

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE PONTA GROSSA
SETOR DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA SAÚDE

SIMONEI BONATTO

CONFECÇÃO E CARACTERIZAÇÃO DE MATERIAL BIOCOMPATÍVEL DE
POLIPROPILENO E ELASTÔMERO PARA TELAS A SEREM APLICADAS EM
CIRURGIAS DE PERITONIOSTOMIAS

PONTA GROSSA
2021

SIMONEI BONATTO

CONFECÇÃO E CARACTERIZAÇÃO DE MATERIAL BIOCOMPATÍVEL DE
POLIPROPILENO E ELASTÔMERO PARA TELAS A SEREM APLICADAS EM
CIRURGIAS DE PERITONIOSTOMIAS

Dissertação apresentada para obtenção do título de mestre
na Universidade Estadual de Ponta Grossa, Área de
Ciências da Saúde.

Orientador: Prof. Dr. Luís Antonio Pinheiro.
Coorientadora: Prof^a. Dr^a. Pollyanna Kássia de Oliveira
Borges.

PONTA GROSSA
2021

B699 Bonatto, Simonei
Confecção e caracterização de material biocompatível de polipropileno e elastômero para telas a serem aplicadas em cirurgias de peritonostomias / Simonei Bonatto. Ponta Grossa, 2021.

75 f.

Dissertação (Mestrado em Ciências da Saúde - Área de Concentração: Atenção Interdisciplinar em Saúde), Universidade Estadual de Ponta Grossa.

Orientador: Prof. Dr. Luis Antonio Pinheiro.

Coorientador: Prof. Dr. Pollyanna Kássia de Oliveira Borges.

1. Polímeros. 2. Biomateriais. 3. Peritônio. I. Pinheiro, Luis Antonio. II. Borges, Pollyanna Kássia de Oliveira. III. Universidade Estadual de Ponta Grossa. Atenção Interdisciplinar em Saúde. IV.T.

CDD: 616

SIMONEI BONATTO

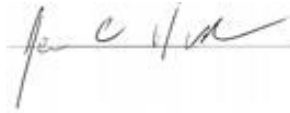
CONFECÇÃO E CARACTERIZAÇÃO DE MATERIAL BIOCOMPATÍVEL DE
POLIPROPILENO E ELASTÔMERO PARA TELAS A SEREM APLICADAS EM
CIRURGIAS DE PERITONIOSTOMIAS

Dissertação apresentada para obtenção do título de mestre na Universidade Estadual de Ponta Grossa, Área de Ciências da Saúde.

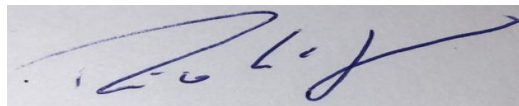
Ponta Grossa, 26 de Agosto de 2021.



Prof. Dr. Luis Antonio Pinheiro– Orientador
Doutor em Ciência e Engenharia de Materiais
Universidade Estadual de Ponta Grossa – UEPG



Prof. Dr. Jean Carlos Hoepfner
Doutor em Ciência e Engenharia de Materiais
Universidade do Estado de Santa Catarina – UFSC



Prof. Dr. Ricardo Gomes Zanetti
Doutor em Medicina (Clínica Cirúrgica)
Universidade Estadual de Ponta Grossa – UEPG

AGRADECIMENTOS

Primeiramente, a Deus por minha vida, família e amigos.

À Universidade Estadual de Ponta Grossa, e ao Programa de Pós Graduação em Ciências da Saúde, pela oportunidade de realizar o curso.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Luís Antônio Pinheiro, por me conceder a oportunidade de elaboração deste trabalho e por todo seu apoio.

À minha coorientadora, Prof. Dr^a. Pollyana Kássia de Oliveira Borges, pela atenção e disponibilidade.

À coordenadora do Programa de Pós Graduação em Ciências da Saúde, Prof. Dr^a. Dionízia Xavier Scomparim, pela atenção, apoio nos momentos de dificuldade nas etapas deste trabalho.

À minha esposa e filha pela paciência e compreensão em todos os momentos, nunca deixando de me incentivar e apoiar.

Aos meus familiares por serem a base de tudo.

Aos meus colegas de trabalho que me auxiliaram nos momentos difíceis, sempre me encorajando a continuar.

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

RESUMO

Esta pesquisa objetivou confeccionar e caracterizar uma tela como substituto de peritônio em cirurgias de peritonostomias a partir de blenda polimérica elastômero e polipropileno. Para a preparação das blendas utilizou-se Elastômero e Polipropileno, os quais foram misturados e submetidos à extrusão com temperatura média de 146,75°C. Utilizou-se vinte gramas destas blendas nas concentrações de 70/30 de Elastômero/Polipropileno; 80/20 de Elastômero/Polipropileno; 90/10 de Elastômero/Polipropileno que passaram por prensa hidráulica aquecida a 140°C e com 3,5 toneladas de pressão, que formou telas de 250 µm e 400 µm de espessura. As telas foram analisadas e caracterizadas através de microscopia eletrônica de varredura, para identificar mistura completa ou parcial dos polímeros. Posteriormente foram confeccionados corpos de prova das diferentes concentrações das blendas e dos materiais na sua forma pura para análise de tração, reológica e calorimetria exploratória diferencial para verificar temperatura de degradação. As telas foram submetidas ao processo de limpeza com cloridrato de polihexametileno biguanida e semeadas em meio de cultura para posterior análise microbiológica, o mesmo processo foi replicado nas blendas após processo de esterilização por óxido de etileno. Através da análise de microscopia eletrônica, observou-se formação de uma blenda heterogênea sem porosidades ou irregularidades. No teste de reologia comprovou-se que as blendas possuem características mais elásticas, em relação ao plástico. Nos testes de tração evidenciou-se que na concentração 90/10 de Elastômero/Polipropileno a mesma possui elasticidade média de 178,89 (MPa) o que corresponde que esta suporta até 10 vezes mais pressão em sua superfície em relação ao peritônio biológico, bem como a mesma necessita de 343% mais energia em sua superfície para causar ruptura quando comparado com peritônio biológico. Através do teste de Calorimetria Exploratória Diferencial, identificou-se que a temperatura de fusão dos materiais ocorreu entre 135/155 °C, e a temperatura de degradação ocorreu acima de 350°C, o que gera segurança quando materiais são colocados em contato com tecido biológico, pois a degradação é fator desencadeante de resposta inflamatória e toxicidade tecidual, característica que se evita em biomateriais. Nas blendas submetidas somente ao processo de limpeza com cloridrato de polihexametileno biguanida após teste microbiológico evidenciou-se *Staphylococcus epidermidis*, e após esterilização com método de óxido de etileno as blendas demonstraram ausência de microrganismos, o que sugere que este é o método mais seguro e eficaz para esterilização deste biomaterial polimérico, por trabalhar com temperaturas mais baixas e não alterar a estrutura física dos materiais, tal como irregularidades em sua superfícies.

Palavras-chave: Polímeros. Biomateriais. Peritônio.

ABSTRACT

This research aimed to manufacture and characterize a mesh as a substitute for peritoneum in peritonostomy surgeries using a polymer blend of elastomer and polypropylene. To prepare the blends, Elastomer and Polypropylene were used, which were mixed and subjected to extrusion at an average temperature of 146.75°C. Twenty grams of these blends were used in concentrations of 70/30 of Elastomer/Polypropylene; 80/20 Elastomer/Polypropylene; 90/10 of Elastomer/Polypropylene that went through a hydraulic press heated to 140°C and with 3.5 tons of pressure, which formed 250 µm and 400 µm thick screens. The screens were analyzed and characterized using scanning electron microscopy to identify complete or partial polymer mixtures. Later, specimens of different concentrations of blends and materials in their pure form were made for tensile, rheological and differential scanning calorimetry analysis to verify degradation temperature. The screens were subjected to a cleaning process with polyhexamethylene biguanide hydrochloride and seeded in a culture medium for further microbiological analysis. The same process was replicated in the blends after the ethylene oxide sterilization process. Through the analysis of electron microscopy, it was observed the formation of a heterogeneous blend without porosities or irregularities. In the rheology test it was proven that the blends have more elastic characteristics compared to plastic. In the tensile tests it was evidenced that at the 90/10 concentration of Elastomer/Polypropylene it has an average elasticity of 178.89 (MPa) which corresponds to that it supports up to 10 times more pressure on its surface in relation to the biological peritoneum, as well. as it requires 343% more energy on its surface to cause rupture when compared to biological peritoneum. Through the Differential Scanning Calorimetry test, it was identified that the melting temperature of the materials occurred between 135/155 °C, and the degradation temperature occurred above 350 °C, which generates safety when materials are placed in contact with biological tissue, as degradation is a triggering factor for inflammatory response and tissue toxicity, a characteristic that is avoided in biomaterials. In blends submitted only to the cleaning process with polyhexamethylene biguanide hydrochloride, after microbiological testing, *Staphylococcus epidermidis* was evidenced, and after sterilization with the ethylene oxide method, the blends showed absence of microorganisms, suggesting that this is the safest and most effective method for sterilization of this polymeric biomaterial, because it works at lower temperatures and does not change the physical structure of the materials, such as irregularities on their surfaces.

Keywords:Polymers. Biomaterials. Peritoneum.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1	– Composição química Polipropileno	15
Figura 2	– Etapas da elaboração de um biomaterial	18
Figura 3	– Peritônio Visceral e Parietal	27
Figura 4	– Representação esquemática do peritônio	30
Figura 5	– Peritoniostomia	32
Figura 6	– Peritoniostomia com confecção de tela de PVC	32
Figura 7	– Extrusora	35
Figura 8	– Fluxograma extrusora	35
Figura 9	– Fluxograma do preparo Blenda polimérica na proporção: 90% Elastômero e 10% Polipropileno	36
Figura 10	– Blenda após extrusora: 90% Elastômero e 10% Polipropileno	37
Figura 11	– Blenda após extrusora: 80% Elastômero e 20% Polipropileno	37
Figura 12	– Blenda após extrusora: 70% Elastômero e 20% Polipropileno	38
Figura 13	– Ligação química da impregnação de Tetróxido de Ósmio	39
Figura 14	– Amostra polimérica impregnada com PTA 5% e recoberta com ouro	39
Figura 15	– Análise em MEV de amostra polimérica impregnada com PTA 5%. Aumento 75x	40
Figura 16	– Manômetro de pressão prensa hidráulica 0 a 30 toneladas	41
Figura 17	– Prensa Hidráulica Aquecida	41
Figura 18	– Corpo de prova e Tela na proporção de: 70% Elastômero e 30% PP	42
Figura 19	– Corpo de prova e Tela na proporção de: 80% Elastômero e 20% PP	42
Figura 20	– Corpo de prova e Tela na proporção de: 90% Elastômero e 10% PP	43
Figura 21	– Equipamento de ensaio de Tração SHIMADZU AG-1	44
Figura 22	– Corte e corpo de prova para tração (0,5 mm x 50 mm)	45
Figura 23	– Testes de viscosidade complexa em reômetro	45
Figura 24	– Tela (90/10), aumentada 500x em MEV	49
Figura 25	– Composição química na blenda Polimérica. Ponta Grossa (PR), Brasil, 2020	51
Figura 26	– Temperatura de fusão do Elastômero e PP. Ponta Grossa (PR), Brasil, 2021 .	58
Gráfico 1	– Módulo Elástico (MPa) das blendas em diferentes concentrações, com barra maior de Desvio Padrão dependente da % PP. Ponta Grossa (PR), Brasil, 2021	52
Gráfico 2	– Tensão Máxima (N) das blendas em diferentes concentrações com barra maior de Desvio Padrão dependente da % PP. Ponta Grossa (PR), Brasil, 2021	54
Gráfico 3	– Tensão de Escoamento (MPa) das blendas em diferentes concentrações com barra maior de Desvio Padrão dependente da % PP. Ponta Grossa (PR), Brasil, 2021	55
Gráfico 4	– Tenacidade (J) das blendas em diferentes concentrações	56
Gráfico 5	– Viscosidade Complexa x Frequência Angular (rad/s), das blendas em suas diferentes composições, Ponta Grossa (PR), Brasil, 2021	56
Gráfico 6	– Módulo de Cisalhamento G'/G'' em função da Frequência Angular (rad/s), das blendas em suas diferentes concentrações. Ponta Grossa (PR), Brasil, 2021	57
Gráfico 7	– Curva de análise térmica 90% Elastômero 10% PP com degradação após 350° C. Ponta Grossa (PR), Brasil, 2021	59

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	– Proporção de biomateriais para elaboração de Blenda.....	34
Tabela 2	– Temperaturas de Extrusão.....	35
Tabela 3	– Valores referentes à análise do módulo Elástico (MPa) das blendas em diferentes concentrações, expressos em média e desvio padrão \pm . Ponta Grossa (PR), Brasil, 2021	52
Tabela 4	– Valores referentes à análise da Força Máxima (N) das blendas em diferentes concentrações expressos em média e desvio padrão \pm . Ponta Grossa (PR), Brasil, 2021	53
Tabela 5	– Valores referentes à análise da Tensão de Escoamento (MPa) das blendas em diferentes concentrações expressos em média e desvio padrão \pm . Ponta Grossa (PR), Brasil, 2021.....	54
Tabela 6	– Valores referentes à análise da Tenacidade (J) das blendas em diferentes concentrações expressos em média e desvio padrão \pm . Ponta Grossa (PR), Brasil, 2021	55

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

µm	Micra
Anvisa	Agência Nacional de Vigilância Sanitária
BHI	Brain Heart Infusion Broth
C	Carbono
CEUA	Comitê de Ética na Utilização de Animais
DSC	Calorimetria Exploratória Diferencial
ETO	Óxido de Etileno
FDA	Food and Drug Administration
HC	Hidro Carbonetos
HIC	Hipertensão Intra-Abdominal
IUPC	Internacional Union of Pure and Applied Chemistry
MEV	Microscopia Eletrônica de Varredura
mm	Milímetros
NL2	Nitrogênio Líquido
N	Newton
°C	Graus Celsius
PCL	Poli ε-Caprolactona
PCR	Proteína C Reativa
PE	Polietileno
PET	Politereftalato de Etileno
PGA	Poli Ácido Glicólico
PGLA –	Poli Ácido-co-Ácido Glicólico
PHMB	Cloridrato de PolihexametilenoBiguanida
PLA	Poli Ácido Lático
PMMA	Poli Metacrilato de Metila
PP	Polipropileno
PTA	Ácido Fosfotungstênico
PVC	Policloreto de Vinila
SUS	Sistema Único de Saúde
SCA	Síndrome Compartimental Abdominal
t	Tonelada
UTI	Unidade de Terapia Intensiva

SUMÁRIO

1	APRESENTAÇÃO PESSOAL	11
2	INTRODUÇÃO	12
3	OBJETIVOS	15
3.1	OBJETIVO GERAL	15
3.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	15
4	REVISÃO DE LITERATURA	16
4.1	BIOMATERIAIS	16
4.2	ETAPAS DE DESENVOLVIMENTO DOS BIOMATERIAIS	19
4.3	BIOMATERIAIS POLIMÉRICOS	20
4.4	POLÍMEROS SINTÉTICOS	22
4.5	POLIPROPILENO H301 (PP)	24
4.6	ELASTÔMEROS	25
4.7	BLENDAS POLIMÉRICAS	26
4.8	REVISÃO ANATÔMICA	27
4.8.1	Peritônio	27
4.8.2	Anatomia microscópica	29
4.8.3	Mesotélio	29
4.8.4	Lâmina Basal	30
4.8.5	Estroma submesotelial	30
4.8.6	Peritonostomia	32
5	MATERIAIS E MÉTODOS	35
5.1	MATERIAIS UTILIZADOS	35
5.2	PREPARAÇÃO DA BLENDA	35
5.3	FLUXOGRAMA DO PREPARO DAS BLENDAS EM SUAS DIFERENTES CONCENTRAÇÕES	37
5.4	MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA (MEV)	39
5.5	MOLDAGEM POR PRENSA HIDRÁULICA AQUECIDA	41
5.6	PROPRIEDADE MECÂNICA – TRAÇÃO	44
5.7	ANÁLISES REOLÓGICAS	46
5.8	ANÁLISES TÉRMICAS – CALORIMETRIA EXPLORATÓRIA DIFERENCIAL..	47
5.9	LIMPEZA E ESTERILIZAÇÃO	48
5.10	CULTURA MICROBIOLÓGICA	49
6	RESULTADOS E DISCUSSÃO	50
6.1	ANÁLISE E CARACTERIZAÇÃO POR MEV	50
6.2	ANÁLISE DE TRAÇÃO	53
6.3	ANÁLISE REOLÓGICA	57
6.4	ANÁLISES TÉRMICAS – CALORIMETRIA EXPLORATÓRIA DIFERENCIAL ..	59
6.5	ANÁLISE MICROBIOLÓGICA	61
6.6	LIMITAÇÕES DA PESQUISA	63
7	CONCLUSÕES	65
	REFERÊNCIAS	65
	ANEXO A – CARTA APROVAÇÃO CEUA	74
	ANEXO B – CULTURAS FRAGMENTOS DAS BLENDAS SOMENTE LIMPAS COM PHMB – POSITIVO PARA <i>STAPHYLOCOCCUS EPIDERMIDIS</i>	75
	ANEXO C – CULTURAS FRAGMENTOS DAS BLENDAS EM DIFERENTES CONCENTRAÇÕES APÓS ESTERILIZAÇÃO POR ETO	76

1 APRESENTAÇÃO PESSOAL

Graduado em Enfermagem pela Universidade do Contestado – UnC no ano de 2003. Atuando desde então como enfermeiro assistencial em Unidade de Terapia Intensiva–UTI, em hospitais filantrópicos e há 12 anos exclusivamente no SUS. Especialista em Terapia Intensiva desde 2004. Na mesma data ingressei como docente nas disciplinas de Saúde do Adulto e Cuidados de Enfermagem ao Paciente Crítico.

Na UTI, os desafios foram diários e sempre busquei atualizações para melhor prestar assistência à população que acabava necessitando deste serviço. Trata-se de um setor tecnológico porém sempre entendi que a tecnologia é coadjuvante e quem realmente faz a diferença são os profissionais com capacitação técnica para prestar uma assistência com qualidade e ciência. Desde formação sempre busquei agregar a prática com a academia, pois esta sempre nos desperta o pensamento crítico e reflexivo, indispensável em qualquer área de atuação.

Mesmo sabendo que na UTI cada dia é um desafio, e cada caso possui suas particularidades, pode-se dizer que existem situações que vão nos deixando inquietos, e pensativos, no que diz respeito “o que poderia ter sido feito diferente para aquele paciente”, situação esta que lembro de um paciente vítima de trauma abdominal que foi admitido na UTI com peritoniotomia, visto que a tela que recobria suas vísceras era uma bolsa improvisada de coleta de urina, e ao questionar a equipe a resposta foi “é o que temos no momento”. Desde esse dia posso dizer que ficava pensando o que poderia ser utilizado nesse tipo de abordagem, que não ocasionasse complicações e que fosse de fácil acesso ao usuário do SUS.

Em 2017 aceitei o convite de ser coordenador das UTIs do Hospital Universitário Regional dos Campos Gerais, com seus 20 leitos ofertados exclusivamente ao SUS. Neste período elaboramos vários instrumentos de melhorias para diminuirmos infecções, isto teve impacto direto e salvou muitas vidas. Assim iniciou-se uma nova etapa na minha vida, onde observei que além de prestar uma assistência baseada em ciência, vi a importância de realizar pesquisas, pois estas conseguiram mensurar com significância estatística as mudanças implementada, sendo que esses dados de pesquisa foram utilizados para melhorias em outras UTIs.

2 INTRODUÇÃO

Historicamente diversas patologias e traumas ocasionam lesões intra-abdominais, o que levampacientes a complicações sistêmicas. Dentre as complicações das lesões intra-abdominaisa Hipertensão Intra-Abdominal (HIC) e a Síndrome Compartimental Abdominal (SCA) são as mais prevalentes. Ambas caracterizadas como uma situação cirúrgica emergencial, e com um desfecho fora do habitual ao que se compreende de cirurgias abdominais, onde o que se espera é a abertura e o fechamento da parede abdominal (GODAT *et al.*, 2013).

Alguns pacientes ficam impossibilitados temporariamente de ter o sítio cirúrgico fechado durante a cirurgia. Apermanência do abdômen aberto após intervenção cirúrgica (peritoniostomia) é indicada em casos de peritonite difusa, quando não há controle completo da infecção, trauma abdominal, hemorragias intra-abdominais, isquemia mesentérica, pancreatite aguda grave e síndrome compartimental abdominal (DUBOSE *et al.*, 2013; GODAT *et al.*,2013).

O fechamento do abdome deve ser feito o mais breve possível. O risco de óbito é elevado e estimado em 30% para pacientes que permanecem com o abdômen aberto, e é dependente de diversos fatores, como comorbidades e gravidade da condição que o levou à peritoniostomia (DUBOSE *et al.*, 2013).

A peritoniostomia pode ser utilizada de forma temporária na HIC e SCA, porém está associada a complicações como: fístulas entéricas, abscessos abdominais, evisceração e hérnias abdominais. É uma estratégia cirúrgica adotada em pacientes com trauma grave, sepse abdominal, HIA, infecções necrosantes da parede abdominal e isquemia mesentérica aguda (DUBOSE *et al.*, 2013). É uma medida temporária que permite priorizar o controle do sangramento, corrigir os transtornos metabólicos e a hipotermia, além de facilitar o desbridamento ou as ressecções intestinais nas reoperações abdominais (COCCOLINI *et al.*, 2015).

Há várias técnicas de fechamento temporário do abdômen e as mais realizadas envolvem o usode compressas ou telas, com ou sem pressão negativa (COCCOLINI *et al.*, 2015; DUBOSE *et al.*, 2013). A característica principal do método é que o dispositivo é dividido em duas partes independentes que são suturadas a cada uma das bordas da aponeurose, de tal maneira que é possível ajustar a distância entre as bordas da incisão a adaptar o volume da cavidade abdominal conforme a dimensão das vísceras intra-abdominais,

para evitar a síndrome compartimental abdominal. À medida que o volume visceral se reduz, o dispositivo vai sendo apertado durante as reoperações, aproximando as bordas da incisão. Habitualmente, a tela é apertada de 24 a 48 horas até as bordas da aponeurose se aproximarem a uma distância de 2 a 4 cm, o que permite o fechamento primário da incisão. Esta técnica evita a retração lateral da parede abdominal, a verticalização do músculo reto abdominal e a perda de domicílio das alças intestinais. Esta é a grande vantagem da contenção na aponeurose, e alguns cirurgiões indicam esta modalidade de fechamento temporário quando o quadro abdominal irá se prolongar para mais de 1 semana, sendo assim permite o fechamento primário mesmo quando o abdome é mantido aberto por mais de 50 dias (COCCOLINI *et al.*, 2015; DUBOSE *et al.*, 2013; RODRIGUES JR. *et al.*, 2015; BORRÁEZ, 2008; SCHECTER *et al.*, 2006).

