com elétrons secundários. As amostras foram cortadas e recobertas com ouro. A tensão utilizada para a realização do teste foi de 10 kV e aumento de 1000X com magnitude de 10 μm .

Para analisar a dispersão da matriz polimérica na superfície da blenda e do compósito, juntamente com a técnica do MEV realizou-se a microscopia óptica com o microscópio digital série USB 500X com magnificação dupla de 5X-500X a um aumento de 100X.

3.3.2 Preparação do compósito

Os compósitos PLGA/PIepox + HA foram obtidos através do método de *Solvent Casting* conforme Tabela 2. O processo foi realizado em um ambiente à temperatura de 25 °C com umidade controlada a 40%. A quantidade de solvente foi determinada através da massa de polímero, sendo que os melhores resultados são obtidos quando essa quantidade fica entre 5% e 7% da massa da blenda (GUERRA, 2018). A preparação dos filmes foi em um agitador magnético da marca Nova Ética, modelo 114 com 300 watts de potência, em agitação máxima à temperatura ambiente durante 24 horas. Após as 24 horas, as soluções foram transferidas para um dessecador e mantidas sob vácuo durante 24 horas para evaporação total do solvente. Posteriormente, foram transferidas a um refrigerador para desacelerar o processo de degradação dos polímeros e evitar a absorção de umidade.

Tabela 2 – Quantidade de cada material utilizado para a preparação das amostras do compósito.

Amostra	Massa (g)		Volume (ml)	%
	Blenda	HA	Clorofórmio	HA
A ₀	0,7887	-	10	0
A ₁	0,7887	0,03944	10	5
A ₂	0,7887	0,07887	10	10
A ₃	0,7887	0,1183	10	15

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1 FTIR

Pode-se observar o espectro gerado da HA, e das amostras A_0 a A_3 na Figura 3. De acordo com a curva da blenda pura, A_0 é possível identificar a banda de $1750,80\text{ cm}^{-1}$, que é referente ao alongamento do grupo $C=O$ do PLGA e a de $874,31\text{ cm}^{-1}$ que é referente à vibração dos anéis epóxi, também encontradas por Guerra (2018), sendo possível confirmar a presença do PLGA e do PIepox na blenda.

Já, na curva da HA identifica-se as bandas entre 1000 e 1100 cm^{-1} , também encontradas por Dick (2016), que são referentes às bandas de absorção de PO_4^{3-} . Além disso, o pico próximo a 880 cm^{-1} caracteriza uma HA deficiente em cálcio (KWON et al., 2003).

Nas curvas das amostras dos compósitos é possível observar a existência dos picos dos polímeros da blenda tais quais a $1750,80$ e a $874,31\text{ cm}^{-1}$. Ademais, HA causa um alargamento da banda de 1085 cm^{-1} , referente ao grupo éter, C-O-C, devido à vibração do PO_4^{3-} (DICK, 2016). Na análise, os picos do carbonato (CO_3^{2-}), entre 1409 e 1460 cm^{-1} presentes na HA, são encobertos pelos picos de CH_3 e CH_2 da blenda pura. Determinadas faixas de absorção de PO_4^{3-} não foram identificadas nos testes, uma vez que o equipamento apresenta intervalo de varredura de 4000 a 600 cm^{-1} e essas bandas são encontradas em 460 cm^{-1} e de 560 a 600 cm^{-1} . Portanto, com os resultados do teste, foi possível comprovar a existência dos polímeros da blenda e da HA no compósito. Ademais, não houve reação química entre os componentes, uma vez que não foram identificadas bandas de absorção de grupamentos químicos distintos aos existentes nos componentes individuais do compósito.