Deixar o abdômen aberto, ou peritoniotomia é uma estratégia operatória utilizada em pacientes com risco de vida relacionado à hemorragia intra-abdominal, prevenção ou tratamento da hipertensão intra-abdominal e tratamento da sepse intra-abdominal. É uma medida temporária para priorizar o controle do sangramento, correção de distúrbios metabólicos e hipertermia, além de facilitar o acesso à cavidade abdominal (RODRIGUES JR. *et al.*, 2015).

A aplicação da Bolsa de Bogotá (BB) tornou-se o método mais popular e eficaz de fechamento abdominal temporário. Ela ainda é utilizada em muitos hospitais de países em desenvolvimento por causa do seu baixo custo e fácil manejo. Ela foi criada por Oswaldo Borráez, em 1984, e o nome de “Bolsa de Bogotá” foi dado por Kennet Mattox (Cirurgião norte-americano, especialista em trauma), durante uma visita a um hospital em Bogotá – Colômbia, em 1997. As vantagens da utilização da peritoniotomia com uso de tela são: permitir a drenagem da cavidade abdominal, prevenir a evisceração, facilitar a ventilação pulmonar por diminuir a pressão sobre o diafragma, permitir a visualização das alças intestinais e evitar o fechamento da parede abdominal sob pressão (RODRIGUES JR. *et al.*, 2015; BORRÁEZ, 2008; TORRES NETO *et al.*, 2007).

Em relação aos materiais usados para se adaptar a parede abdominal tanto para fechá-la como para mantê-la aberta, há uma grande variedade. Dentre os mais utilizados pode-se citar: nylon®, dacron®, teflon®, polipropileno, politetrafluoro etileno, silastic, malhas sintéticas, velcro, rayon®, retentores viscerais não expansíveis, folhas de silicone (DRUMOND, 2010; BORRÁEZ, 2008; TORRES NETO *et al.*, 2007).

Frente à problemática das peritoniotomias bem como de suas complicações, é de

suma importância que seja ofertado um material para substituir o peritônio que possua, baixa resposta inflamatória, permita visualização das alças intestinais e que suporte a pressão intra-abdominal ocasionada por infecções ou traumas, bem como permita manter a temperatura e umidade necessária sobre as vísceras abdominais e seja de baixo custo.

Os biomateriais de polímeros há anos vêm sendo estudados e aplicados nas mais diversas áreas da saúde, estes compreendem uma representativa fração dos produtos utilizados na área de saúde. Dentre eles, podem ser citados como exemplos dispositivos biomédicos (como biossensores, tubos de circulação sanguínea, sistemas de hemodiálise), materiais implantáveis (como suturas, placas, substitutos ósseos, tendões, telas ou malhas, válvulas cardíacas, lentes, dentes), dispositivos para a liberação de medicamentos (na forma de filmes, implantes subdérmicos e partículas), órgãos artificiais (como coração, rim, fígado, pâncreas, pulmões, pele) e curativos, dentre muitos outros (PIRES; BIERHALZ; MORAES,2015).

O uso de biomateriais não é recente, e sua aplicação na correção dos mais diversos tipos de problemas relacionados à saúde humana remonta à antiguidade. Há registro, por exemplo, do uso de suturas de linho e ouro no Antigo Egito (2000 AC) e de intestino de gatos, na Europa, durante a Idade Média, assim como de dentes artificiais feitos de conchas pelos maias (600 AC), de ferro pelos franceses (200 AC) e de ouro e madeira pelos romanos, chineses e astecas. Substitutos ósseos feitos de madeira também foram encontrados no Antigo Egito e na Europa, na Idade Média, tendo sido observada eficiente osseointegração (RATNER *et al.*,2013).

Em relação aos biomateriais pode-se citar o polipropileno o qual é um material protético amplamente utilizado nas cirurgias que necessitam de intensa resposta inflamatória para reparo tecidual como restauração de hérnias. O PP possui baixo custo, não biodegradabilidade e extensa incorporação tecidual é um polímero termoplástico hidrofóbico, eletrostaticamente neutro, flexível, de fácil moldagem, resistente a infecções e é rapidamente integrado pelos tecidos adjacentes (HUBER *et al.*, 2012).

Assim, diante da problemática da peritonostomia e da ampla gama de possibilidades de se confeccionar biomaterias, este estudo objetivou a confecção e caracterização de uma tela como substituto de peritônio em cirurgias de peritonostomias a partir de blenda polimérica de polipropileno e elastômero.

3 OBJETIVOS

3.1 OBJETIVO GERAL

Confeccionar e caracterizar uma tela para substituir o peritônio em cirurgias de peritonostomias a partir de blenda polimérica de polipropileno e elastômero.

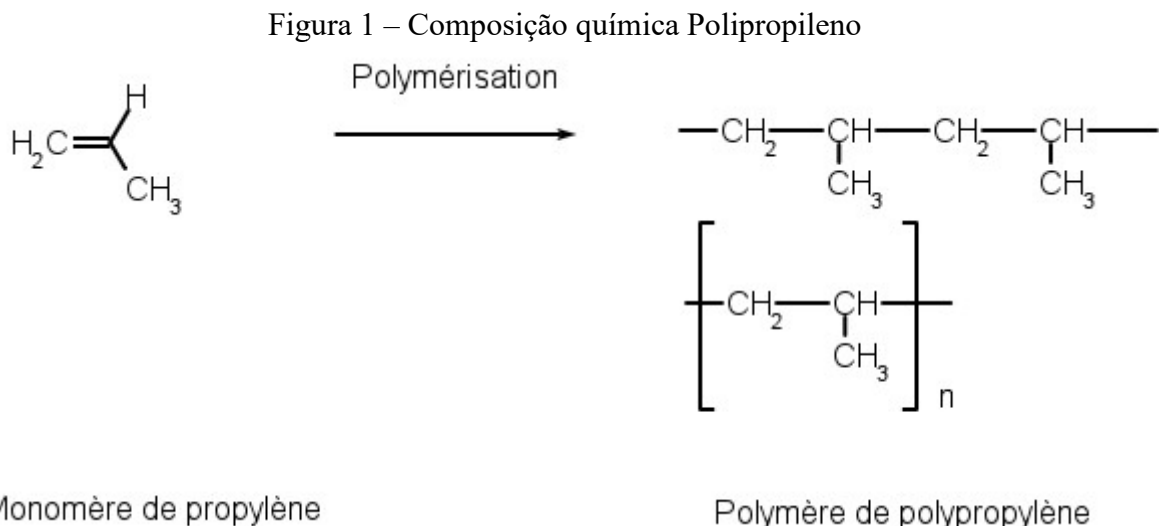
3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- a) Realizar misturas poliméricas em diferentes concentrações de para formação de blendas;
- b) Analisar a tela através de microscopia eletrônica de varredura para avaliar homegeinização dos polímeros;
- c) Submeter a tela à testes de reologia para verificar a deformação do material;
- d) Submeter a tela à testes de tração para investigar se o material possui elasticidade e resistência para suportar pressões em sua superfície;
- e) Esterilizar as tela utilizando o processo de esterilização com óxido de etileno para avaliar se este processo causa alterações físicas no material;
- f) Semear fragmentos das telas em meios de cultura e conseqüentemente avaliar a efetividade da esterilização através da ausência de microrganismos patogênicos;
- g) Confeccionar telas de baixo custo.

4 REVISÃO DE LITERATURA

Conforme Chanda (2013), o termo polímero deriva do grego onde: poli (muitos) e meros (parte). A palavra, portanto, significa “muitas partes” e designa uma molécula composta pela repetição de alguma unidade mais simples chamada meros. Os polímeros contêm de milhares a milhões de átomos em uma molécula grande; eles também são chamados de macromoléculas, resultantes da união do monômeros.

Os polímeros sintéticos derivam do petróleo que é fonte de hidrocarbonetos, ou seja, moléculas orgânicas formadas inteiramente por hidrogênio e carbono que são extraídos através de um processo denominado destilação ou craqueamento, onde, em diferentes temperaturas o petróleo produz inúmeros compostos tais como gasolina, gás, lubrificantes entre outros. No processo de origem dos polímeros, há um subproduto da destilação ou craqueamento a Nafta, a qual possui característica física líquida e incolor. Após o craqueamento a Nafta passa por processos químicos dando origem ao monômero de propileno e em seguida passa por um processo de polimerização que dá origem ao Polipropileno (RATNER *et al.*, 2013; CHANDA, 2013). A Figura 1 demonstra o processo químico de polimerização.



Fonte: MOORE, E. P. **Polypropylene handbook**: polymerization, characterization, properties, processing, applications. München: Hanser; Cincinnati, Ohio: Hanser-Gardner, 1996. Disponível em: <https://www.worldcat.org/title/polypropylene-handbook-polymerization-characterization-properties-applications/oclc/1139356541/editions?referer=di&editionsView=true>. Acesso em: 25 mar. 2021.

Uma das principais e mais importantes características dos polímeros são as mecânicas. Segundo elas os polímeros podem ser divididos em termoplásticos, termoendurecíveis (termofixos) e elastômeros (borrachas):

- a) termoplásticos: termoplástico é um dos tipos de plásticos mais encontrados no

mercado. Pode ser fundido diversas vezes, e alguns podem até dissolver-se em vários solventes. Logo, sua reciclagem é possível, característica bastante desejável atualmente. Exemplo: Polietileno (PE), Polipropileno, Policloreto de Vinila (PVC) (CHANDA, 2013);

- b) termofixos: são rígidos e frágeis, sendo muito estáveis a variações de temperatura. Uma vez prontos, não se fundem mais, e o aquecimento do polímero acabado promove decomposição do material antes de sua fusão, tornando sua reciclagem complicada, exemplo: Fenol-formaldeído, Resina Poliéster (CHANDA, 2013);
- c) elastômeros (borrachas): É uma classe intermediária entre os termoplásticos e os termorrígidos: não são fundíveis, mas apresentam alta elasticidade. Pela sua incapacidade de fusão, sua reciclagem torna-se complicada. Exemplo: Látex e borrachas sintéticas(CHANDA, 2013).

4.1 BIOMATERIAIS

Biomaterial é definido como um material que possui a habilidade de permanecer em contato com os tecidos do corpo sem provocar nenhum grau inaceitável de danos ao organismo (WILLIAMS, 2008). Os biomateriais compreendem uma representativa fração dos produtos utilizados na área de saúde. Dentre estes materiais, podem ser citados e distribuídos nas suas diferentes aplicações tais como: a) dispositivos biomédicos: biossensores, tubos de circulação sanguínea, sistemas de hemodiálise; b) materiais implantáveis: utilizados em suturas, placas, substitutos ósseos, tendões, telas ou malhas, válvulas cardíacas, lentes, dentes; c) dispositivos para a liberação de medicamentos (na forma de filmes, implantes subdérmicos e partículas; d) órgãos artificiais: como coração, rim, fígado, pâncreas, pulmões, pele. Podem também ser utilizados em forma de curativos (RATNER *et al.*, 2013; WILLIAMS, 2008).

Os biomateriais são definidos como dispositivos que entram em contato com sistemas biológicos (incluindo fluidos biológicos), com diversas aplicações diagnósticas, vacinais, cirúrgicas e terapêuticas, podendo ser constituídos de compostos de origem sintética ou natural, assim como de materiais naturais quimicamente modificados, tanto na forma de sólidos quanto de géis, pastas ou mesmo líquidos, não sendo necessariamente fabricados, como válvulas cardíacas de porcos e retalhos de pele humana tratados para uso como implantes. Desde o desenvolvimento até a comercialização devem ser seguidos passos de acordo com a especificidade de cada material (RATNER *et al.*, 2013; CHANDA, 2013;

PARK; LAKES, 2007).

A biocompatibilidade representa um empreendimento complexo para produtores de biomateriais e dispositivos médicos, influenciado por todo o ciclo de vida de um produto, dos estágios iniciais de design e desenvolvimento do material até liberação e entrada no mercado. Está sujeito a regulamentação, orientações e supervisão. Portanto, a avaliação de biocompatibilidade incorpora um empreendimento com muitas variáveis, desde a natureza química ou características físicas do material previsto até o tecido e a extensão de contato ou a natureza desse tecido (RATNER *et al.*, 2013; CHANDA, 2013; PARK; LAKES, 2007).

O uso de biomateriais não é recente, e sua aplicação na correção dos mais diversos tipos de problemas relacionados à saúde humana remonta à antiguidade. Há registro, por exemplo, do uso de suturas de linho e ouro no Antigo Egito (2000 AC) e de intestino de gatos, na Europa, durante a Idade Média, assim como de dentes artificiais feitos de conchas pelos maias (600 AC), de ferro pelos franceses (200 AC) e de ouro e madeira pelos romanos, chineses e astecas. Substitutos ósseos feitos de madeira também foram encontrados no antigo Egito e na Europa, na idade média, tendo sido observada eficiente osteointegração (RATNER *et al.*, 2013).

Inicialmente, e até o século retrasado, a abordagem adotada no desenvolvimento e aplicação dos biomateriais era fundamentalmente do tipo tentativa e erro, mas, mais recentemente, enfoques marcadamente sistemáticos têm sido a tônica nos estudos nesta área. No início do uso dos biomateriais de forma mais sistematizada, na década de 50 do século passado, buscavam-se os materiais bioinertes. Com o passar do tempo, a meta passou a ser a bioatividade dos biomateriais, e mais recentemente, o objetivo tem sido a regeneração de um tecido funcional de fato, com foco, então, no aspecto biológico (RATNER *et al.*, 2013).

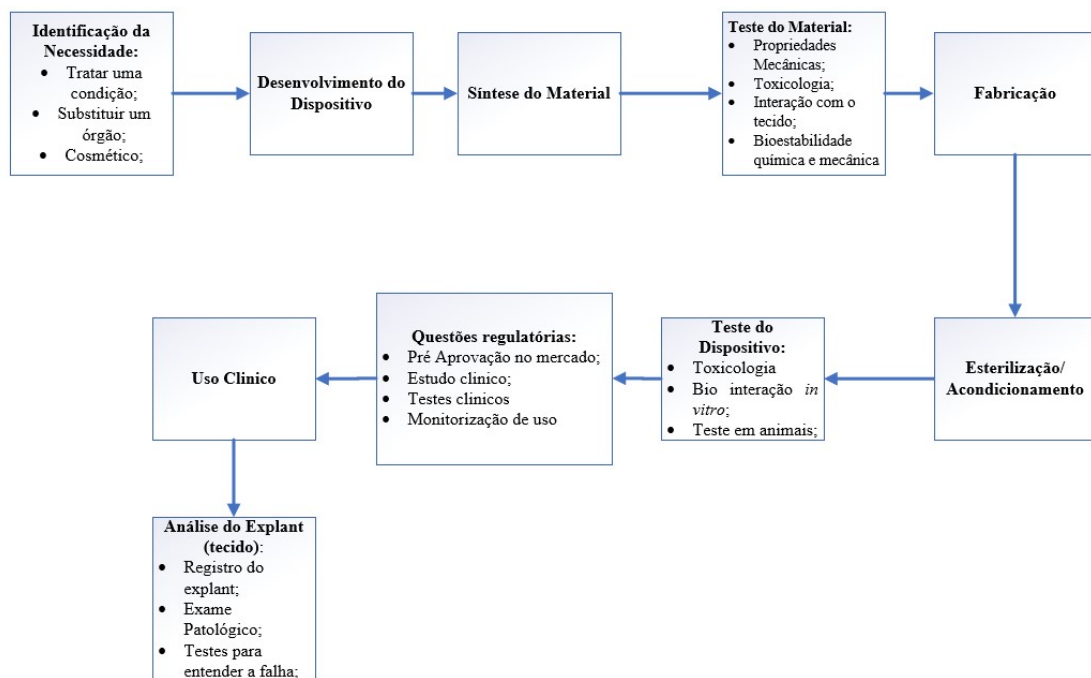
Também se buscou aumentar a vida do implante por sua interação com a interface do tecido hospedeiro. Em seguida, focou-se no desenvolvimento de materiais biodegradáveis, com capacidade de serem incorporados ou absorvidos (após dissolução) pelo tecido hospedeiro, e, mais recentemente, tem-se trabalhado com o conceito de biomimética, buscando-se materiais que participem de forma ativa no processo de recuperação, atuando no tecido de forma específica, com estimulação em nível celular. Tal conceito evolutivo no desenvolvimento e utilização de biomateriais indica também que os materiais mais usados clinicamente na atualidade são majoritariamente das categorias biocompatíveis, bioativos e biodegradáveis, e os mais pesquisados, os bioativos, os biodegradáveis e os biomiméticos (RATNER *et al.*, 2013; APARECIDA;GUASTALDI; FOOK, 2008; TAKEHISA *et al.*,

2005). Sendo a biocompatibilidade a característica primária indispensável na elaboração de qualquer biomaterial implantável.

4.2 ETAPAS DE DESENVOLVIMENTO DOS BIOMATERIAIS

São várias as etapas envolvidas desde a identificação da necessidade de um biomaterial até a utilização e análise final do produto, conforme esquema da Figura 2. O processo se inicia com a identificação da necessidade de um biomaterial para uma dada aplicação, que pode ser o tratamento de uma doença, a substituição de um órgão ou o uso meramente cosmético. A seguir, dá-se o projeto e síntese dos materiais para testes diversos (quanto à composição, estrutura, propriedades mecânicas, toxicologia, biorreação ao material, bioestabilidade) e, com base da escolha dos que se mostrarem mais apropriados, faz-se a fabricação seguida da esterilização e embalagem do biomaterial que é, então, encaminhado para testes mais detalhados de toxicologia, biointeração *in vitro* e *in vivo*.

Figura 2 –Etapas da elaboração de um biomaterial



Fonte: O autor

Neste sentido, destacam-se propriedades biológicas, como a biocompatibilidade, com frequência associada à hemocompatibilidade, citotoxicidade, alergenicidade, estimulação de adesão e proliferação celular; as propriedades físicas, como morfologia da superfície, energia

superficial, encaixe anatômico, rugosidade, porosidade, cor, transparência e permeabilidade, propriedades mecânicas como tensão de ruptura, alongamento e flexibilidade e propriedades químicas, como densidade, estabilidade, resistência à esterilização e forma de degradação quando em contato com o organismo (RATNER *et al.*, 2013; CHANDA, 2013; PARK; LAKES, 2007).

Os biomateriais implantáveis podem ser classificados em quatro categorias de acordo com o tipo de reação que acarretam nas células com as quais entram em contato. São considerados tóxicos aqueles que resultam na morte das células que circundam o implante e não tóxicos ou praticamente inertes os que causam a formação de um tecido fibroso em torno do implante. Os biomateriais que despertam reconhecimento biológico por apresentarem em sua constituição fatores de adesão, sítios polianiônicos similares aos de polissacarídeos regulatórios ou sítios para a clivagem enzimática envolvidos na migração celular, por sua vez, são considerados como não tóxicos e bioativos. Tais dispositivos podem também sofrer mudança de fase *in situ*, por exemplo, incluindo transformações de precursores para sólidos. Na categoria de biomateriais não tóxicos e degradáveis, estão os que possibilitam que as células saudáveis circundantes ou neles presentes cresçam e substituam a matriz que constitui o biomaterial (SONG *et al.*, 2018; RATNER *et al.*, 2013; LU *et al.*, 2002).

Em todas as etapas, necessitam-se de profissionais com várias formações, para que a análise possa ser feita de forma a abranger os vários aspectos requeridos, destacando-se o papel de químicos, farmacêuticos, engenheiros, físicos, biólogos, médicos e dentistas. Assim fica evidente que a interdisciplinaridade é um ponto chave para que sejam seguidas de forma assertiva todas as etapas desta pesquisa. Pode-se seguramente afirmar que a abordagem para o desenvolvimento de biomateriais é, por natureza, interdisciplinar e prioriza a convergência de metas (LU *et al.*, 2002).

4.3 BIOMATERIAIS POLIMÉRICOS

Polímeros são macromoléculas de alta massa molar formadas pela ligação de unidades repetitivas menores (meros) ao longo da cadeia principal, também denominadas ligações intermoleculares. Os polímeros do tipo termoplásticos, por exemplo, capazes de se fundir e solidificar repetidas vezes, são caracterizados por apresentar interações químicas entre as cadeias. Desta forma, sob aquecimento, as cadeias são capazes de deslizar entre si, podendo também ser observada a ruptura de interações intercadeias. Já os polímeros termorrígidos são caracterizados por uma estrutura tridimensional reticulada estabilizada por

ligações covalentes fortes. Assim, estes materiais são insolúveis e as ligações são rompidas somente por elevadas quantidades de energia, com conseqüente degradação do polímero (RATNER *et al.*, 2013; TATHE; GHODKE; NIKALJE, 2010; REZWAN *et al.*, 2006).

O uso de polímeros na área médica data quase do início do campo da ciência dos polímeros. Uma vez que os polímeros sintéticos foram descobertos, abriu-se um caminho para os estudos com esses tipos de materiais em experimentos cirúrgicos. O uso do nylon em suturas data de 1940, e polímeros como, dacron poliéster, e polivinil começaram a ser registrados em textos relevantes da área de medicina na metade da década de 1940. Depois, outros materiais como teflon, polipropileno, poliuretanos foram adaptados e igualmente utilizados em cirurgias. Esses polímeros são essencialmente importantes em aplicações médicas e, na área ortopédica, são principalmente utilizados como dispositivos protéticos permanentes, incluindo os implantes de quadril. As pesquisas atuais continuam aperfeiçoando a estabilidade e o desempenho desses materiais *in vivo* não só em ortopedia, como também em outras áreas da medicina (TATHE; GHODKE; NIKALJE, 2010; GRIFFITH, 2000).