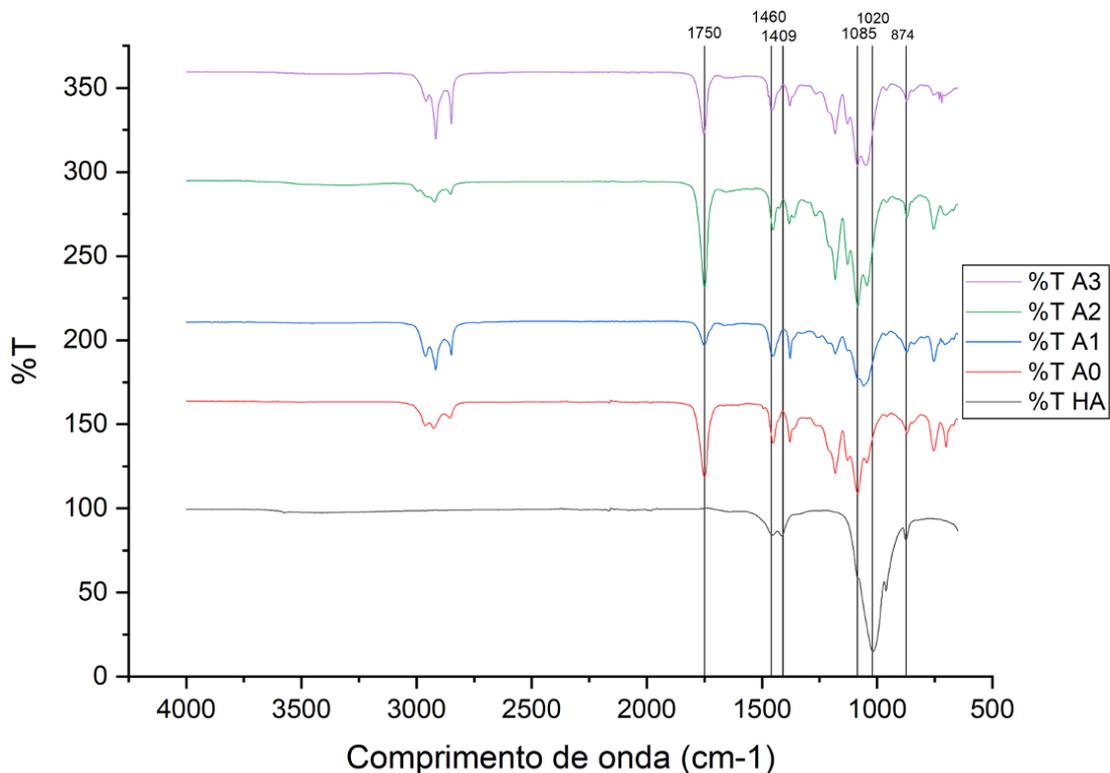


Figura 3 – FTIR das amostras de A_0 a A_3 e da HA. Nas curvas das amostras do compósito é possível observar os picos de absorção referentes aos grupamentos dos polímeros que compõem a blenda tais como, $1750,80$ e $874,31\text{ cm}^{-1}$, e as bandas da HA, como a de 1000 a 1100 cm^{-1} .

4.2 Microscopia Óptica

Os resultados encontrados para as amostras estão representados pela Figuras 4 (a) a (d). No aumento estudado, tanto a amostra A_0 , representada pela Figura 4 (a), tanto quanto as amostras A_1 a A_3 , representados pelas Figuras 4 (b) a (d), aparentam apresentar um filme bem distribuído e homogêneo da matriz polimérica. De acordo com as imagens, não é possível observar as diferentes fases, reforço e matriz, das amostras do compósito sendo, as suas superfícies, muito similares às da amostra A_0 . Dessa forma, não é possível diferenciar o que é a blenda PLGA/PIepox e a hidroxiapatita. Nas Figuras 4 (a) a (c), observam-se pontos brancos, o que pode ser reflexão da luz na superfície do compósito. Também visualizam-se pontos pretos em todas as imagens, que podem ser sujeiras que ficaram aderidas à superfície do material.

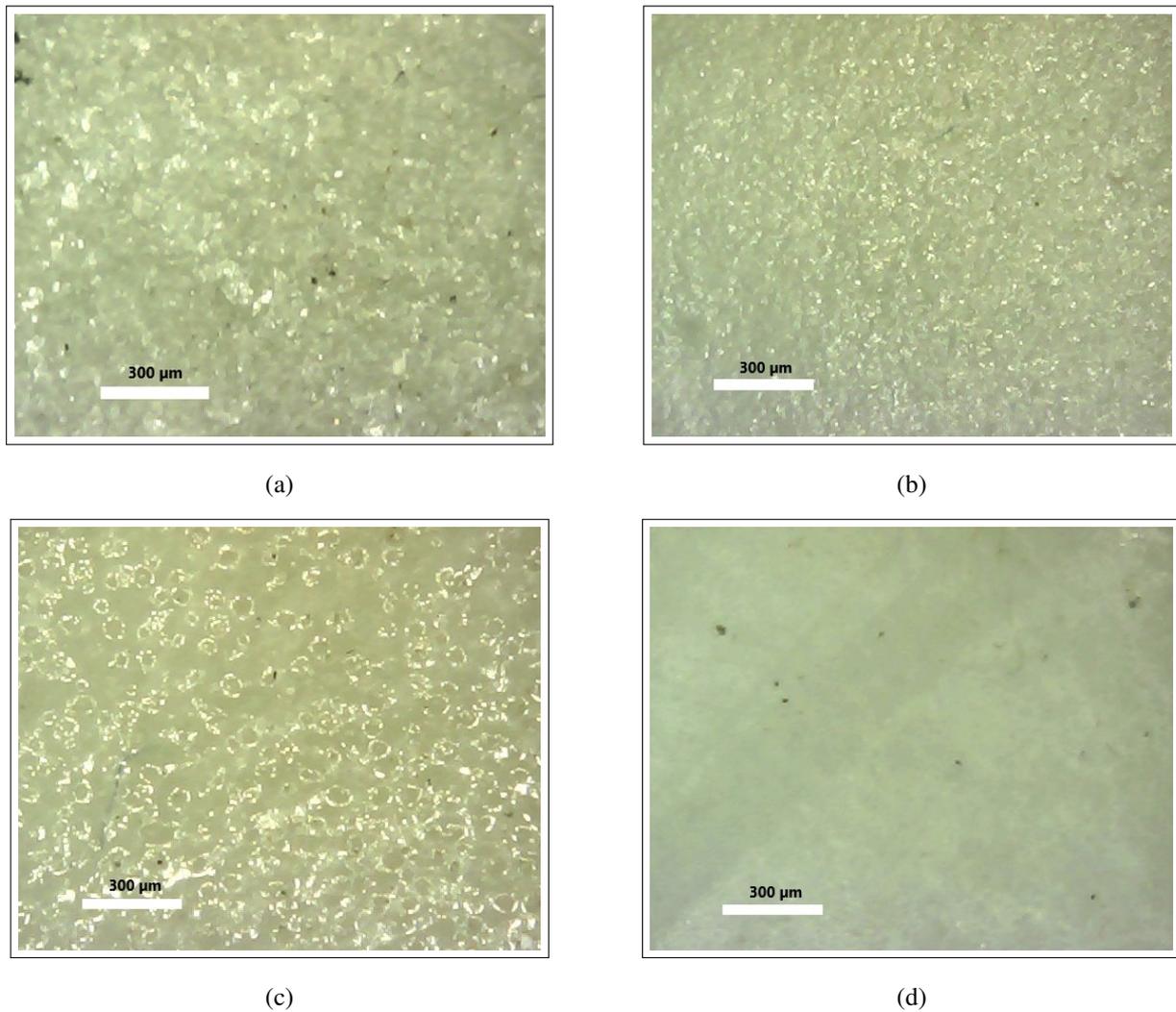


Figura 4 – Imagens de microscopia óptica com aumento de 100X para (a) amostra A_0 , (b) amostra A_1 , (c) amostra A_2 (d) amostra A_3 . A figura (a) mostra a blenda pura distribuída de forma homogênea. As figuras (b), (c) e (d) mostram a matriz polimérica distribuída de forma homogênea. Não é possível identificar as diferentes fases do compósito.