Os biomateriais poliméricos estão entre os mais empregados nos procedimentos em saúde. As principais vantagens dos biomateriais poliméricos em comparação com os materiais cerâmicos ou metálicos incluem a facilidade de fabricação para produzir formas variadas (partículas, filmes, fios, dentre outros), o processamento secundário, custo razoável e disponibilidade em encontrar materiais com propriedades mecânicas e físicas desejadas para aplicações específicas (RATNER *et al.*, 2013; TATHE; GHODKE; NIKALJE, 2010).

As cadeias poliméricas podem ser lineares, como o policloreto de vinila (PVC) utilizado na produção de tubos de circulação sanguínea, ramificadas, como o polietileno utilizado para implante de queixo (REZWAN *et al.*, 2006).

Diversos critérios devem ser considerados ao se selecionar um material polimérico, uma vez que cada polímero pode apresentar propriedades particulares que irão direcioná-lo para uma aplicação específica. Neste sentido, as formas que as cadeias podem assumir, a disposição das unidades monoméricas, a presença ou não de átomos ou grupos funcionais particulares, a rigidez estrutural, a polaridade da cadeia e a massa molar do polímero resultam em subclasses de compostos que podem apresentar comportamentos distintos e com potencial de aplicação visando diferentes finalidades (CHANDA, 2013).

Os polímeros podem ser obtidos a partir de reações de polimerização ou por meio de organismos vivos, classificando-se, assim, respectivamente, como sintéticos e naturais, os quais podem ser também quimicamente modificados. Os mais utilizados são os sintéticos

devido a sua maior estabilidade durante o uso, por possuírem propriedades bem definidas e reprodutíveis e baixo custo. O policloreto de vinila, por exemplo, é um dos polímeros mais utilizados para a confecção de dispositivos médicos, abrangendo cerca de 40% de todos os materiais poliméricos aplicados para este fim. Seu amplo uso é devido a sua inércia, alta transparência, facilidade de esterilização e resistência. Já o poli-hidroxietilmetacrilato (poli-HEMA) é um hidrogel transparente, biocompatível, com boas propriedades mecânicas e com adequada estabilidade, absorção de água e permeabilidade ao oxigênio, o que o torna particularmente propício para a produção de lentes de contato ou de sistemas de liberação de fármacos (RATNER *et al.*, 2013; SIONKOWSKA, 2011; CANEVAROLO JR., 2010).

A análise da forma de degradação dos polímeros é também de grande importância no direcionamento de sua aplicação específica, devendo-se considerar não somente a cinética do processo (que define sua duração *in vivo*), mas a alteração progressiva de sua funcionalidade. Isso porque as modificações ocorrem progressiva e irreversivelmente na estrutura e composição do biomaterial, além das propriedades dos produtos gerados ao longo de sua decomposição que podem, eventualmente, ser citotóxicos. Os polímeros sintéticos e naturais se degradam de formas distintas, por meio da clivagem hidrolítica e enzimática de suas ligações, respectivamente. Desta forma, a degradação de um biomaterial polimérico deve ser bem elucidada para que haja segurança quando de seu contato com os fluidos fisiológicos do paciente (IMRE; PUKÁNSZKY, 2013; SIONKOWSKA, 2011).

4.4 POLÍMEROS SINTÉTICOS

Vários dos polímeros sintéticos utilizados na produção de biomateriais apresentam cinética de degradação conhecida e podem ser sintetizados de forma controlada e reprodutível. Estes materiais são facilmente adaptáveis para exercer uma grande variedade de propriedades funcionais, sendo possível manipular, por exemplo, a forma e o tamanho dos dispositivos, assim como suas propriedades mecânicas (como a viscoelasticidade). Nesta categoria, os principais tipos de polímeros constituintes de biomateriais são: poliamidas, polietileno, polipropileno, poliacrilatos, fluorocarbonos, poliésteres, poliéters, poliuretanos, entre outros (CHANDA, 2013; DE PAOLI, 2008).

Apesar das adequadas propriedades funcionais, os polímeros sintéticos geralmente não apresentam grupos químicos favoráveis para interação celular e podem ainda liberar subprodutos tóxicos na corrente sanguínea durante sua degradação, o que poderia desencadear reações inflamatórias no paciente ao longo de sua utilização. A degradabilidade destes

materiais está relacionada com as ligações químicas hidroliticamente instáveis na cadeia principal do polímero. Os grupos funcionais sensíveis à hidrólise incluem, por exemplo, os ésteres, carbonatos, amidas, uretanos, ureias e anidridos. Um exemplo deste caso é o politereftalato de etileno (PET) que foi originalmente desenvolvido para aplicações têxteis e alimentícias, mas é também utilizado para a confecção de suturas e enxertos vasculares. Por apresentar toxicidade durante a degradação, o PET necessita de um tratamento específico e rigoroso na limpeza e lavagem do biomaterial a fim de não desencadear efeitos deletérios durante sua utilização (CHANDA, 2013; RATNER *et al.*, 2013; SIONKOWSKA, 2011; TAKEHISA *et al.*, 2005).

O polimetacrilato de metila (PMMA) é outro exemplo de polímero sintético que pode causar efeitos tóxicos durante sua degradação. O PMMA é uma resina acrílica resultante da polimerização do metacrilato de metila (MMA) e tem sido utilizado com sucesso como cimento ósseo em cirurgias ortopédicas. Quando injetado, o PMMA se solidifica a partir do mecanismo de auto-polimerização e se adapta à forma para o qual foi direcionado. Entretanto, a adesão deste polímero aos ossos é limitada se a área de contato não é suficientemente grande. Além disso, o mesmo não induz remodelação óssea e pode gerar toxicidade em função da conversão incompleta do metilmetacrilato, o que pode resultar na presença de monômeros residuais e gerar uma resposta inflamatória ao paciente (RATNER *et al.*, 2013; IMRE; PUKÁNSZKY, 2013; SIONKOWSKA, 2011; CANEVAROLO JR., 2010).

O polietileno de alta densidade (PEAD) e ultra alta massa molar (PEUAMM) é altamente estável, sendo caracterizado por ser não antigênico, não alergênico, não absorvível e por apresentar baixa taxa de desgaste. Tais propriedades fazem com que este material seja uma referência de substância inerte em termos de reação tecidual. As propriedades do PE de alta massa molar tornam este material propício para aplicação em próteses de joelho e quadril, porém, devido à apolaridade da cadeia polimérica, apresenta baixa reatividade química, o que restringe sua fixação ao tecido ósseo. Tal limitação pode ser contornada pela modificação da morfologia do polímero, por meio da inserção de poros no material, que melhor propicia e acomoda o crescimento celular na matriz (RATNER *et al.*, 2013; IMRE; PUKÁNSZKY, 2013; DE PAOLI, 2008; REZWAN *et al.*, 2006).

Especificamente na área de engenharia tecidual, os polímeros sintéticos mais utilizados são os biodegradáveis, como os poliésteres alifáticos saturados, incluindo o poliácido láctico (PLA) e o poliácido glicólico (PGA), bem como o copolímero poliácido láctico-co-ácido glicólico (PGLA). Tais compostos sofrem degradação hidrolítica por meio da

desesterificação. Após degradados, os componentes monoméricos de cada polímero são removidos por vias naturais, havendo no organismo mecanismos altamente regulados para remover completamente os componentes monoméricos dos ácidos láctico e glicólico, por exemplo. Devido a essas propriedades, tais polímeros têm sido utilizados na confecção de suportes tridimensionais para proliferação celular, em suturas biodegradáveis, dispositivos absorvíveis de fixação óssea e matrizes para a liberação de fármacos (CHANDA, 2013; RATNER *et al.*, 2013; REZWAN *et al.*, 2006).

Outro polímero da categoria dos sintéticos muito estudado é a polie-caprolactona (PCL), um poliéster alifático sintético linear, semicristalino, hidrofóbico e solúvel em uma grande variedade de solventes orgânicos. A PCL também possui baixa temperatura de fusão (59 a 64 °C) e propriedades reológicas e viscoelásticas superiores a outros polímeros da mesma categoria, o que a torna fácil de manipular, permitindo obter uma ampla gama de produtos a um custo relativamente baixo. Estas características, associadas com a habilidade de formar blendas miscíveis, têm estimulado as aplicações deste polímero na área médica, como na obtenção de estruturas tridimensionais e porosas utilizada como suporte, que promovem proliferação celular, ou colonização de células, fornecendo um ambiente estável, auxiliando a remodelagem de tecidos e matrizes para liberação controlada de fármacos (CHANDA, 2013).

Além destes fatores, muitos dos dispositivos de liberação produzidos com PCL também são aprovados pela agência regulatória norte-americana Food and Drug Administration (FDA), facilitando a introdução de novos produtos originados desta matéria-prima no mercado internacional. A degradação deste polímero ocorre em duas etapas, sendo que na primeira ocorre a hidrólise não enzimática dos grupos éster e, na segunda, macrófagos e fagossomos promovem sua degradação intracelularmente. Isso indica que a PCL pode ser completamente absorvida pelo organismo do paciente. A taxa de degradação pode ser alterada pela copolimerização da PCL com lactonas ou glicolídeos e lactídeos (CHANDA, 2013; TATHE; GHODKE; NIKALJE, 2010).

4.5 POLIPROPILENO H301(PP)

De acordo com Huber *et al.* (2012), o polipropileno foi descoberto em 1954, pelos ganhadores do Prêmio Nobel de química, Giulio Natta e Karl Ziegler. Passou a ser amplamente empregado após a publicação de Usher em 1958 e, até os dias de hoje, é o material protético mais utilizado nas cirurgias de restauração de hérnias em razão de seu baixo custo, não biodegradabilidade e extensa incorporação tecidual. O PP é um polímero

termoplástico hidrofóbico, eletrostaticamente neutro, flexível, de fácil moldagem, resistente a infecções e é rapidamente integrado pelos tecidos adjacentes.

Muitos itens de plástico para uso médico ou de laboratório podem ser feitos de polipropileno, porque ele pode suportar o calor em uma autoclave e por ser um material de baixa toxicidade. Seus usos são diversos, desde de não-tecidos, que tem ganhado cada vez mais espaço nos centros cirúrgicos e salas de exame por serem resistentes, descartáveis e uma solução mais segura contra a contaminação, até seringas com baixo custo e descartáveis, evitando quase totalmente o risco de contaminação (DE PAOLI, 2008).

O polipropileno tem sido usado em operações de correção de hérnia e prolapso de órgãos pélvicos para proteger o corpo de novas hérnias no mesmo local. Um pequeno pedaço do material é colocado sobre o ponto da hérnia, abaixo da pele, é indolor e raramente, ou nunca, rejeitado pelo corpo (CODA; LAMBERTI; MARTORANA, 2012).

Possui uma densidade mais baixa, é mais rígido e possui mais resistência a altas temperaturas quando comparado a outros polímeros. Pode ser usado para fabricar desde tubos de água até equipamentos hospitalares esterilizáveis, encontrados por exemplo nos seguintes nomes comerciais: Propateno, Novolen, Moplen, Hostalen, Marlex (CODA; LAMBERTI; MARTORANA, 2012).

4.6 ELASTÔMEROS

É uma classe de polímeros também denominados copolímeros de baixa densidade de etileno buteno de alto fluxo de fusão projetado para uso sozinho ou em combinação com outros elastômeros para fornecer soluções personalizadas em aplicações de modificação de polímero. Em nível de materiais médico-hospitalares são empregados como material básico em alguns tipos de próteses por apresentar excelente biocompatibilidade dentre os mais conhecidos pode-se citar o silicone, que possui uma grande variedade de propriedades e composições, apresentam-se na forma líquida, gel e sólidos, e são encontrados em válvulas artificiais, incluindo corações artificiais (CHANDA, 2013; RATNER *et al.*, 2013).

Materiais elastoméricos (borrachas), são polímeros com características distintas em sua estrutura molecular, o que aumenta a elasticidade da borracha. Elastômeros convencionais consistem em macromoléculas altamente flexíveis. Na condição estirada, uma borracha é, portanto, mais dura do que na condição sem tensão. Estes materiais possuem cadeias de polímero alinhadas com tendência de retornar ao seu estado normal. A grande deformabilidade dos materiais elastoméricos é devido à presença de uma certa mobilidade

interna que permite reorganizar a orientação da corrente ou inicial. A distinção do elastômero em comparação aos demais materiais se dá frente ao comportamento de tensão e deformação (CHANDA, 2013; RATNER *et al.*, 2013).

Ao contrário de outras borrachas orgânicas, o elastômero tem propriedades orgânicas e inorgânicas. Devido a essas características, resistência ao calor, seu isolamento elétrico, abrasão, resistência e estabilidade química são superiores à borracha orgânica geral. Portanto, tem sido usado em muitas áreas industriais, incluindo processamento de alimentos e dispositivos médicos. Além disso, tem uma baixa viscosidade de cisalhamento, facilitando a fabricação de diversos materiais (KANG *et al.*, 2020).

4.7 BLENDA POLIMÉRICAS

Blenda polimérica é uma mistura física de dois ou mais polímeros, sem reação química entre eles. A interação entre as cadeias poliméricas é predominantemente do tipo secundária, ou seja, intermolecular. As interações mais comuns são do tipo ligação de hidrogênio, nos polímeros que contêm grupos químicos capazes de formar esse tipo de interações; mas também podem ser observadas interações do tipo dipolo-dipolo (H-Cl---H-Cl) e transferência de carga, bem como interações de Van der Waals e força de London (SOARES *et al.*, 2002).

A modificação de polímeros através da produção de blendas é uma tecnologia que vem sendo desenvolvida desde a década de 1970 e o interesse no uso desse material vem aumentando durante as três últimas décadas. A maior vantagem desse material polimérico são as novas características que as blendas poliméricas apresentam graças à combinação das propriedades dos polímeros individuais (RODRIGUES, 2013; SIONKOWSKA, 2011; SOARES *et al.*, 2002).

A produção de blendas é uma alternativa economicamente mais acessível para a obtenção de polímeros com propriedades diferentes dos materiais de partida sem a necessidade de investir em novos processos de polimerização. A produção de novos monômeros, bem como processos de polimerização e equipamentos para se produzir um novo polímero, teria um custo muito mais elevado do que o necessário para o desenvolvimento de uma blenda. Esse fato torna esse material extremamente atrativo para a indústria. As formas mais comuns de se produzir blendas são a mistura dos materiais poliméricos na forma fluida à quente ou a dissolução dos componentes em um mesmo solvente. A primeira técnica é um método amplamente utilizado na indústria e o segundo é mais usual para experimentos em

menor escala (SOARES *et al.*, 2002; SCHORK *et al.*, 2005).

Polímeros que apresentam afinidade química dão origem a blendas homogêneas, enquanto os polímeros com pouca ou nenhuma afinidade originam blendas heterogêneas, que tendem à separação de fases.

4.8 REVISÃO ANATÔMICA

4.8.1 Peritônio

Segundo Blackburn e Stanton (2014), as primeiras descrições da estrutura peritoneal datam de 1863, quando Von Recklinghausen observou, entre outras coisas, a capacidade de lubrificação desta membrana. Embora a literatura tenha se preocupado muito com o peritônio, principalmente em relação à infecção em certas patologias, pouco era conhecido sobre sua morfologia.

O peritônio é uma membrana serosa de parede dupla que forra a parede abdominal (peritônio parietal) e dela se reflete sem solução de continuidade sobre as vísceras para revesti-las em variável extensão (peritônio visceral), à semelhança do que a pleura faz no tórax. Entretanto, a disposição da pleura é fácil de ser entendida quando comparada com a do peritônio. Isto ocorre principalmente porque as vísceras abdominais sofrem, no curso de seu desenvolvimento, alterações complexas antes de atingir sua forma e posição definitivas. Nestas alterações o peritônio é levado com as vísceras, sofrendo torções, fusões e coalescências. Por outro lado, muitos órgãos abdominais são extremamente móveis e o peritônio tem que se dispor de modo a enchê-lo e, ao mesmo tempo, permitir sua mobilidade (KASTELEIN *et al.*, 2019; BLACKBURN; STANTON, 2014).

O peritônio é essencial para a manutenção do equilíbrio homeostático intra-abdominal. A estrutura peritoneal e a função pode ser afetada pelos seguintes processos patológicos: 1) formação de aderências como consequência de trauma cirúrgico, inflamação (peritonite) ou endometriose, o qual pode complicar intervenções cirúrgicas e podem levar a sintomas abdominais; 2) fibrose devido a inflamação causada por diálise peritoneal de longo prazo o que pode diminuir a capacidade de difusão peritoneal; 3) ginecológico ou malignidades gastrointestinais que podem causar carcinomatose peritoneal, e esta pode levar a ascite e prejudicar a função intestinal. No entanto, a fisiopatologia dos processos acima mencionados não é bem compreendida. É semelhante tanto em animais experimentais quanto no homem. Debaxo de microscópio de luz, consiste em uma única camada de células de

mesotélio sobre uma membrana basal contínua. Isso se sobrepõe ao tecido conjuntivo que consiste em fibras de colágeno em camadas com fibroblastos, macrófagos, adipócitos e mastócitos, fornecidos por vasos sanguíneos e linfáticos (BLACKBURN; STANTON, 2014; GUYTON; HALL, 2011; DI PAOLO; SACCHI, 1990).

O peritônio tem uma área superficial de aproximadamente 1,8m². O peritônio parietal reveste a cavidade abdomino-pélvica. Enquanto o peritônio visceral cobre a maioria dos órgãos viscerais. Como consequência, a parede do abdômen e todas as estruturas intra-abdominais são cobertas com peritônio, com exceção da área nua do fígado. Mais caudalmente na cavidade abdomino-pélvica, o peritônio cobre a cúpula da bexiga e a superfície retal anterior. Consequentemente, a bexiga e o reto estão localizados “sob” o peritônio, no espaço subperitoneal. O útero e as tubas uterinas estão situados entre o reto e a bexiga (BLACKBURN; STANTON, 2014; DI PAOLO; SACCHI, 1990).

O peritônio também cobre os intestinos e contribui para o mesentério, o qual consiste em tecido conjuntivo, adipócitos, vasculatura intestinal, vasos linfáticos e duas camadas de peritônio mesentérico, que são uma outra região do peritônio visceral, conforme demonstra a Figura 3. O mesentério suspende os intestinos e é caracterizado por uma “raiz”, onde o revestimento peritoneal parietal da parede abdominal se descola, e o tronco celíaco se ramifica e as partes superior e inferior das artérias mesentéricas entram no mesentério (PUTZ; PABST, 2008).

Figura 3 –Peritônio Visceral e Parietal



Fonte: PUTZ, R.; PABST, R. (org.). **Sobotta - Atlas de Anatomia Humana**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2008. v. 1. Disponível em: <https://afhpsicologianot.files.wordpress.com/2017/02/e2978f-atlas-de-antomia-humana-sobotta-21c2aa-ed.pdf>. Acesso em: 25 mar. 2021.

4.8.2 Anatomia microscópica

Para Kastelein *et al.* (2019) o peritônio é definido como uma estrutura de três camadas: a camada de células mesoteliais, uma lâmina basal e o estroma submesotelial, onde estão inseridos os vasos sanguíneos e linfáticos. Possui também uma camada celular escamosa de origem mesotelial assentada sobre lâmina basal que, sustentada por tecido conjuntivo contendo fibras colágenas e elásticas, possibilita mobilidade em grau variado (JUNQUEIRA; CARNEIRO, 2004).

4.8.3 Mesotélio

A camada mesotelial é a camada mais interna do peritônio, e está em contato com a cavidade abdominal. As células mesoteliais são mesodérmicas na origem e possuem características epiteliais e mesenquimais. Três tipos de células mesoteliais foram descritas: a) células mesoteliais achatadas são características do intestino; b) célula cuboidal ocorre no peritônio visceral; c) o diafragma e o peritônio gástrico têm um intermediário tipo de célula mesotelial. A heterogeneidade morfológica sugere que há diferenças funcionais entre as células mesoteliais em diferentes localizações anatômicas. As células cuboidais contêm mais mitocôndrias e retículo endoplasmático, um aparelho de Golgi bem desenvolvido, microtúbulos e maior número de microfilamentos, sugerindo aumento da atividade metabólica nessas células (KASTELEIN *et al.*, 2019).

As células mesoteliais estão ligadas por junções intercelulares, incluindo tight junctions (junções estreitas), gap junctions (junções de lacunas) e desmossomos. Na junção de duas ou mais células mesoteliais, as aberturas estomáticas podem ser presentes. Essas aberturas têm 3-12 µm de diâmetro e fornecem acesso ao sistema linfático submesotelial, permitindo transporte rápido de fluido. É sugerido que os estômatos fornecem uma passagem entre as cavidades pleural e peritoneal. Estômatos linfáticos estão amplamente presentes no mesotélio, mas, a distribuição de estômatos não foi caracterizada para todas as regiões mesoteliais (por exemplo, para diferentes regiões do mesentério) (KASTELEIN *et al.*, 2019; JUNQUEIRA; CARNEIRO, 2004).

Na membrana apical da célula mesotelial, numerosas microvilosidades estão presentes. No topo das microvilosidades, um glicocálice está presente, que cria uma camada de fluido estagnada consistindo de proteoglicanos e glicosaminoglicanos para promover a lubrificação. Este glicocálice tem uma função anti-inflamatória e desempenha um papel

importante no sistema intercelular de contatos, remodelação de tecidos e possivelmente transporte de fatores de crescimento e nutrientes através da membrana peritoneal (KASTELEIN *et al.*, 2019; DI PAOLO; SACCHI, 1990).

As células mesoteliais contêm uma série de vesículas intracelulares com produtos de secreção. Essas vesículas podem ser excretadas como exossomos na membrana celular apical. A exata função dos exossomos ainda são desconhecidos, mas sugere-se que podem desempenhar um papel na comunicação intercelular. As células mesoteliais também contêm corpos lamelares e suas organelas têm uma função de armazenamento de lipídios. Na verdade, a função principal dos corpos lamelares é fornecer componentes lipídicos para a membrana apical. Os corpos lamelares em geral foram identificados pela primeira vez em pneumócitos tipo 2. Nessas células, os corpos lamelares armazenam surfactante alveolar. Nas células mesoteliais, os corpos lamelares produzem um tipo de substância semelhante ao surfactante, que ajuda a fornecer uma superfície peritoneal livre de fricção. Além da lubrificação, as proteínas do surfactante também podem ter propriedades funções imunológicas (KASTELEIN *et al.*, 2019; BLACKBURN; STANTON, 2014; DI PAOLO; SACCHI, 1990).

4.8.4 Lâmina basal

A lâmina basal suporta as células mesoteliais. É inferior a 100 nm de espessura e consiste em uma matriz extracelular, composta principalmente de colágeno tipo IV e laminina. A rede de fibra do colágeno tipo IV atua como um esqueleto da lâmina basal, enquanto a laminina fornece ligações locais para adesão de células mesoteliais via hemidesmosomos. A ligação das células mesoteliais à lâmina basal não é forte, explicando por que ferimentos leves podem resultar em descolamento celular (KASTELEIN *et al.*, 2019; BLACKBURN; STANTON, 2014; DI PAOLO; SACCHI, 1990).

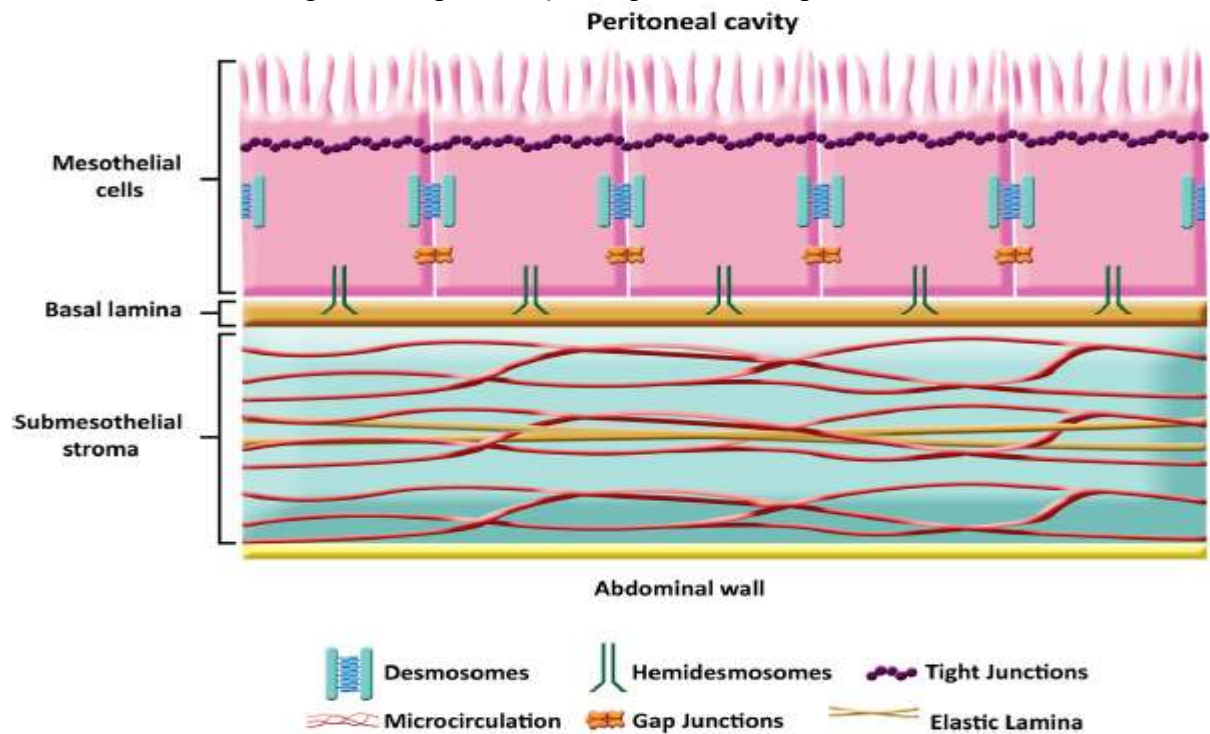
4.8.5 Estroma submesotelial

O estroma sob as células mesoteliais e a lâmina basal fornece suporte para a camada de células mesoteliais. Esta camada consiste em células de colágeno tipo I, fibras, laminina, fibronectina, proteoglicanos, glicosaminoglicanos, fibroblastos, adipócitos, vasos sanguíneos e linfáticos e nervos. A espessura e composição do estroma submesotelial varia com a idade e pode mudar em resposta à doença. Dentro do estroma, uma camada contínua de fibras elásticas está presente como uma lâmina elástica. O conhecimento de sua função é limitado,

mas uma relação foi descrita entre a espessura da lâmina elástica e a motilidade do órgão à cobertura do peritônio (JUNQUEIRA; CARNEIRO, 2004).

Órgãos com movimentos peristálticos são cobertos pelo peritônio com uma lâmina elástica mais proeminente, enquanto a lâmina elástica é mais fina em órgãos estáticos. Em alguns órgãos, como o omento e bexiga, a lâmina elástica está ausente, embora não seja claro se isso é válido para omento maior e menor. O estroma submesotelial também pode ser descrito como “interstício”. Recentemente sugeriu-se que o interstício consiste macroscopicamente em espaços visíveis dentro dos tecidos através dos quais o contém fluxo de fluido intersticial. A camada submesotelial que recobre o interstício do mesentério comunica-se funcionalmente com a drenagem linfática do trato gastrointestinal. Essas informações são de importância clínica, por exemplo em doença inflamatória intestinal ou com respeito à propagação de células cancerosas. No mesentério, o tecido adiposo na camada submesotelial foi identificado como fonte de proteína C reativa (PCR). Esta proteína é amplamente utilizada como marcador de inflamação e anteriormente pensava-se que sua produção vinha exclusivamente do fígado (KASTELEIN *et al.*, 2019; BLACKBURN; STANTON, 2014; DI PAOLO; SACCHI, 1990). Na Figura 4 podemos observar as camadas do peritônio conforme sua disposição anatômica.

Figura 4—Representação esquemática do peritônio



Fonte: KASTELEIN, A. W. *et al.* Embryology, anatomy, physiology and pathophysiology of the peritoneum and the peritoneal vasculature. *Seminars in Cell and Developmental Biology*, v.92, p. 27-36, 2019.

Kastelein *et al.* (2019) definem que o peritônio é uma estrutura complexa com uma variedade de funções. Possui resposta em diversos processos patológicos, como formação de adesão, inflamação e câncer que são de considerável importância clínica. No entanto o papel exato do peritônio em condições patológicas ainda requer maiores elucidacões.

4.8.6 Peritonostomia

A peritonostomia tem sido recomendada para condições nas quais múltiplas intervenções são necessárias para controlar uma infecção intra-abdominal e o uso associado da tela evita a hipertensão abdominal, facilita a reintervenção, previne a evisceração e minimiza o dano da parede abdominal (DIOGO-FILHO *et al.*, 2004).

A peritonostomia também descrita na literatura como abdome aberto consiste em um procedimento emergencial no qual é realizada a abertura da musculatura abdominal em todas as suas estruturas até a visualização completa das estruturas abdominais, este procedimento tem como finalidade fazer a gestão destes órgãos, mantendo-os recobertos por algum dispositivo ou tela. Pode permanecer por dias e até semanas dependendo do quadro que levou o paciente a ser submetido ao procedimento cirúrgico. A causa mais recorrente é a síndrome compartimental abdominal, definida por um aumento da pressão intra-abdominal (> 20mmHg) (MAFFONGELLI *et al.*, 2020; PIO *et al.*, 2018).

Diferentes condições podem causar SCA:

- trauma, para o qual os pacientes precisam de infusões maciças de fluidos;
- queimaduras, especialmente se afetarem mais de 30% da superfície corporal;
- transplantes;
- condições abdominais, como ascite, hemoperitônio maciço retroperitoneal como pancreatite, fraturas pélvicas com sangramento, ruptura de um aneurisma da aorta abdominal;
- condições médicas como choque séptico e outros;
- condições envolvendo uma infusão maciça de fluidos.

A SCA é uma condição clínica progressiva que evolui com falência de órgãos, oligúria progressiva (redução do volume urinário), dificuldade respiratória com redução da saturação de oxigênio e também hipotensão, taquicardia, pressão venosa jugular alta, distensão venosa jugular, edema periférico, sinais de peritonismo ou hipoperfusão, alteração sensorial, inquietação ou acidose metabólica podem estar presente (CHAUDHRY; TIWARI,

2006).

O primeiro a descrever a técnica de uso do abdômen aberto com peritoniotomia, em uma peritonite generalizada foi provavelmente Andrew J. McCosh em 1897. No entanto, esta abordagem clínica para um paciente gravemente doente naquela época era incomum, embora novamente referido por Ogilvie em meados de 1940, só recentemente se tornou popular devido às demandas clínicas e o maior entendimento da repercussão sistêmica causada pela síndrome compartimental abdominal (RODRIGUES JR. *et al.*, 2015; VON BAHTEN; GUIMARÃES, 2006). Na Figura 5 visualiza-se o procedimento de peritoniotomia onde fica exposto o peritônio e na Figura 6 a confecção de tela para recobrimento deste peritônio com tela de PVC.

Figura5 –Peritoniotomia



Fonte: SIMÃO, T.S. *et al.* Curativo à vácuo para cobertura temporária de peritoneostomia. **ABCD. Arquivos Brasileiros de Cirurgia Digestiva**, v. 26, n. 2, p. 147-150, 2013.

Figura 6 –Peritoniostomia com confecção de tela de PVC



Fonte: SIMÃO, T. S. *et al.* Curativo à vácuo para cobertura temporária de peritoneostomia. **ABCD. Arquivos Brasileiros de Cirurgia Digestiva**, v. 26, n. 2, p. 147-150, 2013.

A utilização de fechamento temporário da parede abdominal sem tensão, facilita o acesso à cavidade peritoneal em futuras reoperações. O curativo ideal para ser utilizado como fechamento temporário deve conter as vísceras intra-abdominais, protegê-las contra injúrias mecânicas, impedir o ressecamento das alças, impedir a contaminação da cavidade peritoneal e a perda de fluídos, causar mínima lesão nas paredes abdominais, possuir custo aceitável e, se possível, reduzir o edema visceral (SIMÃO *et al.*, 2013).

Frente a essa necessidade do fechamento temporário e a ausência de um material consolidado no mercado, esta pesquisa buscou elaborar e caracterizar uma tela que obtivesse as características necessárias frente à demanda da peritoniostomia.

5 MATERIAIS E MÉTODOS

5.1 MATERIAIS UTILIZADOS

Para confecção da tela utilizou-se blenda de Polipropileno H301 produzido pela Braskem[®] e Elastômero produzido pela Dow[®] (Polyolefin ENGAGE C2C8) em diferentes concentrações até se chegar a um material que apresenta as características de resistência e flexibilidade, todos as diferentes concentrações de blendas poliméricas passaram por análise. Analisou-se também o Polipropileno e Elastômero puro de forma isolada para verificar se os mesmos não perderiam suas características durante o processo de aplicação de calor e fusão.

5.2 PREPARAÇÃO DA BLENDA

Para o preparo das blendas primeiramente foi realizada a mistura de grãos de polímeros de acordo com as proporções citadas na Tabela 1. Após a mistura os grânulos foram colocados em misturador tipo helicoidal, para promover uma melhor homogeneização dos materiais envolvidos.

Tabela 1 –Proporção de biomateriais para elaboração de Blenda

Amostras	Blenda Utilizada		
Polipropileno (PP)	10%	20%	30%
Elastômero	90%	80%	70%

Fonte: O autor

Em seguida as misturas foram colocadas ainda em forma de grãos na extrusora, a qual tem finalidade de realizar o processo de fusão e homogeneização do material levando-se em consideração vazão, pressão e temperatura. Os polímeros nas suas diferentes misturas foram colocados na extrusora mono rosca BGM, através de um funil de alimentação para produção de amostras em forma cilíndrica, com 26mm de diâmetro das roscas, seguindo as temperaturas de apresentadas na Tabela 2 e na Figura 7 e no fluxograma da Figura 8, onde: Rotações por Minuto (RPM), Zona 1 Pilão (Z1) consiste na temperatura do alimentador da extrusora, Zona 2 Pilão (Z2) temperatura de resistência interna 2, Zona 3 Pilão (Z3), temperatura de resistência interna 3, Zona Espaguete, temperatura de saída da blenda.

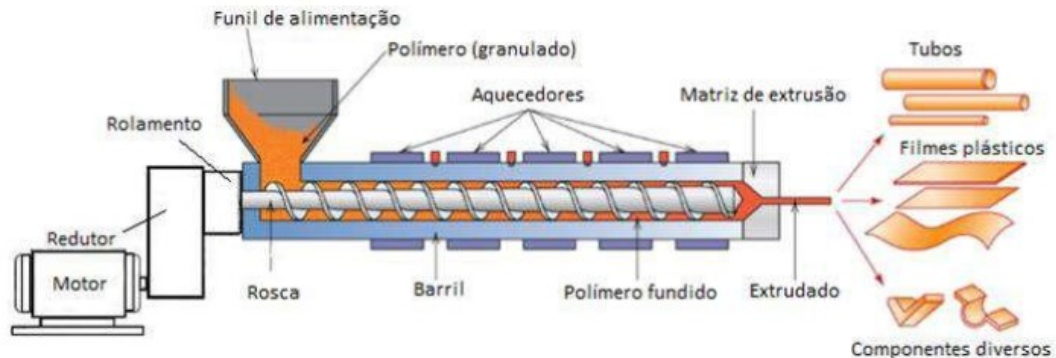
Foi utilizando extrusora do laboratório multiusuário de materiais da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR) Campus Curitiba.

Tabela2 –Temperaturas de Extrusão

Amostra	RPM	Z1 Pilão	Z2	Z3	Z Espaguete
PP 10% + Elastômero 90%	321	107°C	183°C	192°C	105 °C
PP 20% + Elastômero 80%	321	107°C	183°C	192°C	105 °C
PP 30% + Elastômero 70%	321	107°C	183°C	192°C	105 °C

Fonte: O autor

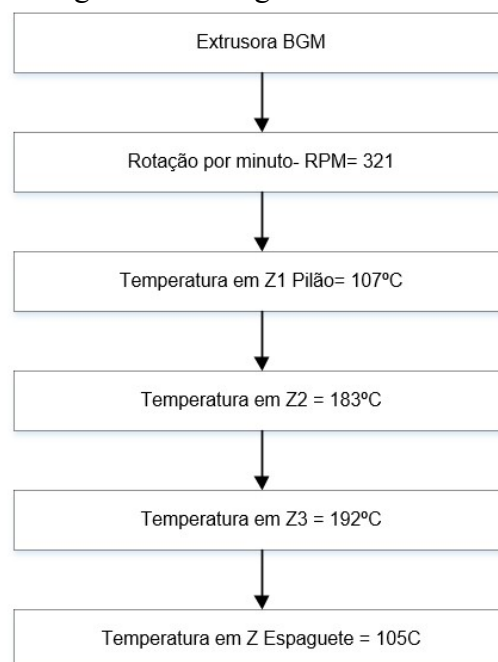
Figura 7 –Extrusora



Fonte: BENK MACHINERY. **Plastic pipe extrusion machine**. Disponível em: <https://www.benkpm.com/plastic-pipe-extrusion-machine/>. Acesso em: 25 mar. 2021.

De acordo com a Figura 7, no funil de alimentação a temperatura foi de 107°C, os aquecedores foram definidos Z1 com 183°C, Z2 192°C e o material extrusado Z (espaguete) com temperatura de 105°C.

Figura 8 –Fluxograma extrusora

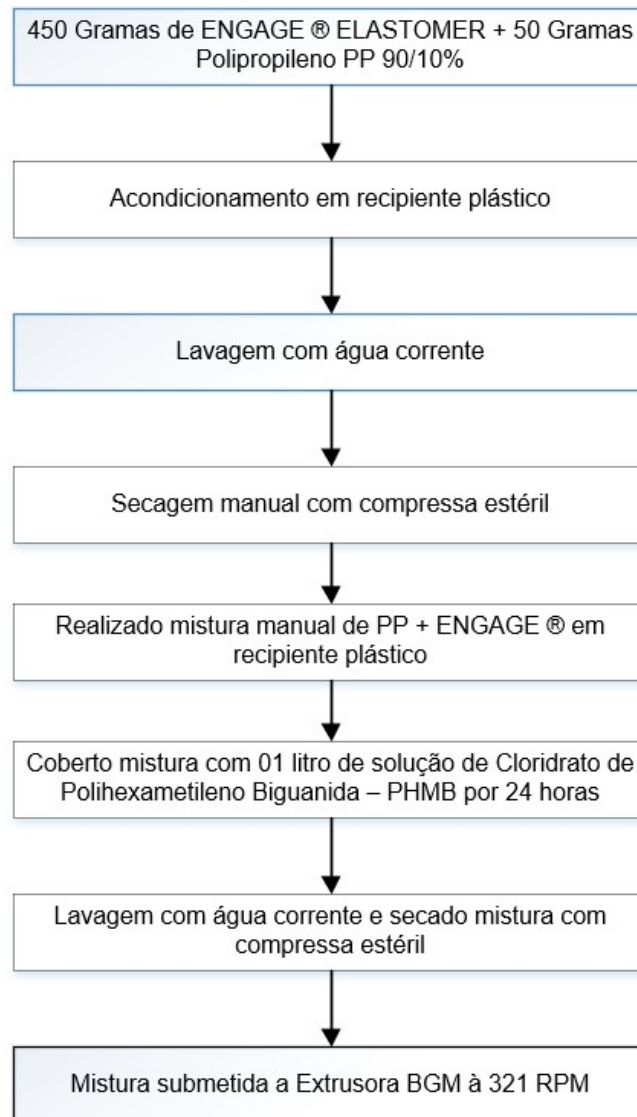


Fonte: O autor

5.3 FLUXOGRAMAS DO PREPARO DAS BLENIDAS EM SUAS DIFERENTES CONCENTRAÇÕES

A Figura 9 refere-se ao fluxograma o qual foi seguido para elaboração das blendas na proporção 90% Elastômero e 10% Polipropileno; as demais concentrações de 80% Elastômero e 20% Polipropileno utilizou-se 400 gramas de elastômero e 100 gramas de polipropileno e a concentração 70% Elastômero e 30% Polipropileno utilizou-se 350 gramas de elastômero e 150 gramas de polipropileno, sendo que o mesmo processo foi utilizado para as diferentes concentrações. As figuras 10, 11 e 12 demonstram o resultado do material após o processo de extrusão.

Figura 9 – Fluxograma do preparo Blenda polimérica na proporção: 90% Elastômero e 10% Polipropileno



Fonte: O autor

Figura 10 –Blenda após extrusora: 90% Elastômero e 10% Polipropileno



Fonte: O autor

Figura 11 –Blenda após extrusora: 80% Elastômero e 20% Polipropileno



Fonte: O autor

Figura 12 –Blenda após extrusora: 70% Elastômero e 20% Polipropileno



Fonte: O autor

5.4 MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA (MEV)

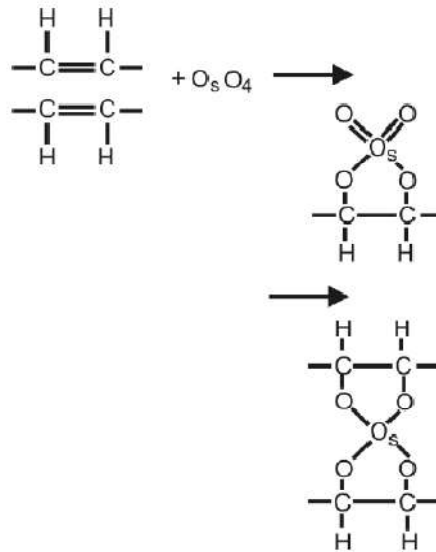
Para realização da microscopia eletrônica de varredura (MEV) das blendas após o processo de extrusão, adicionou-se amostras em nitrogênio líquido (N_2) por aproximadamente uma hora, com temperatura aproximada de $-196^\circ C$. O método é adotado para que seja realizado fratura criogênica das amostras, e assim seja analisado o interior do polímero sem que ocorra deformação. Busca-se observar a morfologia original e se os materiais se fundiram completamente formando um novo material ou se estes estão separados quimicamente.

A MEV foi realizada com equipamento MIRA3 TESCAN do laboratório multiusuário da UEPG. Cada amostra foi recoberta com ouro e foi analisada com aumento de 75 vezes até 5000 vezes, para análise de homogeneidade dos polímeros em aumentos menores e em aumentos maiores para verificar a presença ou ausência de porosidades.

Tingimento químico: a principal limitação encontrada na aplicação da microscopia eletrônica no estudo de polímeros é fruto do pouco contraste decorrente das baixas flutuações de densidade eletrônica entre os constituintes da amostra. Os tipos mais comuns de agentes de tingimento utilizados em polímeros são o tetróxido de ósmio e o rutênio, no entanto possuem baixa penetração principalmente no PP. A Figura 13 demonstra a reação química de impregnação do tetróxido de ósmio (CANEVAROLO JR., 2017; DEDAVID; GOMES;

MACHADO, 2007;MOORE, 1996).

Figura 13 –Ligação química da impregnação de Tetróxido de Ósmio



Fonte: CANEVAROLO JR., S. V. (org.).**Técnicas de caracterização dos polímeros**. 3. reimp. São Paulo: Artliber, 2017. p. 42.

As amostras foram acondicionadas em ácido fosfotungstênico (PTA) com uma concentração de 5% por 24 horas, para posterior análise de MEV.

Figura 14 –Amostra polimérica impregnada com PTA 5% e recoberta com ouro



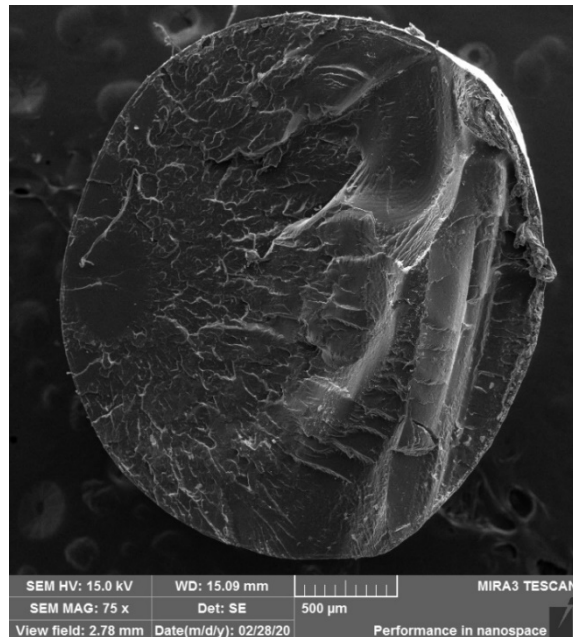
Fonte: O autor

Conforme observa-se na Figura 14 a coloração mais amarelada não provém do PTA e sim da cobertura do corpo de prova com ouro (Au), o que é protocolo para análise da MEV.