4.3 Microscopia eletrônica de varredura

A Figura 5 apresenta a imagem de MEV obtida para a amostra A_0 . Nela é possível observar a superfície da blenda PLGA/PIepox sem a presença de outras fases. Ademais, identifica-se a presença de descontinuidades que podem ter surgido devido à distribuição não homogênea do filme polimérico (MARQUES, 2015). Analisando-se a Figura 6, obtida da superfície da amostra A_1 , constata-se a presença de pontos dispersos de forma homogênea, inexistentes na Figura 5, que são, provavelmente, hidroxiapatita, assim como observado por Dick (2016). Outra diferença que pode ser observada é a inexistência dos vazios presentes na imagem da amostra A_0 . Porém, durante a realização do teste, a superfície da amostra foi percorrida e constatou-se, também, as descontinuidades ao longo da superfície do material. Portanto, é possível que o filme da blenda PLGA/PIepox não tenha ficado distribuído de forma homogênea nas amostras do compósito também.

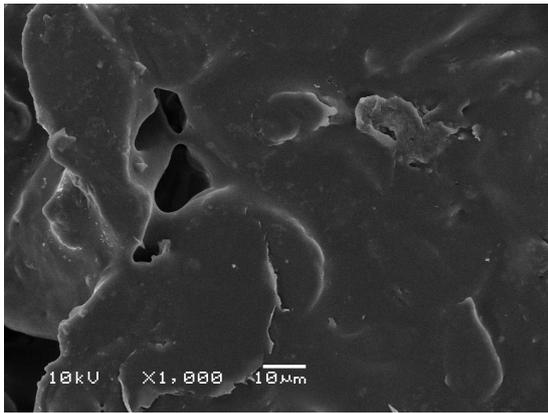


Figura 5 – MEV Amostra A_0 . Superfície sem presença de outras fases, mas observa-se descontinuidades.

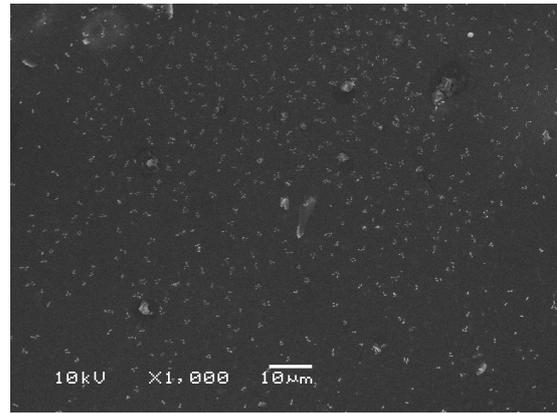
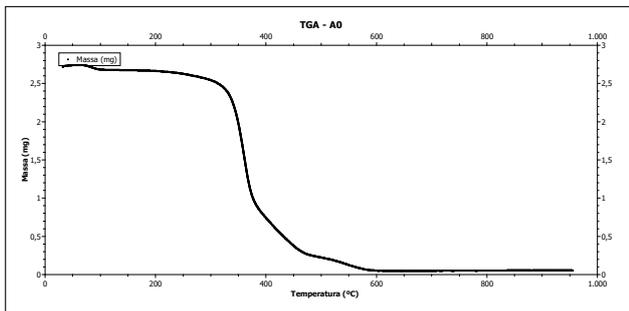


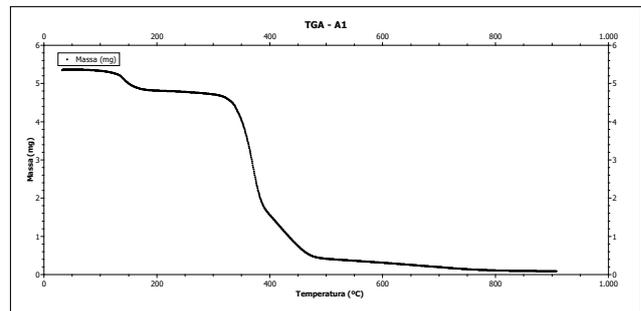
Figura 6 – MEV Amostra A_1 . Superfície com duas fases sendo a segunda, pontos que estão dispersos, provavelmente, hidroxiapatita.