Para Canevarolo Jr. (2017) o ácido fosfotungstênico (PTA) tem sido relacionado na literatura como exemplo de tingimento em polímeros semicristalinos o que fica evidenciado

na Figura 15.

Figura 15 –Análise em MEV de amostra polimérica impregnada com PTA 5%. Aumento 75x



Fonte: O autor

5.5 MOLDAGEM POR PRENSA HIDRÁULICA AQUECIDA

Após passagem por extrusora, os polímeros foram submetidos à prensa hidráulica SCHWING® SIWA para formação de películas em forma de discos, todos os materiais em formas de blendas e os materiais puros foram submetidos à prensagem. Utilizou-se aproximadamente 20 gramas de cada polímero em cada prensagem. A prensa foi previamente aquecida a temperatura de 140°C. Cada material foi submetido a uma pressão de aproximadamente 3,5 toneladas por cerca de 2 minutos com a finalidade de formar películas de espessura uniforme entre 250 µm e 400 µm. Levou-se em consideração que materiais com maior concentração de polipropileno PP necessitam de 4 toneladas de pressão para obter a espessura desejada para análise de tração. As Figuras 16 e 17 demonstram a prensa hidráulica e o manômetro de pressão que podem realizar prensagem utilizando até 30 toneladas de pressão. As Figuras 18, 19 e 20 referem-se as películas formadas após prensagem hidráulica aquecida nas diferentes concentrações.

Figura 16 –Manômetro de pressão prensa hidráulica 0 a 30 toneladas



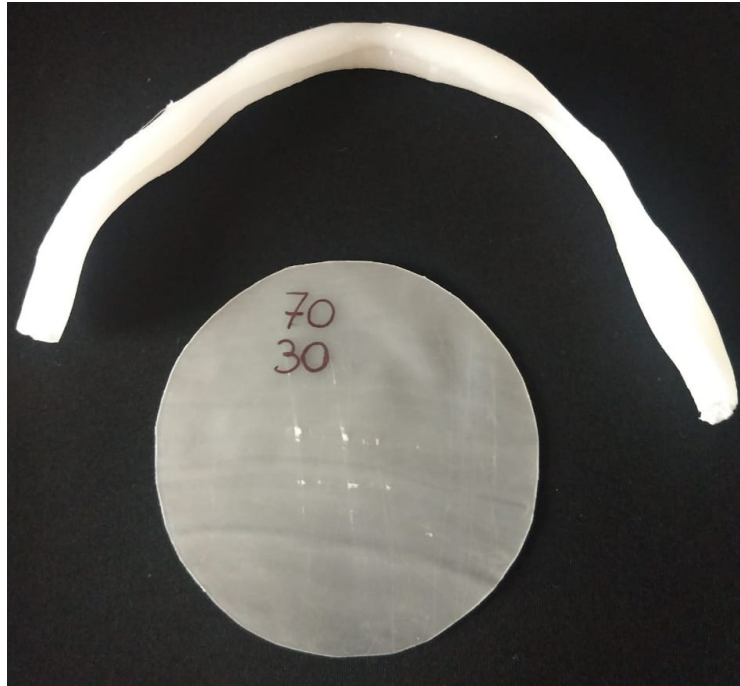
Fonte: O autor

Figura 17 –Prensa HidráulicaAquecida



Fonte: O autor

Figura 18 –Corpo de prova e Tela na proporção de:70% Elastômero e 30%PP



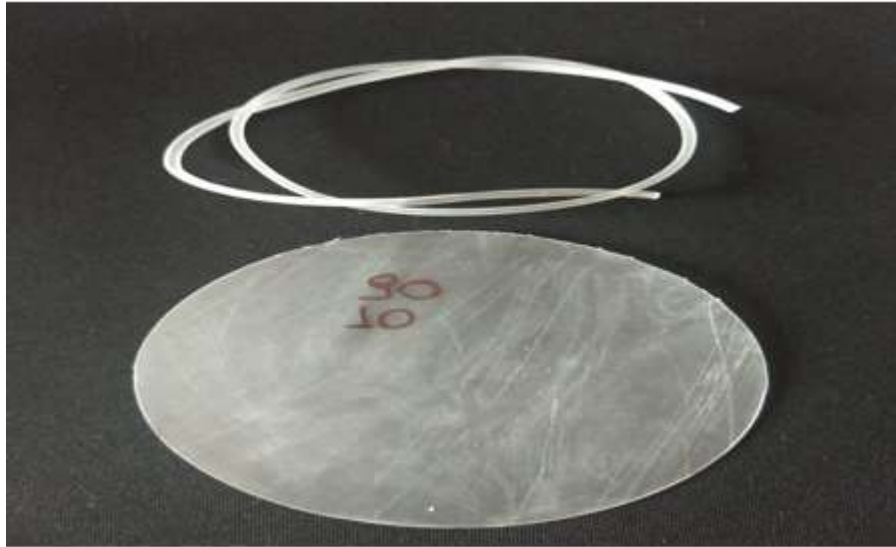
Fonte: O autor

Figura 19 –Corpo de prova e Tela na proporção de: 80% Elastômero e 20% PP



Fonte: O autor

Figura 20 –Corpo de prova e Tela na proporção de: 90% Elastômero e 10% PP



Fonte: O autor

Todas as telas produzidas nas diferentes concentrações e com material puro serviram de base para produção de corpos de prova para teste de tração mecânica.

5.6 PROPRIEDADE MECÂNICA – TRAÇÃO

O método de tração baseou-se nas normas da Standard Test Method for Tensile Properties of Thin Plastic Sheeting (ASTM D882-02). Este método de teste, determina as propriedades de tração de plásticos na forma de folhas finas, incluindo filmes com menos de 1,0 mm de espessura (ASTM INTERNATIONAL, 2021).

O ensaio de tração é o ensaio mais utilizado na caracterização mecânica dos polímeros. Avalia-se a deformação dos materiais, onde a deformação elástica: é reversível, quando a carga é retirada, o material volta às suas dimensões originais. E avalia a deformação plástica, que é irreversível, quando a carga é retirada, o material não recupera suas dimensões originais (GARCIA; SPIM; SANTOS, 2000; CALLISTER JR., 2000): As propriedades de tração podem ser utilizadas para fornecer dados para pesquisa e desenvolvimento e projetos de engenharia, bem como controle de qualidade e especificação. Este método de teste fornece dados para identificação e caracterização de materiais para fins de controle e especificação. Propriedades de tração podem variar com a espessura da amostra, método de preparação, velocidade do teste, tipo de garras usadas e maneira de medir a extensão.

Para análise de tração foram confeccionadas 15 amostras de cada polímero para verificar a elasticidade e deformação tanto na sua forma pura como em forma de blenda.

O condicionamento dos corpos de prova baseou-se nas normativas da ASTM D882-02 2002 onde devem ser acondicionados em temperatura de $23 \pm 2^\circ\text{C}$ e $50 \pm 5\%$ com umidade relativa por não menos de 40 horas antes do teste. As condições de teste também basearam-se nas normativas da ASTM e devem ser conduzidas em temperatura de $23 \pm 2^\circ\text{C}$ e $50 \pm 5\%$ de umidade relativa.

Após a confecção dos corpos de prova, todos estes foram medidos com micrômetro para avaliar a espessura, sendo a unidade definida por micrômetro (μm), para devidos ajustes na análise pois os corpos de prova não obtiveram a mesma espessura após a prensagem hidráulica. Os testes foram realizados utilizando equipamento de ensaio de tração SHIMADZU AG-1 10 kN (Tóquio-Japão) Figura 21, onde regulou-se uma tração de 50 milímetros por minuto para verificar ponto de fratura e deformação do material analisado, todas as amostras foram analisadas através do programa Trapezium 2 pelo método Wizard. Os corpos de prova foram retirados das placas previamente prensadas e seguiram a mesma normatização da ASTM onde define o tamanho das amostras de 0.5 mm X 50mm, conforme a Figura 22.

Figura 21 –Equipamento de ensaio de Tração SHIMADZU AG-1



Fonte: O autor

Figura 22 –Corte e corpo de prova para ensaio de tração (0,5 mm x 50 mm)



Fonte: O autor

5.7 ANÁLISES REOLÓGICAS

O perfil reológico das amostras foi determinado em reômetro híbrido Discovery DR2 TA-Instrumentals demonstrado na Figura 23. Previamente às análises reológicas, foi determinada a inércia (calibração do equipamento) para descontar os valores das forças centrífugas e centrípetas geradas durante os experimentos. As análises reológicas foram realizadas em atmosfera inerte de gás nitrogênio, sob fluxo de 10 mL/min.

Figura 23 –Testes de viscosidade complexa em reômetro



Fonte: O autor

As análises foram realizadas em triplicata. Utilizou-se um disco plano de 40mm com temperatura constante de 170°C. Foi aplicado aproximadamente 20 gramas dos seguintes polímeros para cada análise: PP (puro); Elastômero puro (Polyolefin); Blenda polimérica na concentração 90/10% Elastômero (Polyolefin) e PP; Blenda polimérica na concentração 80/20% Elastômero (Polyolefin) e PP; Blenda polimérica na concentração 70/30% Elastômero (Polyolefin) e PP. Os materiais foram submetidos a testes de: viscosidade linear, viscosidade complexa (módulo de perda e de armazenamento), teste de tensão e cisalhamento o qual tem a finalidade observar a taxa de deformação e avaliar as características e comportamento do fluido frente a forças externas.

Para analisar este comportamento, foi ajustado o reômetro para temperatura constante de 170°C, com tempo de imersão de 30 segundos, tensão de 0,5, varredura logarítmica com frequência angular de 0,1 a 100 rad/seg e 5 pontos por década. Os resultados foram representados graficamente através de módulo de armazenamento G' e módulo de perda G'' de acordo com a frequência angular.

Por meio do gráfico G' versus G'' , pode-se obter informações acerca das características viscosa e elástica de polímeros. Para isso, traça-se uma reta (imaginária), $G'=G''$, que divide o gráfico em duas partes: acima da reta, $G'>G''$, o material apresenta comportamento mais elástico do que viscoso; abaixo da reta, $G'<G''$, o material apresenta comportamento mais viscoso (BRETAS; D'ÁVILA, 2005).

5.8 ANÁLISES TÉRMICAS – CALORIMETRIA EXPLORATÓRIA DIFERENCIAL

Para análise térmica foi utilizado o equipamento, LABSYS EVO DTA/DTC/Setaram Instrumentation, Caluire, France, do laboratório multiusuário da UNICENTRO-Campus Guarapuava-PR, as amostras de 5 mg de cada blenda foram acondicionadas em cadinho de alumina e foram aquecidas a uma taxa constante de 10°C por minuto, de 20°C a 600°C, sob fluxo de nitrogênio (50 mL.min) de forma constante. Fez também um teste de comparação de curva térmica, através da análise de cadinho de alumina com amostra e para comparação utilizou-se cadinho de alumina vazio.

Para determinar os parâmetros característicos da fusão das blends seguiu-se a temperatura de fusão do PP que na literatura baseia-se entre 160° a 170°C, pois o elastômero possui temperatura de fusão menor aproximadamente 35°C, foi realizado um aquecimento entre 30°C e 200°C com uma rampa de temperatura de 10°C/min. Os seguintes valores foram

determinados para cada amostra: temperatura de início de fusão (T_{onset}), tomada como a interseção da encosta do pico endotérmico com a sua base; temperatura de fusão (T_f), tomada como pico endotérmico máximo e entalpia (quantidade de energia liberada em uma determinada reação) de fusão (ΔH_f), correspondendo à área do pico endotérmico (BERNAL *et al.*, 2002).

5.9 LIMPEZA E ESTERILIZAÇÃO

A limpeza é uma etapa fundamental no processamento de qualquer artigo, pois é o procedimento mecânico que reduz a carga microbiana e a quantidade de matéria orgânica no material que será submetido à esterilização. A presença de elevada carga microbiana ou mesmo de sujidades podem comprometer a eficiência da esterilização (BRASIL, 2012).

Previamente ao processo de esterilização as telas de blendas foram limpas com solução de cloridrato de polihexametileno biguanida (PHMB), a qual possui características de agente antimicrobiano de amplo espectro de ação: bactericida (Gram-positivo, Gram-negativo) e virucida. Sua atividade é mantida na presença de matéria orgânica. Possui alta solubilidade em água, baixa corrosividade, baixa toxicidade e baixa formação de espuma. Possui como mecanismo de ação: ruptura da membrana citoplasmática e precipitação das substâncias celulares (SILVA *et al.*, 2005). A versatilidade no uso do PHMB é verificada no estudo de Ali e Wilson (2017), que impregnaram as luvas com polihexametileno biguanida, e observaram uma menor veiculação microbiana para outras superfícies quando comparadas com luvas sem a substância. Assim ficou evidenciado que o uso de PHMB é efetivo na prevenção da disseminação microbiana.

As blendas foram submetidas ao método de esterilização por óxido de etileno (ETO) que é um agente químico de alta eficiência no que se refere a esterilização de artigos médico-hospitalares, age à baixas temperaturas e possui alto poder de penetração, sem ser corrosivo. Trata-se de um gás incolor, de poder virucida, bactericida, fungicida, mais pesado que o ar, volátil, extremamente tóxico, inflamável e explosivo na presença de ar ou oxigênio, solúvel em água, éter, cetona e em pH ácido (SILVA *et al.*, 2005). As etapas do processo de esterilização com o ETO incluem limpeza, desinfecção, acondicionamento, esterilização e validação.

5.10 CULTURA MICROBIOLÓGICA

A análise microbiológica foi realizada no laboratório de microbiologia do Hospital Universitário Regional dos Campos Gerais (HURCG), o processo foi realizado em duas etapas para cultura microbiológica: **1ªEtapa** as telas de blendas foram limpas com solução Cloridrato de Polihexametileno Biguanida PHMB, em seguida foram fragmentadas e colocadas em caldo de cultura Brain Heart Infusion Broth (BHI) o qual em sua fórmula possui nutrientes de cérebro e coração, o que justifica seu nome. Além dessas substâncias, há dextrose e peptona: a dextrose é uma fonte de carboidrato utilizada por microrganismos no processo de fermentação, enquanto a peptona fornece nitrogênio, vitaminas, enxofre e carbono para esse tipo de cultura. Esses fragmentos permaneceram por 72 horas em imersão de BHI, após o foram colocadas as amostras em placas de ágar (produto proveniente de algas marinhas) o qual contém em sua composição: extrato de carne 3 g - Peptona 5 g - ágar realizada 15 g - Água destilada e pH: 6,8 +/- 0,2. Pela disponibilidade foi utilizado a placa contendo ágar Chocolate que apesar de ter mais afinidade de crescimento de microrganismos como *Haemophilus spp.*, *Neisseria spp.*, *Branhamella catarrhalis* e *Moraxella spp.*, por ser um meio de cultura bastante rico em nutrientes crescem diversos microrganismos (SOCIEDADE BRASILEIRA DE PATOLOGIA/MEDICINA LABORATORIAL, 2015; BRASIL, 2013).

O mesmo processo caracterizado como **2ªEtapa** se deu após o processo de esterilização das blendas, observando que todas as placas foram previamente limpas com solução de PHMB e submetidas ao processo de esterilização por óxido de etileno (ETO).

6 RESULTADOS E DISCUSSÃO

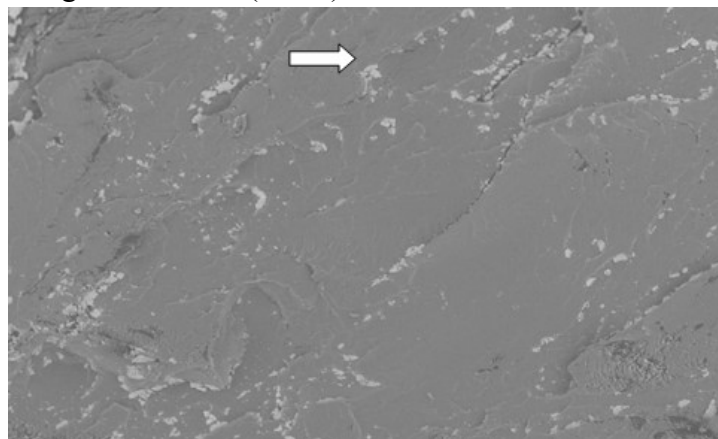
Das diferentes películas produzidas, a blenda que apresentou melhor característica de flexibilidade foi a proporção de 90 % Elastômero e 10% PP, com um custo médio de R\$ 0,42 por tela de 12 X 12 cm e espessura de 250 µm. Os polímeros tanto em sua forma pura como em forma de blends foram analisados e caracterizados através de microscopia eletrônica de varredura (MEV), análise tração, reologia, análise térmica (DSC) e submetidos ao processo de limpeza, esterilização e cultura microbiológica.

6.1 ANÁLISE E CARACTERIZAÇÃO POR MEV

Os resultados das telas em suas diferentes concentrações não apresentaram diferenças nas suas características físicas e químicas, bem como tiveram similaridade nas análises. Sendo assim os dados abaixo serão discutidos utilizando a concentração 90% Elastômero e 10% PP, pois pela análise do pesquisador essa concentração obteve característica de boa flexibilidade e elasticidade similar ao silicone que desde o início da pesquisa buscou-se por essa característica dado ao fato que materiais mais rígidos e irregulares causam maior reação inflamatória tecidual. As demais concentrações com maior proporção de PP (20% e 30%) produziram telas mais rígidas, no entanto foram comparadas entre elas em ensaios relatados neste trabalho.

Na análise de microscopia eletrônica por varredura (MEV) pode-se observar ausência de porosidade em todas as concentrações de telas e a fusão parcial dos polímeros, onde os pontos claros referem-se ao PP (seta branca), também observa-se que o ácido fosfotúngico teve boa impregnação no elastômero conforme evidencia-se na Figura 24.

Figura 24 –Tela (90/10), aumentada 500x em MEV



Notas: Na imagem, observa-se formação de uma blenda heterogênea e ausência de porosidade. Ponta Grossa (PR), Brasil, 2020

O tamanho ou a presença de poros de uma tela cirúrgica está diretamente relacionado com a reação tecidual gerada após a sua implantação. Independentemente do polímero empregado na construção da prótese é o tamanho do poro que determina a resposta inflamatória e fibrótica, sendo mais intensa quanto menores forem os poros da tela, essa afirmativa é justificada pela redução significativa na reação tecidual ao corpo estranho o que foi observado com telas de polipropileno com poros de diferentes tamanhos (HUBER *et al.*, 2012; BROWN; FINCH, 2010).

De acordo com a International Union of Pure and Applied Chemistry (IUPC), materiais porosos são classificados em três categorias segundo o diâmetro de seus poros, sendo microporosos os materiais com diâmetro de poro menor que 2nm, mesoporos com diâmetro de poro entre 2 e 20nm e macroporosos cujo diâmetro de poro é superior a 50 nm (KUMAR; MALIK; PUROHIT, 2017).

Neste estudo, conforme análise de MEV e evidenciado na Figura 24, observou-se que as telas confeccionadas não possuem porosidades, o que a torna um material mais promissor para ser aplicado em peritoniostomias, sendo que a poros em telas são fatores determinantes para induzir à processos inflamatórios, e se pensando em um material que ficará sobre vísceras abdominais, o que se busca em relação à estas telas que, sua composição ou suas características não sejam agentes causadoras de resposta inflamatória.

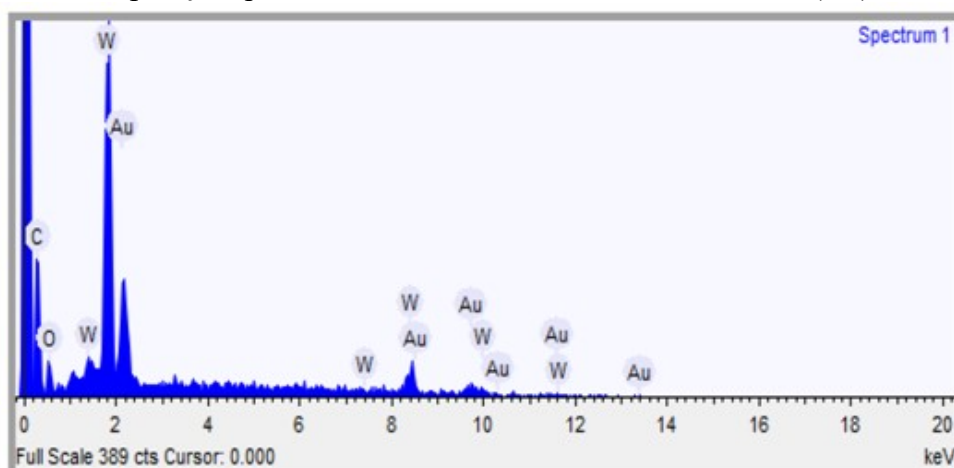
A tela de polipropileno de forma isolada frequentemente é utilizada tanto em peritoniostomias como em reparo de hérnias abdominais (neste procedimento utiliza-se uma tela microporosa o qual induz à uma maior resposta inflamatória). As principais reações teciduais desencadeadas pela tela de polipropileno são: reação granulomatosa do tipo corpo estranho, reação inflamatória crônica e fibrose exacerbada. Entretanto, quando em contato com os órgãos intra-abdominais, atela é associada ao aumento da incidência de aderências. O mecanismo de aderência atribuído a esse tipo de tela é o preenchimento das irregularidades de sua superfície por grande extensão de tecido adiposo, além do mecanismo inflamatório associado à lesão cirúrgica. A principal complicação da formação de aderências devido ao uso de material sintético (telas) em peritoniostomias é o aparecimento de fistulas, seroma e obstrução intestinal, diante disso busca-se o uso de telas com menor irregularidade ou porosidades (DIOGO-FILHO *et al.*, 2004).

Em um estudo experimental conduzido por Claudio, Diogo Filho e Mamede Filho

(2006), submeteu-se 3 grupos de ratos wistar à peritoniotomia para avaliação de resposta frente à polímeros utilizados de forma isolada ou em associação, foram divididos em 3 grupos sendo: 1º grupo controle; 2º grupo de ratos submetidos a peritoniotomia com cobertura de tela de polipropileno; 3º grupo de ratos submetidos a peritoniotomia com cobertura de tela de polipropileno revestida de látex. O resultado encontrado foi de menor incidência de aderências foi no grupo 3, onde ocorreu impregnação de látex na tela de polipropileno com um $p < 0,05$, o que demonstra que o polipropileno de forma isolada tem uma tendência maior à resposta inflamatória tecidual, sendo a aderência uma das complicações mais recorrentes da peritoniotomia.

Na análise dos componentes químicos identificadas na MEV, conforme Figura 25, a maior concentração e peso na amostra foi de carbono (C) 36.616% e 81.108% respectivamente. Tal característica é pertinente não só em materiais poliméricos, mas em praticamente todas as substâncias orgânicas, seguido do oxigênio (O) com peso de 6.512% e concentração atômica de 10.829%. Nota-se também a presença de Tungstênio (W) com um peso de 39.533% da amostra e concentração atômica de 5.721%, salientando que o tungstênio foi encontrado na amostra pelo processo de impregnação e tingimento das amostras com uso de ácido fosfotungstênico (PTA) para análise de microscopia eletrônica. A presença de ouro (Au) com peso de 17.339% e concentração atômica de 2.342% decorrente do recobrimento da amostra para análise de MEV.

Figura25 –Composição química na blenda Polimérica. Ponta Grossa (PR), Brasil, 2020



Element	Weight %	Weight % σ	Atomic %
Carbon	36.616	1.478	81.108
Oxygen	6.512	0.955	10.829
Tungsten	39.533	1.301	5.721
Gold	17.339	1.313	2.342

Fonte: O autor

6.2 ANÁLISE DE TRAÇÃO

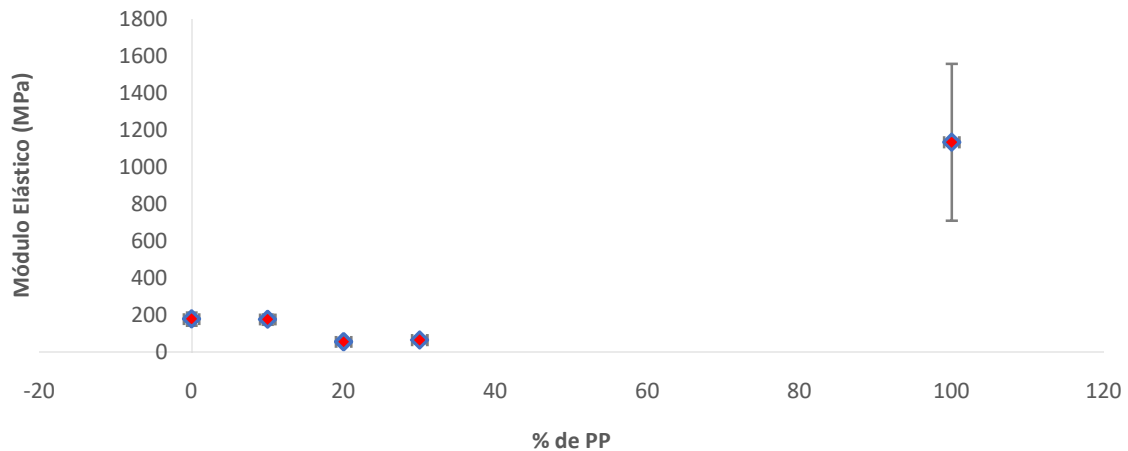
De acordo com a Tabela 3 e Gráfico 1 identificou-se que quanto maior a concentração de PP menor é o módulo de elasticidade. Conforme foi sendo adicionado elastômero nas telas obteve-se aumento da característica elástica. Na concentração 90% Elastômero e 10% PP, a média elástica foi de 178,89 (MPa) em relação a concentração 70% Elastômero e 30% PP que foi de 65,69(MPa), o que demonstra que a tela 90/10 possui maior módulo de elasticidade em relação às demais blendas. Essa análise permite dizer que a tela pode suportar mais pressão na sua área ao ser comparado com peritônio animal, Camargo *et al.* (2014) identificou que peritônios de pacas possuem uma capacidade de elástica de alongamento em média de 9 (MPa), já para Guimarães (2006) em peritônio de bovinos a média de elástica foi de 18,43 (MPa). Assim podemos dizer que a tela 90/10 possui alta elasticidade quando confrontada com a peritônio biológico, isso permite absorver uma grande quantidade de pressão em sua superfície sem que haja alteração estrutural.

Tabela3 – Valores referentes à análise do módulo Elástico (MPa) das blendas em diferentes concentrações, expressos em média e desvio padrão \pm . Ponta Grossa (PR), Brasil, 2021

	% de PP	\bar{x}	D. P.
Elastômero Puro	0	178,89MPa	$\pm 34,76$
	10	176,88 MPa	$\pm 27,41$
	20	55,68 MPa	$\pm 9,34$
	30	65,69 MPa	$\pm 18,79$
PP puro	100	1134,18MPa	$\pm 423,78$

Fonte: O autor

Gráfico1 – Módulo Elástico (MPa) das blendas em diferentes concentrações, com barra maior de Desvio Padrão dependente da % PP. Ponta Grossa (PR), Brasil, 2021



Fonte: O autor

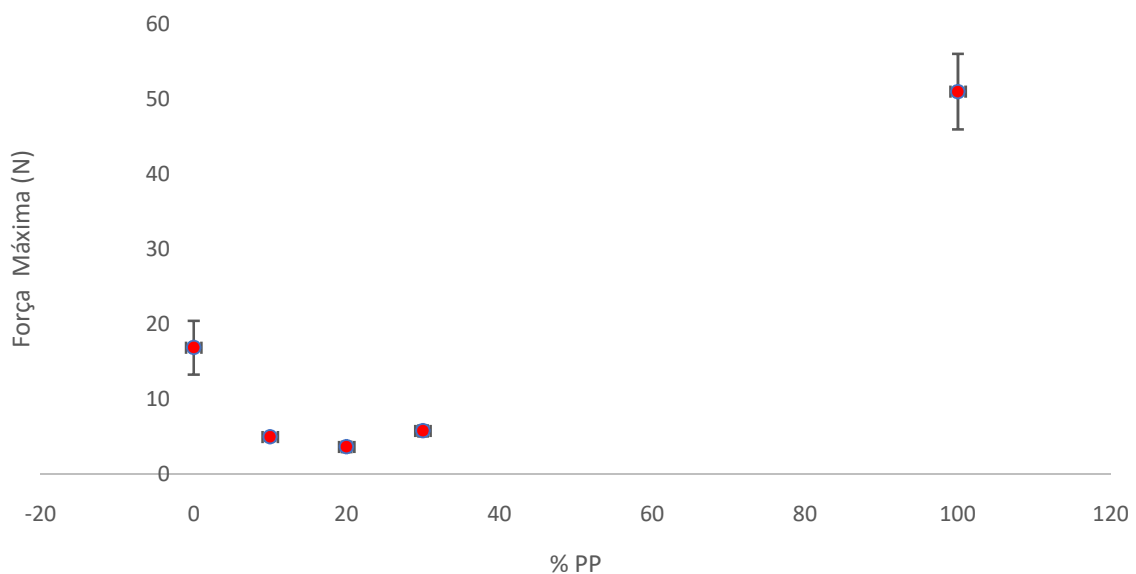
A Tabela 4 e o Gráfico 2 demonstram a Força Máxima (Stress) (N) o qual as blendas podem suportar até o ponto de sua fratura. Observa-se nos resultados onde o elastômero puro teve uma força máxima de 16,87N, e a medida que vai sendo adicionado PP na mistura, cria-se uma interface com adesão fraca entre os dois materiais, o que acaba diminuindo a resistência da mistura, isso evidencia-se na a concentração 90% elastômero e 10% PP, o qual suportou uma força máxima média de 4,96N, já o PP em sua forma pura obteve uma força máxima média foi de 51,03N. No estudo conduzido por Ultrabo (2019) ao analisar tela de polipropileno microporosa, o mesmo identificou uma força máxima em média de 32,32N, o que indica que materiais com característica mais viscosa como o PP puro possuem uma força máxima maior em relação aos materiais com características elásticas. Ao analisarmos e compararmos as telas frente ao peritônio animal, no estudo realizado por Camargo *et al.* (2014) avaliaram a força máxima de peritônios de pacas sendo que o valor médio foi de 3,35N. Já Guimarães (2006), ao realizar os testes em peritônio bovino a fresco identificou uma força máxima média de 3,73N. Através desta análise pode-se observar que existe similaridade entre o peritônio animal e a blenda 90% elastômero e 10% PP, sendo que esta composição podem suportar uma maior pressão sobre sua superfície em relação ao peritônio fisiológico, sem que ocorra sua ruptura, assim demonstra-se uma característica imprescindível para que seja evitada uma das complicações da peritonostomia que é a evisceração por ruptura de telas.

Tabela 4 –Valores referentes à análise da Força Máxima (N) das blendas em diferentes concentrações expressos em média e desvio padrão \pm . Ponta Grossa (PR), Brasil, 2021

	% de PP	\bar{X}	D.P.
Elastômero Puro	0	16,87N	$\pm 3,59$
	10	4,96N	$\pm 0,49$
	20	3,63N	$\pm 0,66$
	30	5,76N	$\pm 0,71$
PP puro	100	51,03N	$\pm 5,03$

Fonte: O autor

Gráfico 2 –Tensão Máxima (N) das blendas em diferentes concentrações com barra maior de Desvio Padrão dependente da % PP. Ponta Grossa(PR), Brasil, 2021



Fonte: O autor

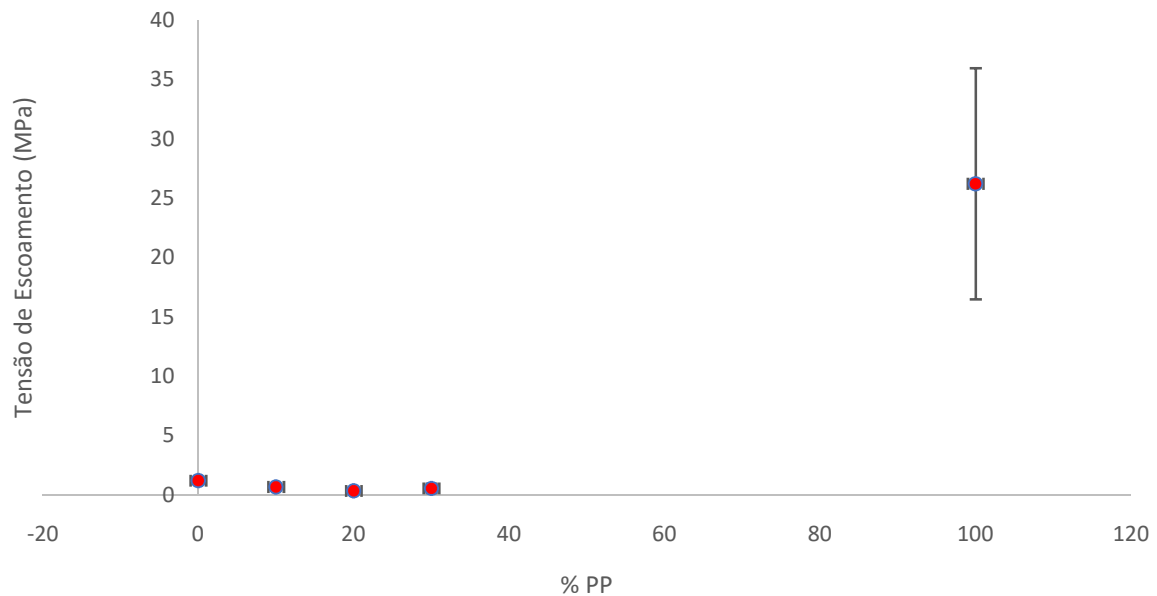
A Tabela 5 e o Gráfico 3, refere-se a análise de Tensão de Escoamento (MPa), que avalia como se mantém o comportamento elástico das amostras. No comparativo entre as blendas 90% elastômero e 10% PP, obteve uma média 0,68 (Mpa), em relação a concentração 70% elastômero e 30% PP que foi de 0,56 (MPa). Essa análise demonstra que a tela com concentração 90% elastômero e 10% PP possui uma melhor capacidade de retornar a sua forma inicial quando submetida a situações de tensão, assim ela mantém por mais tempo o seu comportamento elástico em comparação ao comportamento plástico (que é quando o material não retorna à sua forma inicial, ou seja ele sofre deformação) (MACHADO *et al.*, 2017; CALLISTER JR., 2000).

Tabela5 – Valores referentes à análise da Tensão de Escoamento (MPa) das blendas em diferentes concentrações expressos em média e desvio padrão \pm . Ponta Grossa (PR), Brasil, 2021

	% de PP	\bar{x}	D.P
Elastômero Puro	0	1,21 MPa	$\pm 0,26$
	10	0,68 MPa	$\pm 0,07$
	20	0,35 MPa	$\pm 0,10$
	30	0,56 MPa	$\pm 0,39$
PP puro	100	26,22MPa	$\pm 9,72$

Fonte: O autor

Gráfico 3 – Tensão de Escoamento (MPa) das blendas em diferentes concentrações, com barra maior de Desvio Padrão dependente da % PP. Ponta Grossa (PR), Brasil, 2021



Fonte: O autor

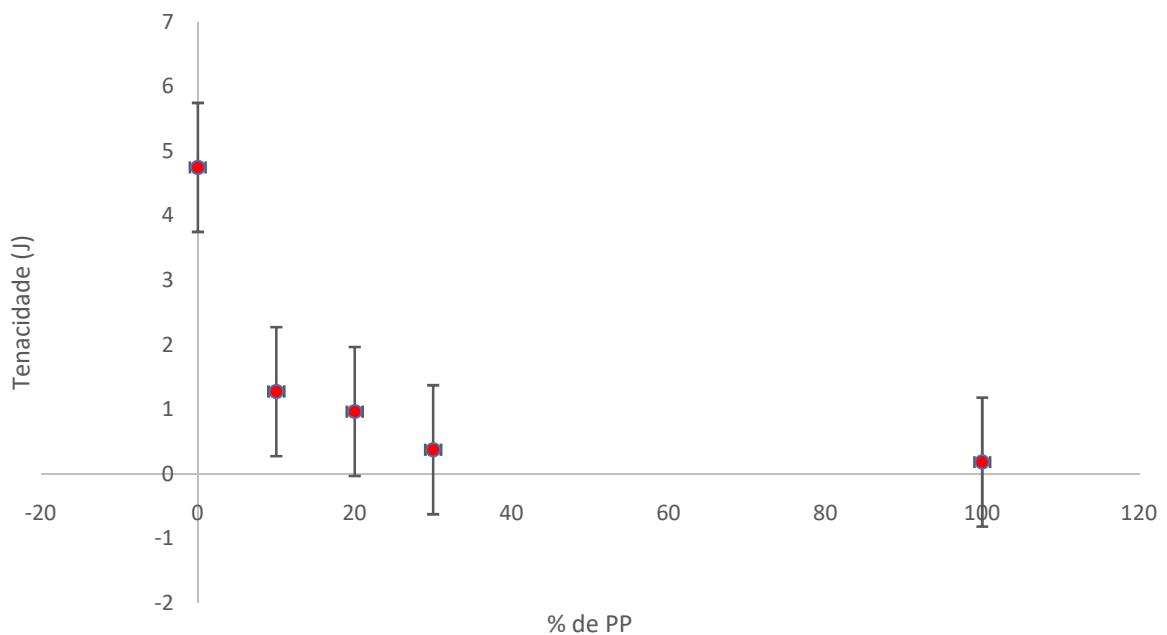
Através da análise da Tenacidade (J) de acordo com a Tabela 6 e Gráfico 4, demonstrou que o elastômero possui maior tenacidade em relação ao PP. Neste comparativo das amostras a concentração 90% elastômero e 10% PP, a média de energia utilizada para causar fratura no material foi de 1,27 (J) em relação a concentração 70% elastômero e 30% PP que foi de 0,37(J), o que demonstra que a tela 90/10 possui uma melhor resistência, necessitando assim de uma energia maior para causar ruptura na sua estrutura física. No estudo realizado por Camargo *et al.* (2014), em peritônio a fresco de pacas, a média de energia necessária para causar ruptura foi de 0,153(J).

Tabela6 – Valores referentes à análise da Tenacidade (J) das blendas em diferentes concentrações expressos em média e desvio padrão \pm . Ponta Grossa (PR), Brasil, 2021

	% de PP	\bar{x}	D.P
Elastômero Puro	0	4,75	$\pm 1,68$
	10	1,27	$\pm 0,37$
	20	0,96	$\pm 0,45$
	30	0,37	$\pm 0,14$
PP puro	100	0,18	$\pm 0,05$

Fonte: O autor

Gráfico 4 – Tenacidade (J) das blendas em diferentes concentrações



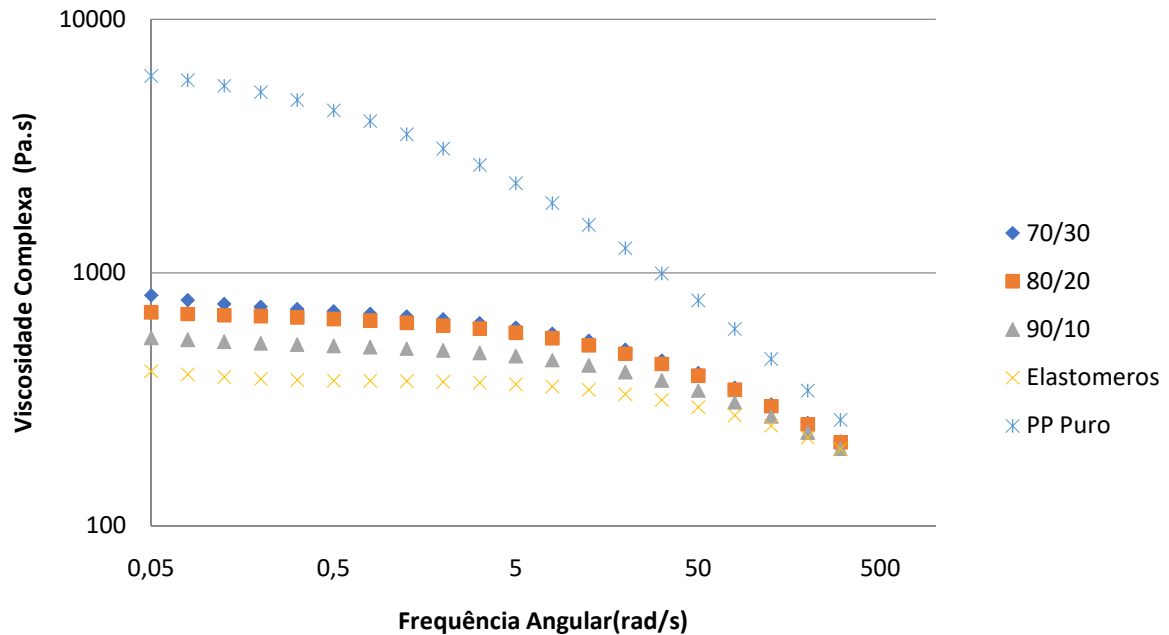
Fonte: O autor

6.3 ANÁLISE REOLÓGICA

A análise reológica avaliou os polímeros em sua forma pura e nas formas de blendas nas suas diferentes concentrações, onde buscou-se identificar e comparar se estes compostos apresentavam características mais viscosas ou mais elásticas.

De acordo com a análise do Gráfico 5, pode-se observar que quanto maior foi a concentração do PP maior é sua viscosidade e menor é a tendência à elasticidade, o que vai de encontro com a literatura, pois segundo Guerra, Furtado e Coutinho (2004), quanto maior for a viscosidade de um material puro ou de sua composição menor será a sua plasticidade.

Gráfico5 –Viscosidade Complexa x Frequência Angular (rad/s), das blendas em suas diferentes composições, Ponta Grossa (PR), Brasil, 2021



Fonte: O autor

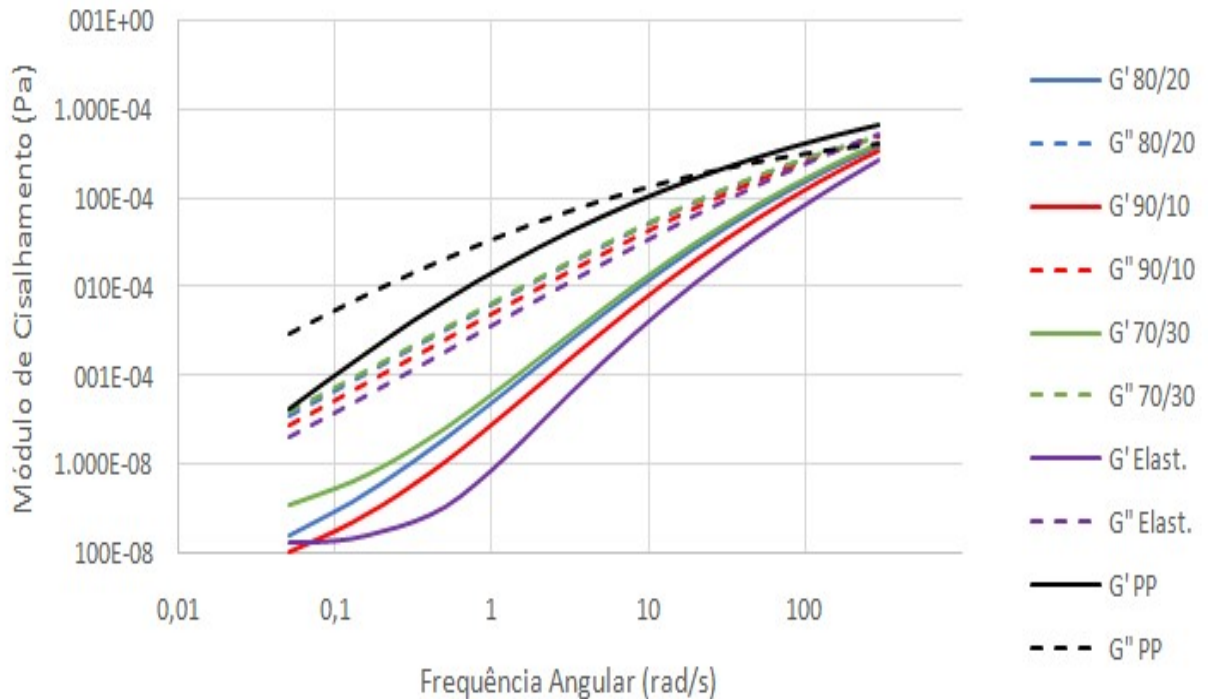
O PP e as blendas apresentam um platô Newtoniano a baixas frequências ($<0,05 \text{ rad/s}$), ou seja, a viscosidade independe da frequência. Em maiores valores de frequência angular ($> 1 \text{ rad/s}$), verifica-se uma diminuição da viscosidade complexa, apresentando um típico comportamento pseudoplástico (BERNARD *et al.*, 2018; MASTALIER; BOTEZATU, 2012; PIERRE *et al.*, 2006). O PP puro e as blendas contendo 30% e 20% apresentam as maiores viscosidades complexas, indicando massas molares mais elevadas para esses materiais. Já a concentração de 90% de Elastômero e 10% de PP juntamente com elastômero puro demonstram material menos viscoso com sobreposição de característica elástica.