4.4 Análise Termogravimétrica

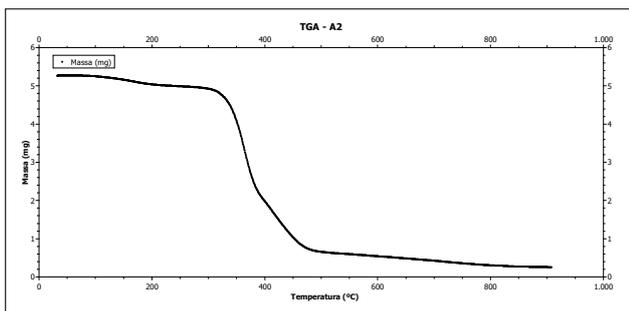
A Figura 7 apresenta os resultados obtidos através da análise termogravimétrica. Conforme a regra das tangentes, é possível evidenciar que a amostra A_0 , blenda pura, apresenta uma pequena perda de massa de aproximadamente 3%, de $108,59^{\circ}\text{C}$ a $122,85^{\circ}\text{C}$ com ponto de inflexão à $119,32^{\circ}\text{C}$, que pode estar relacionado à perda de umidade residual absorvida pela blenda, assim como observado por Marques (2015). Além disso, uma outra perda de massa em torno de 54% ocorre entre $265,46^{\circ}\text{C}$ e $352,53^{\circ}\text{C}$ com ponto de inflexão à $327,01^{\circ}\text{C}$, estando relacionada com a degradação das cadeias do PLGA estando de acordo com o apresentado por Marques (2015). Também é possível observar o ponto de inflexão à aproximadamente 423°C , que indica a degradação do PI e dos anéis epóxi, assim como evidenciado por Guerra (2018).



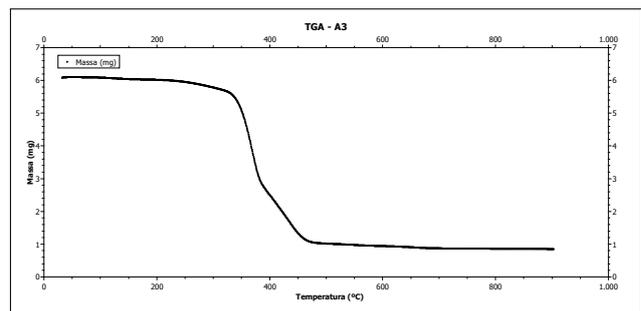
(a)



(b)



(c)



(d)

Figura 7 – Análises Termogravimétricas para (a) amostra A_0 , (b) amostra A_1 , (c) amostra A_2 (d) amostra A_3 . As curvas apresentam um comportamento bastante similar. Além disso, é possível identificar as faixas de temperatura nas quais há a degradação do PLGA e do PI/epox na amostra A_0 e nas demais amostras, assim como a faixa de degradação da hidroxiapatita.

As amostras A_1 , A_2 e A_3 apresentaram curvas de degradação térmica muito similares. Todas apresentam uma primeira perda de massa que está relacionada à perda de umidade residual. Após essa perda ocorre a degradação das cadeias de PLGA, seguida pela degradação do PI e dos anéis epóxi. Finalmente, entre 500°C e 1000°C , ocorre um decréscimo

gradual de massa que está relacionado com a perda dos grupos carbonatos ligados à HA, assim como observado por Dick (2016).

De acordo com Dick (2016), é possível encontrar a quantidade de HA fazendo a razão da massa final da HA a uma temperatura de 750°C e da massa do compósito a 220°C . Dessa forma, é possível analisar a faixa de temperatura em que se tem somente a blenda e a HA. Uma vez calculados, a Tabela 3 faz um comparativo entre as quantidades reais de HA, medidas na balança, e as encontradas no TGA. Essa diferença pode ser devido ao erro do equipamento, conforme observado por Dick (2016), ou devido à heterogeneidade das amostras.

Tabela 3 – Quantidades reais e encontradas através do TGA de HA nas amostras do compósito.

Amostra	Quantidade real	Quantidade TGA
A ₁	5%	3%
A ₂	10%	7,2%
A ₃	15%	14,52%

A Figura 8 mostra uma relação entre as quantidades encontradas na Tabela 3. Essa relação faz referência ao valor de HA que deveria ser encontrado se não existissem erros de medição dos equipamentos e a HA estivesse distribuída de forma completamente homogênea na amostra. É possível observar que as amostras A₁ e A₂ apresentaram maior diferença quando comparadas à amostra A₃. Isso pode ter ocorrido devido à região da qual foram extraídas as amostras. Outros testes de TGA, com amostras de diferentes regiões do material, foram realizadas, constatando-se um comportamento muito similar entre os ensaios.

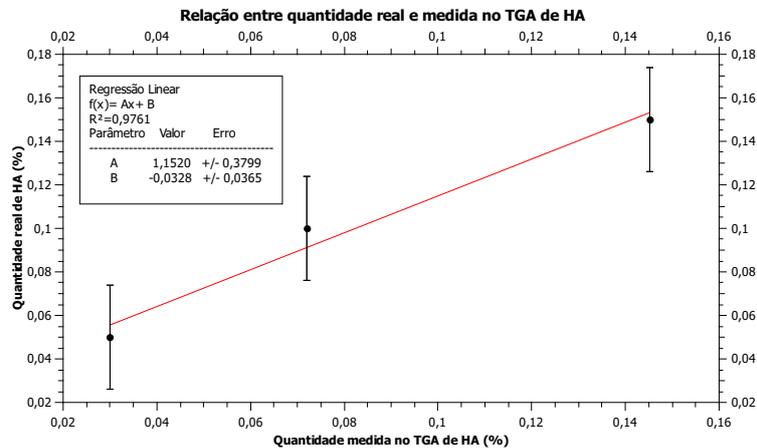


Figura 8 – Relação entre as quantidades reais e medidas pelo TGA de HA nas amostras do compósito. Observa-se uma diferença entre os valores, o que indica uma dispersão não homogênea de HA na matriz polimérica.