Em uma análise de caracterização realizada por Luna *et al.* (2020), avaliando o comportamento do PP puro ou em formação de blendas, tiveram resultados semelhantes às nossas amostras, onde ficou evidenciado que, quanto maior a concentração de PP maior será viscosidade e menor a sua elasticidade.

Na análise do módulo de cisalhamento em função da frequência angular, conforme exposto no Gráfico 6, onde G' (Módulo Elástico—), G'' (Módulo Viscoso---) foi avaliado o aspecto de deformidade do polímero: quanto maior a concentração de PP, menor foi a deformabilidade; e quanto maior a concentração de elastômero, maior foi a elasticidade do material. Essa análise serviu para confirmar que as blendas com maior concentração de

elastômero podem ser aplicadas em sítios sujeitos a ter uma maior pressão, pois o material é altamente expansível, o que é fundamental em patologias como síndrome compartimental abdominal (SCA) (PIO *et al.*, 2018; OLIVEIRA *et al.*, 2014; HASHMI *et al.*, 2013).

Gráfico 6 –Módulo de Cisalhamento G' / G'' em função da Frequência Angular (rad/s), das blendas em suas diferentes concentrações. Ponta Grossa (PR), Brasil, 2021

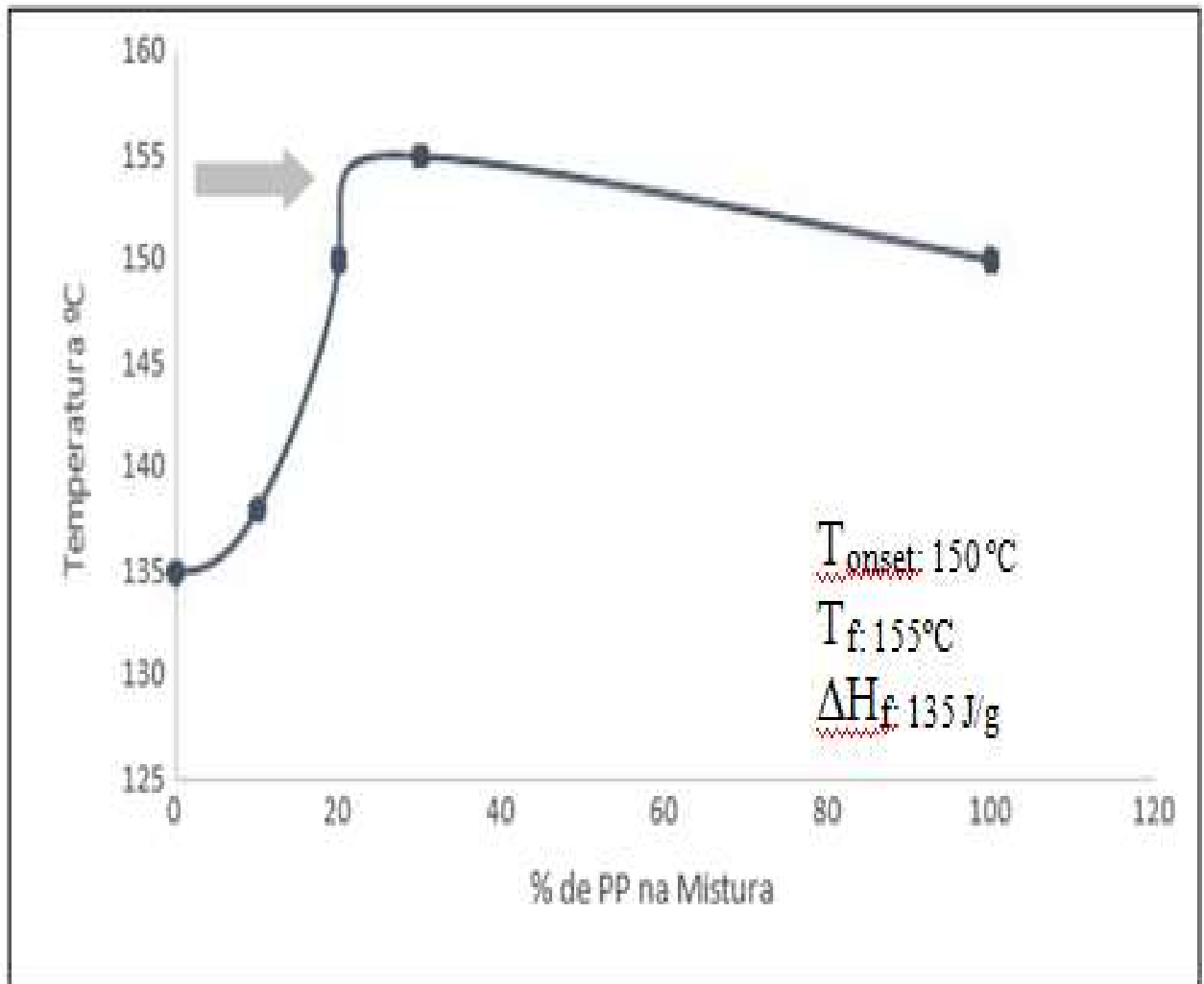


Fonte: O autor

6.4 ANÁLISES TÉRMICAS –CALORIMETRIA EXPLORATÓRIA DIFERENCIAL

Pela análise térmica, observou-se que as blendas de PP e Elastômero tiveram a temperatura de fusão entre 135°C e 155°C, conforme a Figura 26. Como os materiais têm diferentes temperaturas de fusão, foi seguida a temperatura aproximada de amolecimento do PP, que fica entre 150 e 160°C. Temperatura que também foi levada em consideração para mistura na extrusora, em que se definiu uma temperatura média de rosca de 187°C, para certificar-se de que os materiais seriam completamente fundidos. No entanto, mesmo com altas temperaturas, evidenciou-se que os materiais não se fundiram completamente, como demonstrado na análise de MEV, porém esta interação de temperatura para formação de blendas poliméricas faz com que os materiais desenvolvidos fiquem mais resistentes termicamente (BERNAL *et al.*, 2002; BILIADERIS, 1983).

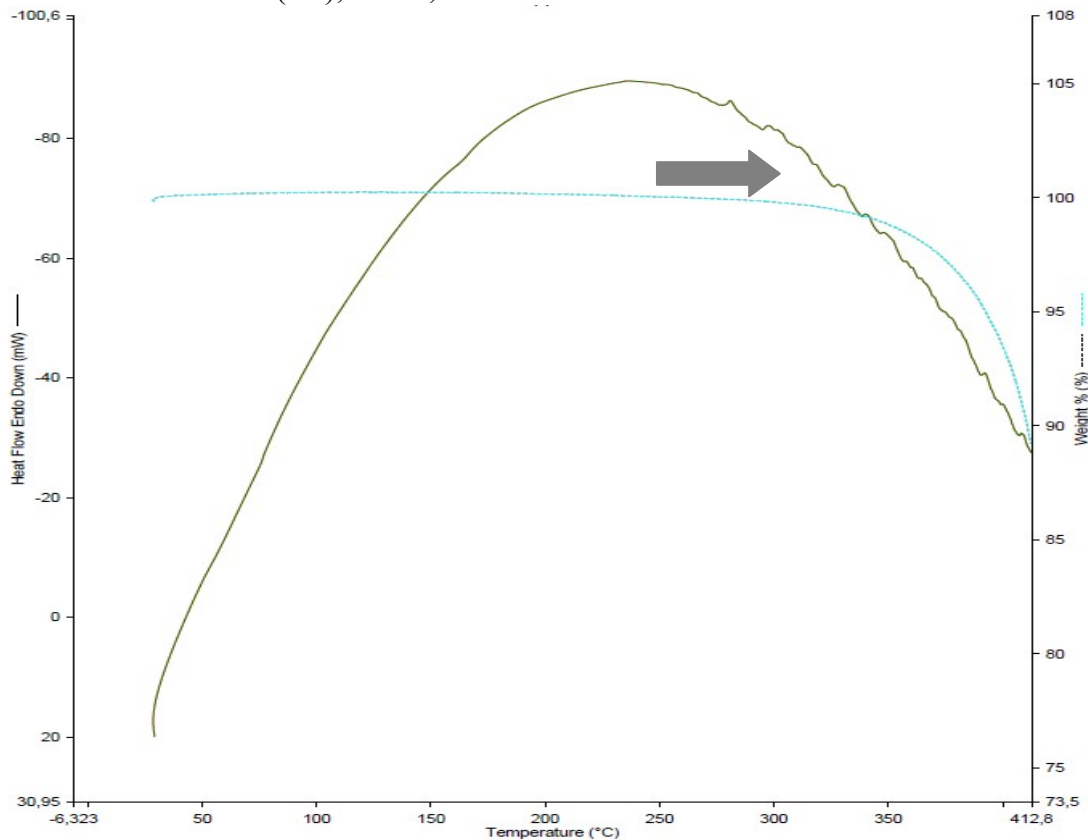
Figura 26 – Temperatura de fusão do Elastômero e PP. Ponta Grossa (PR), Brasil, 2021



Fonte: O autor

Concomitantemente à temperatura de fusão, foi analisada a curva térmica das blendas, conforme Gráfico 7. Nessa análise, identificou-se que as blendas começam a se degradar após temperatura de 350°C (interseção à direita do Gráfico 8, linha azul com linha verde). Este dado indica uma melhor resistência a temperaturas elevadas, o que é relevante ao se testar polímeros (DE PAOLI, 2008). Tal resultado permite uma medida que gera mais segurança na utilização de biomateriais, pois reduz os riscos de degradação quando colocados sobre órgãos e tecidos, fator relevante para uma tela que será exposta a temperaturas do tecido humano, em média, de 37°C, porém em condição de infecções pode chegar a 40°C (IMRE; PUKÁNSZKY, 2013).

Gráfico 7 –Curva de análise térmica 90% Elastômero 10%PP com degradação após 350°C. Ponta Grossa (PR), Brasil, 2021



Fonte: O autor

6.5 ANÁLISE MICROBIOLÓGICA

Na análise microbiológica a 1ª etapa os fragmentos de blendas que foram somente limpos com PHMB e que permaneceram em solução de BHI por 72 horas, e foram semeados em placas ágar chocolate houve crescimento de bactéria gram positiva com identificação de *Staphylococcus epidermidis*. Este resultado indicou que previamente a um processo de esterilização as blendas continham patógenos em sua superfície e mesmo sendo limpos com solução antisséptica, não teve inativação processo da colonização bacteriana.

A presença de *Staphylococcus epidermidis* nas amostras, denota-se possivelmente da manipulação dos polímeros, pois o método foi realizado em todas as etapas de forma manual. Sabendo que o *Staphylococcus epidermidis* consiste de flora tanto permanente como transitória em nossas mãos, quando, em condição transitória pode contaminar superfícies e materiais, e o que irá definir sua patogenicidade é a característica do hospedeiro e a resistência bacteriana que este pode ter adquirido (CAMPOCCIA; MONTANARO; ARCIOLA, 2013; TAVARES, 2000). As blendas mesmo não possuindo porosidades o que

ficou evidenciado na análise de MEV, continham irregularidades por ser uma blenda heterogênea, juntamente com a composição de carbono podem ser fatores de adesão bacteriana, o qual não conseguiram ser eliminados pela limpeza com o PHMB.

Algumas características da superfície dos materiais, afetam e podem determinar a aderência das células bacterianas em polímeros. Propriedades como rugosidade da superfície, desinfetabilidade, molhabilidade (determinado pela hidrofobicidade) e vulnerabilidade ao desgaste podem influenciar a capacidade das células de aderir a uma superfície específica e, assim, determinar o estado de higiene do material (VAN HOUTT; MICHIELS, 2010). A composição química dos materiais, a carga superficial e a configuração física podem ser fatores de maior adesão. Além disso, a absorção ou adesão de proteínas em sítios vazios pode alterar a energia da superfície mudando suas características hidrofílicas e hidrofóbicas da superfície (TRUONG *et al.*, 2009; AN; SKOWRONSKI, 2000).

A temperatura é um fator decisivo no desenvolvimento microbiano, pode afetar a formação e a atividade de qualquer biofilme, bem como os tipos de microrganismos que o compõem. Em ambientes com temperatura elevada ocorre a desnaturação das proteínas presentes na estrutura dos microrganismos, reduzindo subitamente a taxa de crescimento. Assim, determina-se o valor da temperatura a partir do qual esses efeitos destrutivos são preponderantes como limite máximo de temperatura. A temperatura para a qual se registra um valor máximo da taxa de crescimento, designa-se por temperatura ótima. Ao contrário, com a redução da temperatura ocorre uma diminuição da taxa de crescimento dos microrganismos até um dado valor em que o crescimento é interrompido, sendo este valor da temperatura definido como limite mínimo de temperatura. Os limites mínimo e máximo e temperatura ótima são específicos de cada microrganismo, com intervalos bastante variáveis no caso das bactérias. Outro fator importante é a concentração de nutrientes. Os microrganismos demandam quantidades mínimas de nutrientes para que ocorra o seu crescimento. Quanto maior for a quantidade de nutrientes disponíveis sob a forma de carbono orgânico (facilmente assimilável), maior será o crescimento microbiano e maior será a diversidade de organismos (VAN HOUTT; MICHIELS, 2010; TRUONG *et al.*, 2009; CHAVES, 2004; AN; SKOWRONSKI, 2000).

Na 2ª etapa os fragmentos de blendas que foram limpos com PHMB e submetidos ao processo de esterilização com ETO, e permaneceram em solução de BHI por 72 horas, com posterior semeadura em placas ágar chocolate, obteve-se resultado negativo para crescimento

de microrganismos. Demonstrou-se através desta análise que o ETO à princípio é o método mais seguro e eficaz para esterilização de materiais de polímeros, é um agente químico de alta eficiência no que se refere a esterilização de artigos médico-hospitalares, age à baixas temperaturas e possui alto poder de penetração, sem ser corrosivo (SILVA *et al.*, 2005).

Outra observação pertinente na análise foi que ETO não alterou as características físicas das telas, o que poderia ter sido causado por exemplo em esterilização a vapor com temperaturas que chegam a 135°C, pois previamente foi testado o método, o que danificou as telas nas diferentes concentrações..

O ETO provoca a alquilação das cadeias proteicas, ácidos nucleicos, peptídeos, aminoácidos e enzimas. Na alquilação, átomos de hidrogênio (H) são substituídos por radicais C_nH_{2n+1} nos grupos sulfidril (SH-) e hidroxil (HO-), causando injúria e/ou morte de células vegetativas e esporos microbianos. A ligação irreversível do ETO às bases nitrogenadas, impedindo a duplicação do material genético, inviabilizando a síntese proteica e, portanto, a multiplicação celular é considerada seu principal efeito letal (SILVA *et al.*, 2005).

No entanto mais estudos devem ser conduzidos para analisar biocompatibilidade, resposta inflamatória e hematotoxicidade frente a este material, assim seria fundamental a aplicação desta tela *in vivo* para posterior análise de seus benefícios ou complicações frente ao tecido biológico.

6.6 LIMITAÇÕES DA PESQUISA

O desenho experimental deste trabalho inicialmente seria a elaboração e caracterização de uma tela com ênfase na mistura de Elastômero e PP, após seria aplicado em grupos de 60 ratos wistar (projeto que foi aprovado pela comissão de ética no uso de animais CEUA da UEPG- em anexo). No entanto diante do cenário da pandemia mundial pelo COVID-19 os laboratórios da UEPG fecharam, o que dificultou muito a confecção, análise e caracterização dos materiais havendo um atraso entre fevereiro de 2020 e dezembro de 2020 para se obter acesso ao laboratórios novamente. O laboratório de técnica operacional também fechou o que impossibilitou a aplicação da tela nos ratos wistar. A proposta do estudo era formar 4 grupos de 15 animais cada grupo e fazer uma análise comparativa de resposta tecidual e bioquímica frente a materiais utilizados em peritoniotomias; sendo 01 grupo Controle: sem aplicação de tela, Grupo Intervenção 1: Aplicação de Tela Desenvolvida nesta pesquisa; Grupo Intervenção 2: Aplicação de tela de Policloreto de Vinila PVC (que é utilizada de forma improvisada na grande maioria dos procedimentos de peritoniotomia);

Grupo Intervenção 3: Aplicação de tela de tela de silicone disponível no mercado para este fim, porém de alto custo o que muitas vezes impossibilita sua aquisição.

Diante das dificuldades impostas nesta pesquisa, ressalta-se a relevância de se analisar estes materiais nas suas diferentes apresentações quando aplicados neste tipo de evento cirúrgico, que era a problemática inicial desta pesquisa: substituição temporária do peritônio em cirurgias de peritoniotomias.

7 CONCLUSÕES

Neste estudo confeccionou-se blendas poliméricas através de mistura de Elastômero e Polipropileno. Das blendas produzidas a que teve uma característica mais maleável e com similaridade ao silicone foi a composição 90 % Elastômero e 10% PP.

Na análise de MEV, observou-se que o ácido fosfotungstênico (PTA) teve boa impregnação, o que indica realmente ser o melhor método de impregnação de polímeros. Identificou-se uma blenda heterogênea pois não ocorreu fusão completa dos polímeros. As telas não apresentaram porosidade na sua estrutura física.

Na análise de tração, evidenciou-se que no: teste de módulo elástico indentificou-se uma elasticidade média de 178,89 (MPa) e frente à comparação de peritônio animal como a de paca que possui uma elasticidade média de 9 (MPa) e de bovinos com 18,43 (MPa), assim a tela desenvolvida permite suportar até 10 vezes a pressão na sua superfície em relação ao peritônio biológico. No teste de força máxima a tela suportou uma força máxima média de 4,96N, frente ao peritônio de paca que foi de 3,35N e bovino 3,73N, isso demonstra que a tela suporta aproximadamente 32,45% a mais de tensão até a sua ruptura em relação ao peritônio de paca e de aproximadamente 24,79% em relação ao peritônio bovino. No teste de tensão de escoamento obteve-se uma média 0,68 (Mpa), isso indica que a tela pode suportar pressões em sua superfície e quando estas pressões são reduzidas a tela irá retomar a sua característica inicial por predomínio da elasticidade. A análise de tenacidade (J), a tela teve uma média de 1,27 (J), no comparativo com peritônio de paca identificou-se um valor médio de 0,37(J), isso indica que a tela produzida necessita de aproximadamente 343% mais energia para sofrer ruptura em sua superfície.

Através da análise reológica as blendas demonstraram sobreposição de característica elástica, isso em função da concentração do elastômero, o que é positivo pois esta era a característica inicial da proposta do trabalho, substituir um polímero rígido (PVC) que vem sendo utilizado há anos de forma improvisada por um polímero flexível, e com boa resistência.

A análise térmica demonstrou que a blenda sofre degradação com temperatura acima de 350°C, o que dá segurança ao ser aplicado em tecidos ou órgãos, o que possuem temperatura $\cong 37^\circ\text{C}$ no entanto em situações de infecções podem chegar aos 40°C.

O processo de esterilização com óxido de etileno (ETO) demonstrou-se efetivo pois eliminou micro-organismos identificados previamente ao processo de esterilização onde foi identificado *Staphylococcus epidermidis*. Não se evidenciou mudanças nas características

físicas da tela após a esterilização, o que denota ser o método mais seguro e efetivo a ser aplicado em biomateriais poliméricos.

Em relação aos resultados, pode-se responder os objetivos iniciais da pesquisa, que era desenvolver e caracterizar um novo material, através de confecção de blenda polimérica. A tela 90% Elastômero e 10% PP demonstrou-se resistente, maleável e com boa característica elástica, associado à um custo médio de R\$ 0,42 por tela de 12 X 12 cm e espessura de 250 μm . Acreditando assim ser um biomaterial com grande potencial de aplicabilidade, no que diz respeito a substituição do peritônio em procedimentos de peritoniotomias.

REFERÊNCIAS

- ALI, A.; WILSON, A.P.R. Effect of poly-hexamethylene biguanide hydrochloride (PHMB) treated non-sterile medical gloves up on the transmission of *Streptococcus pyogenes*, carbapenem-resistant *E. coli*, MRSA and *Klebsiella pneumoniae* from contact surfaces. **BMC Infectious Diseases**, v. 17, p. 574, 2017.
- AN, Y. H.; SKOWRONSKI, P. General considerations for studying bacterial adhesion to biomaterials. *In*: AN, Y. H.; FRIEDMAN, R. J. **Handbook of bacterial adhesion: principles, methods and applications**. Totowa, NJ: Humana Press, 2000. v. 8. p. 121-131.
- APARECIDA, A. H.; GUASTALDI, A.; FOOK, M. V. L. Desenvolvimento e caracterização de suportes porosos de Polietileno de Ultra Alto Peso Molecular (PEUAPM) para utilização como biomaterial para reposição e regeneração óssea. **Revista Polímeros**, v. 18, n. 4, p. 277-280, 2008.
- ASTM INTERNATIONAL. **ASTM D882-02**, Standard Test Method for Tensile Properties of Thin Plastic Sheeting. West Conshohocken, PA, 2002. Disponível em: <https://www.astm.org/DATABASE.CART/HISTORICAL/D882-02.htm>. Acesso em: 01 mar. 2021.
- BENK MACHINERY. **Plastic pipe extrusion machine**. Disponível em: <https://www.benkpm.com/plastic-pipe-extrusion-machine/>. Acesso em: 25 mar. 2021.
- BERNAL, C. *et al.* Influência de alguns parâmetros experimentais nos resultados de análises calorimétricas diferenciais - DSC. **Química Nova**, v. 25, n. 5, p. 849-855, 2002.
- BERNARD, M. *et al.* Biocompatibility of polymer-based biomaterials and medical devices – regulations, *in vitro* screening and risk-management. **Biomaterials Science**, n. 8, p. 2025-2053, 2018.
- BILIADERIS, C. G. Differential Scanning Calorimetry in Food Research – a review. **Food Chemistry**, v. 10, p. 239-265, 1983.
- BILSEL, Y.; ABCI, I. The search for ideal hernia repair; mesh materials and types. **International Journal of Surgery**, v. 10, n. 6, p. 317-321, 2012.
- BLACKBURN, S.C.; STANTON, M.P. Anatomy and physiology of the peritoneum. **Seminars in Pediatric Surgery**, v. 23, n. 6, p. 326-330, 2014.
- BORRÁEZ, O. A. Abdomen abierto: la herida más desafiante. **Revista Colombiana de Cirugía**, v. 23, n. 4, p. 204-209, out./dez. 2008.
- BRASIL. Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. **Microbiologia clínica para o controle de infecção relacionada a assistência à saúde**. Módulo 5: Tecnologias em Serviços de Saúde: descrição dos meios de cultura empregados nos exames microbiológicos. Brasília: Anvisa, 2013.