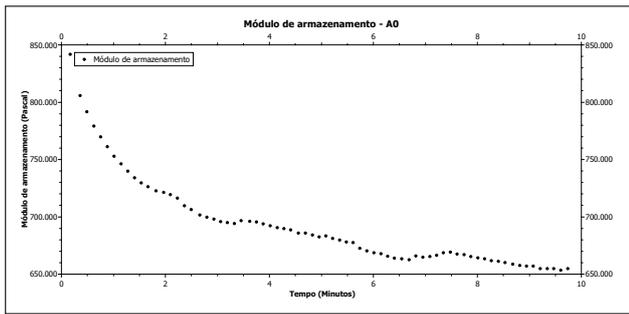
4.5 Análise Dinâmico Mecânica

Com o objetivo de se obter a relação entre a quantidade de HA presente e o módulo de armazenamento das amostras, realizou-se o DMA. Os resultados são ilustrados pela Figura 9. A partir da análise dos gráficos é possível reparar que ocorreu uma estabilização do valor de E' após o início do teste estando de acordo com o encontrado por (THOMSON et al., 1996). Comparando-se as curvas das Figuras 9 e 10, verifica-se que os valores de E' são maiores que os de E'' , dessa forma, os materiais apresentam um comportamento mais elástico do que rígido. Isso pode ser explicado pela presença de PI na blenda (MARQUES, 2015).

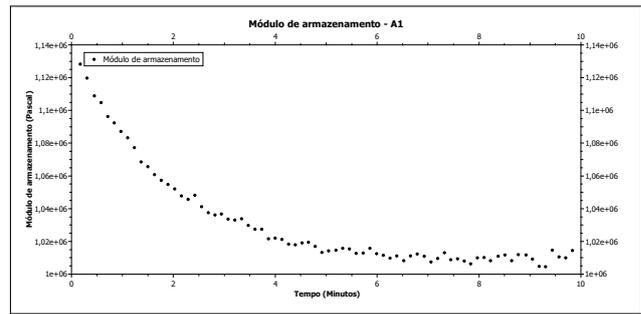
Além disso, os valores de E' aumentam com o aumento da porcentagem de HA no compósito, conforme se pode observar na Figura 11, que ilustra o módulo de armazenamento dos compósitos no minuto dez do teste. Dessa forma a HA, nas concentrações estudadas, atua como reforço da matriz polimérica, estando de acordo com os resultados encontrados por Dick (2016) e Ni e Wang (2002). Ademais, analisa-se, também, que a melhora das propriedades não se dá de forma linear. Isso pode ser explicado devido ao fenômeno da borracha ligada, que ocorre em compósitos de matriz polimérica contendo PI devido a existência de uma concentração crítica de reforço. Abaixo da concentração crítica, um gel incoerente é formado, no qual o espaço entre as partículas de reforço é grande e, como consequência, o PI se liga a partículas individuais. Conforme se aumenta a concentração de reforço, esses espaços diminuem e, assim, o PI consegue se ligar a mais partículas, formando um gel mais consistente e, como consequência, há uma melhora nas propriedades mecânicas do compósito (LEBLANC, 2002; BLOW, 1973; WOLFF; WANG; TAN, 1993).

A única amostra que apresentou comportamento diferente do esperado foi a A2, Figura 9 (c). Esperava-se que os valores de E' ficassem entre os da A1 e A3. É possível perceber que os dados medidos flutuam e, também, apresentam valores muito inferiores aos outros testes e aos encontrados por Dick (2016) para um material similar e por Guerra (2018)

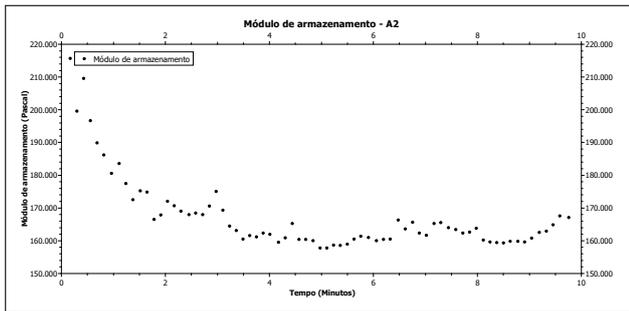
para a blenda pura. O comportamento anômalo é também notado no módulo de perda, ilustrado pela Figura 10 (c), que não estabilizou ao longo do tempo. Isso aconteceu pois, provavelmente, a amostra soltou dos *probes* do equipamento.



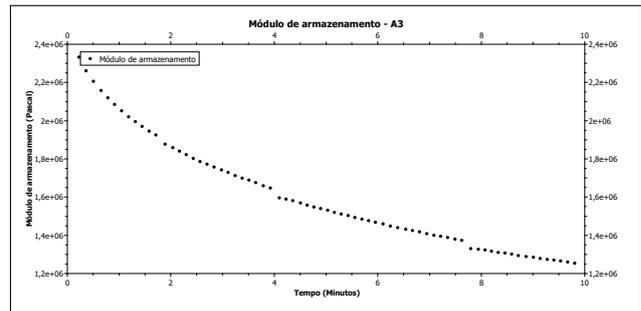
(a)



(b)

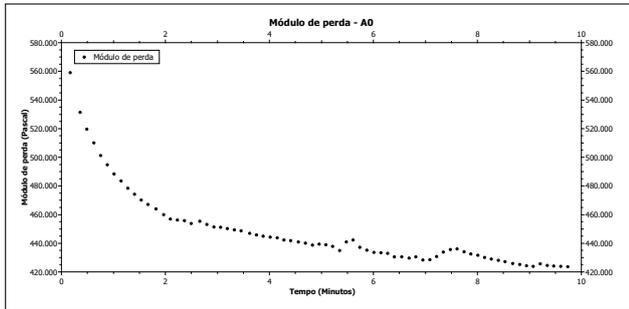


(c)

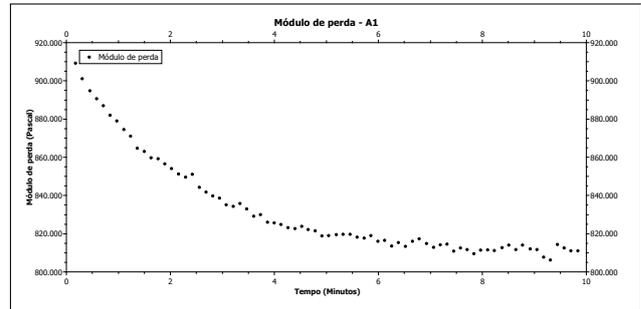


(d)

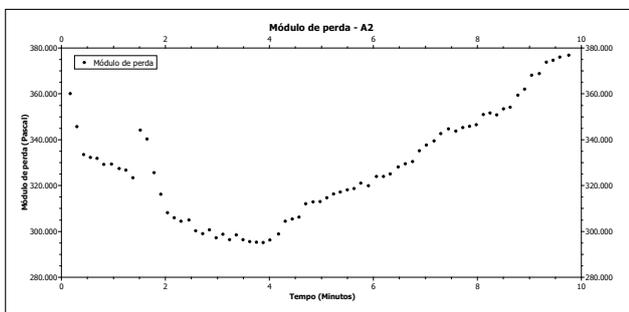
Figura 9 – Módulos de armazenamento para (a) amostra A_0 , (b) amostra A_1 , (c) amostra A_2 (d) amostra A_3 .



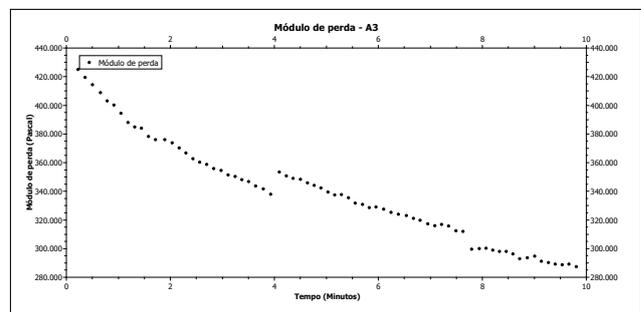
(a)



(b)



(c)



(d)

Figura 10 – Módulos de perda para (a) amostra A_0 , (b) amostra A_1 , (c) amostra A_2 (d) amostra A_3 .

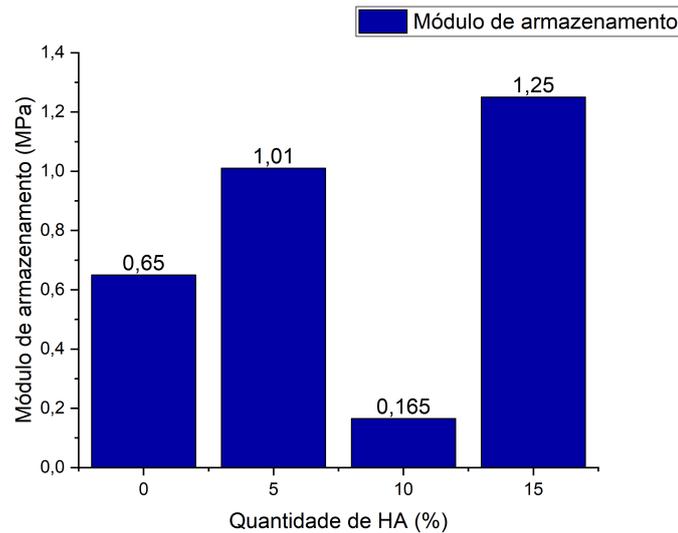


Figura 11 – Relação do valor do módulo de armazenamento e quantidade de HA após 10 minutos de teste DMA das amostras

5 CONCLUSÕES

Compósitos de PLGA/PIepox e HA com as concentrações de 5%, 10% e 15% foram preparados através do método de *Solvent Casting*. As partículas se mostraram bem dispersas e não apresentaram segregação visível à magnificação utilizada na microscopia óptica.

A presença da HA no compósito foi confirmada através da presença de picos específicos de absorção do $\text{PO}_{(4)}^{-3}$, 1000cm^{-1} a 1100cm^{-1} . O pico de absorção do $\text{CO}_{(3)}^{-3}$ foi encoberto pelos picos entre 1409cm^{-1} e 1460cm^{-1} pelas bandas de absorção de CH_3 e CH_2 . Os outros picos referentes ao $\text{PO}_{(4)}^{-3}$ não foram identificados, devido à limitações do equipamento e, para trabalhos futuros, sugere-se refazer o teste em outro equipamento que possua toda a banda de absorção necessária. Além disso, através do pico de absorção próximo a 880cm^{-1} , foi possível observar que a HA é deficiente em Cálcio.

As quantidades de HA também foram determinadas através do método de TGA e comparadas com as quantidades reais. As quantidades encontradas foram de 3%, 7,2% e 14,52% para as amostras A_1 , A_2 e A_3 respectivamente. Foi possível perceber que houve variação maior para as amostras A_1 e A_2 , podendo ser devido às regiões de onde as amostras foram extraídas. Além disso, comparando-se a curva de TGA da blenda pura com as dos compósitos, foi possível perceber os pontos de inflexão referentes ao PLGA e ao PIEpox.

Sugere-se, para trabalhos futuros, a análise por EDS para complementar o teste do MEV e imagens por MEV com e com quebra de nitrogênio e maior aumento, permitindo uma imagem das partículas de HA.