BRASIL. Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. **Segurança do paciente em serviços de saúde: limpeza e desinfecção de superfícies**. Brasília: Anvisa, 2012.

BRETAS, R.E.S.; D'ÁVILA, M. A. **Reologia de Polímeros Fundidos**. 2. ed. São Carlos: EdUFSCar, 2005.

BROWN, C. N.; FINCH, J. G. Which mesh for hernia repair? **Annals of The Royal College of Surgeons of England**, v. 92, n. 4, p. 272-278, 2010.

CALLISTER JR., W.D. **Ciência e engenharia de materiais: uma introdução**. 5. ed. Rio de Janeiro: LTC, 2000.

CAMARGO, A.D. *et al.* Propriedades morfológicas e tensiométricas do peritônio de paca (*Cuniculus paca*) a fresco e conservados em glicerina 98%. **Pesquisa Veterinária Brasileira**, São Paulo, v. 34, n. 2, p. 185-191, fev. 2014.

CAMPOCCIA, D.; MONTANARO, L.; ARCIOLA, C. R. A review of the biomaterials technologies for infection-resistant surfaces. **Biomaterials**, v. 34, p. 8533-8554, 2013.

CANEVAROLO JR., S. V. **Ciência dos polímeros: um texto para tecnólogos e engenheiros**. 3. ed. São Paulo: Artliber Editora, 2010.

CANEVAROLO JR., S. V. (org.). **Técnicas de caracterização dos polímeros: 3. reimp.** São Paulo: Artliber Editora, 2017.

CHANDA, M. **Introduction to Polymer Science and Chemistry: a problem-solving approach**. 2. ed. Taylor & Francis Group: United States of America, 2013.

CHAUDHRY, C. R.; TIWARI, C.G.L. Damage control surgery for abdominal trauma. **Medical Journal Armed Forces India**, v. 62, n. 3, 2006.

CHAVES, L. C. D. **Estudo da cinética de formação de biofilmes em superfícies em contato com água potável**. 2004. Dissertação (Mestrado em Tecnologia do Ambiente) – Escola de Engenharia, Universidade do Minho, Portugal, 2004.

CLAUDIO, R. H. A.; DIOGO FILHO, A.; MAMEDE FILHO, D. O. Peritoneostomy with latex coated polypropylene: experimental study in rats. **Acta Cirúrgica Brasileira**, v. 21, n. 6, 2006.

COCCOLINI, F. *et al.* The open abdomen, indications, management and definitive closure. **World Journal of Emergency Surgery**, v. 10, p. 10-32, 2015.

CODA, A.; LAMBERTI, R.; MARTORANA, S. Classification of prosthetics used in hernia repair based on weight and biomaterial. **Hernia**, v. 16, n. 1, p. 9-20, 2012.

CONZE, J. *et al.* New Polymer for intra-abdominal meshes-PVDF copolymer. **Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials**, v. 87, n. 2, p. 321-328, 2008.

DE PAOLI, M. A. **Degradação e estabilização de polímeros**. São Paulo: Artliber Editora, 2008.

DEDAVID, B.A.; GOMES, C.I.; MACHADO, G. **Microscopia eletrônica de varredura: aplicações e preparação de amostras: materiais poliméricos, metálicos e semicondutores**. Porto Alegre: EDIPUCRS, 2007.

DI PAOLO, N.; SACCHI, G. Anatomy and physiology of the peritoneal membrane. **Contributions to Nephrology**, v. 84, p. 10-26, 1990.

DIOGO-FILHO, A. *et al.* Evaluation of post operative adhesions in rats submitted to peritoneostomy with polypropylene mesh associated to nitro furazone. **Arquivos de Gastroenterologia**, v. 41, n.4, out./dez. 2004.

DRUMOND, D.A.F. Fechamento de laparostomia com descolamento cutâneo-adiposo: uma técnica simples e eficaz para um problema complexo. **Revista do Colégio Brasileiro de Cirurgiões**, Rio de Janeiro, v.37, n. 3, maio/jun. 2010.

DUBOSE, J.J. *et al.* Open abdominal management after damage-control laparotomy for trauma: a prospective observational American Association for the Surgery of Trauma multicenter study. **Journal of Trauma Acute Care Surgery**, v. 74, n. 1, p. 113-122, jan. 2013.

GARCIA, A.; SPIM, J.A.; SANTOS, C. A. **Ensaio dos materiais**. Rio de Janeiro: LTC, 2000.

GODAT, L. *et al.* Abdominal damage control surgery and reconstruction: World Society of Emergency Surgery position paper. **World Journal of Emergency Surgery**, v. 8, p.8-53, dez. 2013.

GRIFFITH, L.G. Polymeric biomaterials. **Acta Materialia**, v. 48, n. 1, p. 263-277, 2000.

GUERRA, B. B.; FURTADO, C.R. G.; COUTINHO, F.M. B. Avaliação reológica de elastômeros e suas composições. **Polímeros: Ciência e Tecnologia**, v. 14, n. 4, p. 289-294, 2004.

GUIMARÃES, G.C. **Propriedades morfológicas e tensiométricas comparadas de centro tendíneo, pericárdio e peritônio de bovinos a fresco e conservados em glicerina**. 2006. Tese (Doutorado em Ciências Agrárias e Veterinárias) – Universidade Estadual Paulista, São Paulo, 2006.

GUYTON, A. C.; HALL, J.E. **Tratado de Fisiologia Médica**. 12. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2011.

HASHMI, A. A. *et al.* Rheology and mechanical degradation of high-molecular-weight partially hydrolyzed polyacrylamide during low through capillaries. **Journal of Petroleum Science and Engineering**, v. 105, p. 100-106, 2013.

HUBER, A.*et al.* Histopathologic host response to polypropylene-based surgical mesh materials in a rat abdominal wall defect model. **Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials**, v. 100, n. 3, p. 709-717, 2012.

IMRE, B.; PUKÁNSZKY, B. Compatibilization in bio-based and biodegradable polymer blends. **European Polymer Journal**, v. 49, n. 6, p. 1215-1233, 2013.

JUNGE, K.*et al.* Mesh biocompatibility: effects of cellular inflammation and tissue remodelling. **Langenbecks Archives of Surgery**, v. 397, n. 2, p. 255-270, 2012.

JUNQUEIRA, L. C. U.; CARNEIRO, J. Tecido conjuntivo. *In*: JUNQUEIRA, L. C. U.; CARNEIRO, J. **Histologia básica**. 10. ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 2004. p.92-124.

KANG, S.S.*et al.* Magneto rheological elastomers: fabrication, characteristics, and applications. **Materials**, v. 13, p. 4597, 2020.

KASTELEIN, A. W.*et al.* Embryology, anatomy, physiology and pathophysiology of the peritoneum and the peritoneal vasculature. **Seminars in Cell and Developmental Biology**, v.92, p. 27-36, 2019.

KUMAR, S.; MALIK, M.M.; PUROHIT, R. Synthesis methods of mesoporous silica materials. **Materials Today: Proceedings**, v. 4, p. 350-357, 2017.

LU, J. X.*et al.* Human biological reactions at the interface between bone tissue and polymethylmethacrylate cement. **Journal of Materials Science: Materials in Medicine**, v. 13, p. 803, 2002.

LUNA, C.B.B.*et al.* Propriedades reológicas de blendas de polipropileno copolímero/polipropileno reciclado oriundo de recipientes industriais. **Matéria**, Rio de Janeiro, v.25, n. 3, 2020.

MACHADO, C. E. V. *et al.* Estudo das propriedades mecânicas e térmicas do Poliestireno de Alto Impacto. **Cadernos UniFOA**, n. 35, p. 15-24, dez. 2017.

MAFFONGELLI, A. *et al.* Abdominal Compartment Syndrome: diagnostic evaluation and possible treatment. **La Clinica Terapeutica**, v.171, p. 156-160, 2020.

MASTALIER, B.; BOTEZATU, C. Types of alloplastic materials used for treatment of abdominal wall hernia. **Metalurgia International**, v. 17, n. 8, p. 143-146, 2012.

MOORE, E.P. **Polypropylene handbook**: polymerization, characterization, properties, processing, applications. München; Cincinnati, Ohio: Hanser-Gardner, 1996. Disponível em: <https://www.worldcat.org/title/polypropylene-handbook-polymerization-characterization-properties-applications/oclc/1139356541/editions?referer=di&editionsView=true>. Acesso em: 25 mar. 2021.

TORRES NETO, J. R. *et al.* Uso da peritoneostomia na sepse abdominal. **Revista Brasileira de Coloproctologia**, v. 27, n. 3, p. 278-283, 2007.

OLIVEIRA, A.D.B. *et al.* Estudo reológico de blendas de bio polietilenos PEAD/PELBD. *In: CBECIMAT - Congresso Brasileiro de Engenharia e Ciência dos Materiais*, 21., 2014, Cuiabá. **Anais eletrônicos [...]**

Disponível em: <http://www.metallum.com.br/21cbecimat/CD/PDF/403-021.pdf>. Acesso em: 6 set. 2021.

PARK, J.; LAKES, R. S. **Biomaterials: an introduction**. 3. ed. New York:Springer,2007.

PIERRE, C.*et al.* Transvaginal mesh technique for pelvic organprolapse repair: mesh exposure management and risk factors. **International Urogynecology Journal**, v.17, p. 315-320, 2006.

PIO, M. E. A. *et al.* Principais indicações e complicações da Peritoneostomia. **RECMVR**, v. 1, p.47-53, fev. 2018.

PIRES, A. L.R.; BIERHALZ, A. C. K.; MORAES. Â.M. Biomateriais: tipos, aplicações e mercado. **Química Nova**, v. 38, n. 7, p. 957-971, 2015.

POUSSIER, M.*et al.* A review of available prosthetic material for abdominal wallrepair. **Journal of Visceral Surgery**, v. 150, n. 1, p. 52-59, 2013.

PUTZ, R.; PABST, R. (org.) **Sobotta - Atlas de Anatomia Humana**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2008. v. 1.

Disponível em: <https://afhpsicologianot.files.wordpress.com/2017/02/e2978f-atlas-de-antomia-humana-sobotta-21c2aa-ed.pdf>. Acesso em: 25 mar. 2021.

RATNER, B. D.*et al.***Biomaterials Science: an introduction to materials in Medicine**. Oxford:Academic Press, 2013.

REZWAN, K.*et al.* Biodegradable and bioactive porous polymer/inorganic composite scaffolds for boné tissue engineering. **Biomaterials**, v. 7, p. 3413,2006.

RODRIGUES, L.B. Aplicações de biomateriais em ortopedia. **Estudos Tecnológicos em Engenharia**, v. 9, n. 2, p. 63-76, jul./dez. 2013.

RODRIGUES JR., A.C.*et al.* Abdômen aberto: experiência em uma única instituição. **Revistado Colégio Brasileiro de Cirurgões**,v. 42, n. 2, p. 93-96, 2015.

SANTOS, C. G.*et al.* Uso de blendas poliméricas em nano e microencapsulação. **Discipliarum Scientia**. Série: Naturais e Tecnológicas, Santa Maria, v. 16, n. 2, p. 311-323, 2015.

SCHECTER, W.P.*et al.* Open abdomen after trauma and abdominal sepsis: a strategy for management. **Journal of the American Collegeof Surgeons**,v. 203, n. 3, p. 6, set. 2006.

SCHORK, F. J. *et al.* Miniemulsi on Polymerization. **Advances in Polymer Science**, v. 175, p. 129-255, 2005.

SILVA, R.M.*et al.* Utilização do óxido de etileno para esterilização de material médico-hospitalar. **Revista UNINGÁ**, n. 4, p. 109-122, abr./jun.2005.

SIMÃO, T.S. *et al.* Curativo à vácuo para cobertura temporária de peritoneostomia. **ABCD Arquivos Brasileiros de Cirurgia Digestiva**, v. 26, n. 2, p. 147-150,2013.

SINHORETI, M. A. C.; VITTI, R.P.; SOBRINHO, L. C. Biomateriais na Odontologia: panorama atual e perspectivas futuras. **Revista da Associação Paulista de Cirurgiões-Dentistas**, v.67, n. 3, p.178-186, 2013.

SIONKOWSKA, A. Current research on the blends of natural and synthetic polymers as new biomaterials: review. **Progress in Polymer Science**, v. 36, p. 1254-1276, 2011.

SOARES, E.P.*et al.* Caracterização de polímeros e determinação de constituintes inorgânicos em embalagens plásticas metalizadas. **Polímeros: Ciência e Tecnologia**, v. 12, n. 3, p. 206-212, 2002.

SOCIEDADE BRASILEIRA DE PATOLOGIA CLÍNICA/MEDICINA LABORATORIAL. **Recomendações da Sociedade Brasileira de Patologia Clínica/Medicina Laboratorial (SBPC/ML): boas práticas em microbiologia clínica**. Barueri: Manole; Minha Editora, 2015.

SONG, R.*et al.* Current development of biodegradable polymeric materials for biomedical applications. **Drug Design, Development and Therapy**, v.12, p. 3117-3145, 2018.

TAKEHISA, H.*et al.* Release behavior of diethylhexylphthalate from the polyvinyl-chlorid tubing used for intravenous administration and the plasticized PVC membrane. **International Journal of Pharmacy**, v. 297, n. 1-2, p. 30-37, 2005.

TATHE, A.; GHODKE, M.; NIKALJE, A.P. A brief review: biomaterials and their application. **International Journal of Pharmacy and Pharmaceutical Sciences**, v. 2, suppl. 4, 2010.

TAVARES, W. Bactérias gram-positivas problemas: resistência do estafilococo, do enterococo e do pneumococo aos antimicrobianos. **Revista da Sociedade Brasileira de Medicina Tropical**, v. 33, p. 281-301, maio/jun. 2000.

TORRES NETO, J. R. *et al.* Uso da peritoneostomia na sepse abdominal. **Revista Brasileira de Coloproctologia**, v. 27, n. 3, p. 278-283, 2007.

TRUONG, V.K. *et al.* Effect of ultrafine-grained titanium surfaces on adhesion of bacteria. **Applied Microbiology and Biotechnology**, v. 83, n.5, p. 925-937, jul. 2009.

ULTRABO, C.A. **Estudo experimental comparativo entre as telas de polipropileno microporoso, polipropileno/poliglicaprone e polipropileno macroporoso utilizadas na correção de defeito na parede abdominal de ratos**. Tese (Doutorado em Princípios da Cirurgia) – Faculdade Evangélica do Paraná, Curitiba, 2019.

VAN HOUTDT, R.; MICHIELS, C.W. Biofilm formation and the food industry, a focus on the bacterial outer surface. **Journal of Applied Microbiology**, v. 109, p. 1117- 1131, abr. 2010.

VON BAHTEN, L.C.; GUIMARÃES, P.S.F. Manuseio da síndrome compartimental abdominal em unidade de tratamento intensivo. **Revista do Colégio Brasileiro de Cirurgiões**, v. 33, n. 3, maio/jun. 2006.

WILLIAMS, D. F. On the mechanisms of biocompatibility. **Biomaterials**, v. 29, n. 20, p. 2941-2953, 2008.

ANEXO A-CARTA APROVAÇÃO CEUA

20/11/2019

SEI/UEPG - 0099290 - Carta



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE PONTA GROSSA
Av. General Carlos Cavalcanti, 4748 - Bairro Uvaranas - CEP 84030-900 - Ponta Grossa - PR - <https://uepg.br>

CARTA

PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO

COMISSÃO DE ÉTICA NO USO DE ANIMAIS

CARTA DE APROVAÇÃO

Processo/Process CEUA: 0099290/2019

Protocolo UEPG: 19.000005473-0

Título: Desenvolvimento de tela biocompatível com uso de polímero/copolímero (Polietileno/Etileno) para substituição temporária do peritônio em procedimento cirúrgico de peritoneostomia e testes "in vivo"

Interessado: Simonei Bonatto

e-mail: simoneibonatto@yahoo.com.br

Data de Entrada: 11/06/2019

Resultado: Aprovado

Considerações

A Comissão de Ética no Uso de Animais da Universidade Estadual de Ponta Grossa (CEUA-UEPG) certifica que os procedimentos utilizando animais no projeto de pesquisa acima especificado estão de acordo com a Diretriz Brasileira para o Cuidado e a Utilização de Animais para fins Científicos e Didáticos (DBCA), estabelecida pelo Conselho Nacional para fins de Experimentação Animal (CONCEA) e com as normas internacionais para a experimentação animal. Dessa forma, fica autorizada a utilização de 60 animais (rato heterogêneo Wistar) para a execução desse projeto.

Ponta Grossa, 01 de novembro de 2019

Profa. Dra. Cheila Roberta Lehnem
Coordenadora da Comissão de Ética no Uso de Animais CEUA-UEPG

Documento assinado eletronicamente por Cheila Roberta Lehnem, Presidente da Comissão de Ética no Uso de Animais/PROPESP, em 01/11/2019, às 13:48, conforme art. 1º, III, "b", da Lei

ANEXO B –CULTURAS FRAGMENTOS DAS BLENDA SOMENTE LIMPAS COM PHMB –POSITIVO PARA *STAPHYLOCOCCUS EPIDERMIDIS*



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE PONTA GROSSA
HOSPITAL UNIVERSITARIO REGIONAL DOS CAMPOS GERAIS
ALAMEDA NABUCO DE ARAUJO, 601 - UVARANAS, PONTA GROSSA/PR
Telefone: (42)3219-888

Solicitação: 02/06/2020
Liberação: 05/06/2020 - 08:01

Exame: CULTURA EM GERAL	Material: BLENDA DE POLIPROPILENO + ELASTOMER(03)
Metodologia: SEMEADURA EM MEIO DE CULTURA	Coleta: 10/06/2020 08:30
Kit: Vitek 2	
Fabricante: bioMérieux	

Valor de Referência

Material biológico BLENDA DE POLIPROPILENO + ELASTOMER ((
PROPORÇÕES TELAS CONTENDO

90% ELASTOMER + 10 % POLIPROPILENO
80% ELASTOMER + 20 % POLIPROPILENO
70% ELASTOMER + 30 % POLIPROPILENO

INFORMAÇÕES DOS MATERIAIS:
LIMPEZA MECÂNICA COM PHMB
NÃO ESTERILIZADO

RESULTADO NAS AMOSTRAS:
Foi isolado Staphylococcus epidermidis nas amostras.

DATA HORA COLETA AMOSTRA: 02/06/2020 – 15:00
Observação: AMOSTRA ENVIADA AO LABORATÓRIO.

Bianca Miara

BIANCA CAROLINE SOMAVILLA MIARA
CRF-PR 29087

LABORATÓRIO DO HOSPITAL UNIVERSITÁRIO REGIONAL DOS CAMPOS GERAIS Sob registro: 15324/PR
Endereço: RUA ALAMEDA NABUCO DE ARAUJO, 601, UVARANAS, PONTA GROSSA/PR, CEP: 84031-510 Fone: (42)3219-8888
Responsável Técnico: MARIANE DE FARIA MOSS CRF-PR 19377

ANEXO C- CULTURAS FRAGMENTOS DAS BLENIDAS EM DIFERENTES CONCENTRAÇÕES APÓS ESTERILIZAÇÃO POR ETO



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE PONTA GROSSA
HOSPITAL UNIVERSITARIO REGIONAL DOS CAMPOS GERAIS
ALAMEDA NABUCO DE ARAUJO, 601 - UVARANAS. PONTA GROSSA/PR
Telefone: (42)3219-888

Solicitação: 10/08/2020
Liberação: 12/08/2020 - 07:30

Exame: CULTURA EM GERAL

Metodologia: SEMEADURA EM MEIO DE CULTURA

Kit: Vitek 2

Fabricante: bioMérieux

Material: BLENDA DE POLIPROPILENO + ELASTOMER

(03) **Coleta:** 10/08/2020 08:30

Valor de Referência

Material biológico BLENDA DE POLIPROPILENO + ELASTOMER

PROPORÇÕES TELAS CONTENDO

90% ELASTOMER + 10 % POLIPROPILENO

80% ELASTOMER + 20 % POLIPROPILENO

70% ELASTOMER + 30 % POLIPROPILENO

INFORMAÇÕES DOS MATERIAIS:
ESTERILIZADO EM ETO

RESULTADO Não houve crescimento de
Microorganismos nas amostras

DATA HORA COLETA AMOSTRA: 10/08/2020 - 08:30

Observação: AMOSTRA ENVIADA AO LABORATÓRIO.

Bianca Miara

BIANCA CAROLINE SOMAVILLA MIARA
CRF-PR 29087

LABORATÓRIO DO HOSPITAL UNIVERSITÁRIO REGIONAL DOS CAMPOS GERAIS Sob registro: 15334/PR
Endereço: RUA ALAMEDA NABUCO DE ARAUJO, 601, UVARANAS, PONTA GROSSA/PR, CEP: 84031-510 Fone: (42)3219-8888
Responsável Técnico: MARIANE DE FARIA MOSS CRF-PR 19377