Para a caracterização mecânica, realizou-se o teste de DMA para todas as amostras. A amostra A_2 não apresentou resultados satisfatórios. Dessa forma, sugere-se, para trabalhos futuros, realizar o teste novamente para verificar se a amostra realmente se soltou dos *probes*. As demais amostras apresentaram resultados satisfatórios e foi possível constatar um comportamento elástico do compósito, com aumento dos valores de E' com o aumento do percentual de HA, caracterizando a HA como um reforço na matriz polimérica.

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao LABIOMAT da UFRGS pelo fornecimento dos materiais e de equipamento para teste, à FAPERGS pelos insumos fornecidos para a realização dos testes, aos professores Luis e Edson pela oportunidade de desenvolver esse trabalho e ao acompanhamento e conhecimento compartilhados durante o seu desenvolvimento. Agradeço a minha família por todo o suporte fornecido, desde sempre.

REFERÊNCIAS

- APABOR, 2010, "Histórico da Borracha: Da Idade Média ao Terceiro Milênio". Disponível em: <<http://www.apabor.org.br/sitio/historia/historico.htm>>. Acesso em 10 de jan. de 2021.
- BARRÈRE, F.; BLITTERSWIJK, C. A. van; GROOT, K. de., 2006, "Bone regeneration: molecular and cellular interactions with calcium phosphate ceramics". *International Journal of Nanomedicine*, Vol. 1, No. 3, pp. 317–32.
- BLOW, C. M., 1973, "Polymer/particulate filler interaction—the bound rubber phenomena." *Polymer*, v. 17, n. 4, pp. 309–323.

- BOWER, D. M. V., 2000, "Composite Materials". 1. ed. Alabama: The University of Alabama in Huntsville. 117 p.
- CALLISTER, J. W. D., 2007, "Materials Science and Engineering: An Introduction". 7. ed. York, PA: John Wiley & Sons, Inc. 705 p.
- DICK, T. A., 2016, "Produção e caracterização de compósitos Hidroxiapatita/Borracha Natural por precipitação química in situ". Dissertação (Mestrado em Engenharia) — Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre-RS, Brasil.
- GUERRA, N. B., 2018, "Obtenção e avaliação da Blenda Poli(Isopreno) Epoxidado - Poli(Ácido Láctico- Co-Glicólico) para Engenharia de Tecidos. Tese (Doutorado em Engenharia de Materiais)" — Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre-RS, Brasil.
- HALL, W. J.; ZAKARIA, N.; WILLIAMS, P. T., 2009, "Pyrolysis of latex gloves in the presence of γ -zeolite". *Waste Management*, Vol. 29, No. 2, pp. 797–803.
- HENCH, L., 1980, "Biomaterials". *Science*, Vol. 208, No. 4446, pp. 826–831.
- HENCH, L. L.; WILSON, J., 1984, "Surface-active biomaterials". *Science*, Vol. 226, No. 4675, pp. 630–6.
- JAHNO, V. D., 2005, "Síntese e Caracterização de Poli (L-Ácido Láctico) para uso como Biomaterial". Dissertação (Mestrado) — Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre-RS, Brasil.
- KWON, S.-H. et al., 2003, "Synthesis and dissolution behavior of -tcp and ha/-tcp composite powders". *Journal of the European Ceramic Society*, Vol. 23, No. 7, pp. 1039–1045.
- LEBLANC, J. L., 2002, "Rubber–filler interactions and rheological properties in filled compounds". *Progress in Polymer Science*, Vol. 27, No. 4, pp. 627–687.
- LOPES, R. A. M., 2002, "Exposição Ocupacional E Hipersensibilidade Ao Látex Nos Trabalhadores Das Equipes De Enfermagem E Médica Da Uti Neonatal De Um Hospital Universitário". Dissertação (Mestrado) — Universidade Estadual de Campinas, Campinas.
- LORANDI, N. P.; CIOFFI, M. O. H.; JR., H. O., 2016, "Análise Dinâmico-Mecânica de materiais compósitos poliméricos". *Scientia cum Industria*, Caxias do Sul, Vol. 4, No. 13, pp. 48–60.
- LUCAS, E. F.; SOARES, B. G.; MONTEIRO, E. E. C., 2001, "Caracterização de Polímeros: Determinação de Peso Molecular e Análise Térmica". Rio De Janeiro: e-Papers Serviços Editoriais. 366 p.
- MARQUES, D. R., 2015, "Fibras de Poli (Ácido Láctico-Co-Glicólico)/Poliisopreno para aplicação em Engenharia de Tecidos". Tese (Doutorado em Engenharia de Materiais) — Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre-RS, Brasil.
- MIDDLETON, J. C.; TIPTON, A. J., 2000, "Synthetic biodegradable polymers as orthopedic devices". *Biomaterials*, Vol. 21, No. 23, pp. 2335–2346.
- NI, J.; WANG, M., 2002, "in vitro evaluation of hydroxyapatite reinforced polyhydroxybutyrate composite". *Materials Science and Engineering: C*, Vol. 20, No. 1-2, pp. 101–109.
- PARK, J. B.; BRONZINO, J. D., 2003, "Biomaterials: principles and applications". 2. ed. Boca Raton: CRC Press. 250 p.
- PASSADOR, F. R.; PESSAN, L. A.; JR., A. R., 2006, "Estado de mistura e dispersão da fase borrachosa em blendas pvc/nbr". *Polímeros: Ciência e Tecnologia*, Vol. 16, No. 3, pp. 174–181.
- PEREIRA, I., 2019, "Estudo da degradação de compósitos reforçados com fibras biodegradáveis para aplicações biomédicas". Dissertação (Mestrado) — Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Porto, Portugal.
- PETRINI, P.; PAROLARI, C.; TANZI, M. C., 2001, "Silk fibroin-polyurethane scaffolds for tissue engineering". *Journal of Materials Science: Materials in Medicine.*, Vol. 12, No. 10-12, pp. 849–53.
- PIRES, A. L. R.; BIERHALZ, A. C. K.; MORAES Ângela M., 2015, "Biomateriais: Tipos, aplicações e mercado". *Química Nova*, Av. Albert Einstein, 500, 13083-852 Campinas – SP, Brasil, Vol. 38, No. 7, pp. 957–971.
- RATHBONE, S. et al., 2009, "Biocompatibility of polyhydroxyalkanoate as a potential material for ligament and tendon scaffold material". *Journal of Biomedical Materials Research*, Vol. 93A, No. 4, pp. 1391–403.
- RATNER, B. D. et al., 2004, "Biomaterials Science: An introduction to materials in medicine". 2. ed. San Diego - California: Elsevier Academic Press. 868 p.
- RIPAMONTI, U., 1991, "The morphogenesis of bone in replicas of porous hydroxyapatite obtained from conversion of calcium carbonate exoskeletons of coral". *J Bone Joint Surg Am*, Vol. 73, No. 5, pp. 692–703.
- ROSTAMI, S.; NAQIDA, S., 2018, "Polymer blends: Structure and properties". *Encyclopedia of Materials: Science and Technology*, Middlesbrough, United Kingdom and Pekan, Pahang, Malaysia, pp. 7202–7206.
- SYSTEMS, S., 2005, "Guide to composites". 1. ed. St Cross Business Park, Newport, Isle of Wight, England PO30 5WU, 69 p. Disponível em: <https://composites.ugent.be/home_made_composites/documentation/SP_Composites_Guide.pdf>. Acesso em: 10 nov. de 2020.
- TANAKA, Y., 1991, "Recent advances in structural characterization of elastomers". *Rubber Chemistry and Technology*, Vol. 64, No. 3, pp. 325–385.
- THOMSON, R. C. et al., 1996, "Manufacture and characterization of poly(α -hydroxy ester) thin films as temporary substrates for retinal pigment epithelium cells". *Biomaterials*, Great Britain, Vol. 17, No. 3, pp. 321–327.
- UTRAKI, L., 2002, "Polymer Blends: Handbook". 1. ed. P.O. Box 17, 3300 AA Dordrecht, The Netherlands: Kluwer Academic Publishers. 1442 p.

- VENKATESAN, J.; KIM, S.-K., 2014, "Nano-hydroxyapatite composite biomaterials for bone tissue engineering — a review". *Journal of Biomedical Nanotechnology*, Vol. 10, No. 10, pp. 3124–3140.
- WARD, I. M.; SWENNEY, J., 2004, "An Introduction to the Mechanical Properties of Solid Polymers". 2. ed. Great Britain: John Wiley & Sons Ltd. 382 p.
- WILLIAMS, D. F., 1987, "Definitions in biomaterials: Proceedings of a consensus conference of the European Society for Biomaterials". In: *European Society For Biomaterials, 1986, Chester - England. "Progress in Biomedical Engineering"*. Vol 44, New York: Elsevier Academic Press. pp. 72.
- WOLFF, S.; WANG, M.-J.; TAN, E.-H., 1993, "Filler-elastomer interactions. part vii. study on bound rubber". *Rubber Chemistry and Technology*, Vol. 66, No. 2, pp. 163–177.
- YUAN, H.; GROOT, K. de., 2005, "Calcium phosphate biomaterials: An overview". In: *Nato Advanced Study Institute, 2003, Alvor, Algarve, Portugal. "Learning from Nature How to Design New Implantable Biomaterials: From Biomineralization Fundamentals to Biomimetic Materials and Processing Routes"*. Vol 171, Springer, Dordrecht. pp. 37–57.
- YUAN, H. et al., 1998, "Osteoinduction by calcium phosphate biomaterials". *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, Vol. 9, No. 12, pp. 723–726.

ABSTRACT

Matheus Lago, mathe.lago8888@gmail.com¹

Edson Francisquetti, edson.francisquetti@farroupilha.ifrs.edu.br²

Luis Alberto Loureiro dos Santos, luis.santos@ufrgs.br³

^{1,2}Instituto Federal do Rio Grande do Sul, Campus Farroupilha. Av. São Vicente - Cinquentenario, Farroupilha - RS, 95180-000.

³Universidade Federal do Rio Grande do sul, Campus do Vale. Av. Bento Gonçalves, 9500 - Agronomia, Porto Alegre - RS, 90650-001.

Abstract: *With an evolving technology in the modern world, plenty of research is made aiming at health, with an objective to improve people's life quality. Therefore understanding how it works and, with it, developing new biocompatible composites through appropriate processing techniques and with better properties when compared to already existing ones, is vital. Thus, a polymeric matrix composite containing a polymeric blend of PLGA and epoxidized PI with dispersed phase of hydroxyapatite for tracheal stents, endoprosthesis, was developed. The Blend was chosen due to its excellent in vitro properties and the Hydroxyapatite for, besides aiming to improve the blend's mechanical properties, presenting good interaction with human bone. Three different concentrations of Hydroxyapatite (5%, 10% and 15%) and the pure blend were tested. Dynamic Mechanical Analysis testing was used to determine the material's mechanical properties and Thermal analysis to evaluate Hydroxyapatite's influence in thermal transitions for the polymeric blend. It was possible to see that all samples, except for the 10% one, which could have loosened from the probes of the equipment, presented the same behaviour. Analysing the results, it was possible to see that the composite presented elastic behaviour and hydroxyapatite worked as a reinforcement in the polymeric matrix.*

Keywords: *Polymers, Poly(lactic-co-glycolic acid), Polyisoprene and Composites.*
