



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CAMPUS BLUMENAU
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA TÊXTIL

Elizandra Mara Moreira Celski de Oliveira

**Produção de filtros biodegradáveis de poli (ácido láctico) para máscaras de
proteção via técnica de fiação por sopro de solução**

Blumenau
2023

Elizandra Mara Moreira Celski de Oliveira

Produção de filtros biodegradáveis de poli (ácido láctico) para máscaras de proteção via técnica de fiação por sopro de solução.

Dissertação de Mestrado submetida ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Têxtil da Universidade Federal de Santa Catarina como requisito para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Têxtil.

Orientadora: Prof.(a) Ana Paula Serafini Immich Boemo, Dr.(a)

Coorientadoras: Prof.(a) Andrea Cristiane Krause Bierhalz, Dr.(a) e Prof.(a) Claudia Merlini, Dr.(a)

Blumenau

2023

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor, através do Programa de
Geração Automática da Biblioteca Universitária da UFSC

Oliveira, Elizandra Mara Moreira Celski de

Produção de filtros biodegradáveis de poli (ácido lático) para
máscaras de proteção via técnica de fiação por sopro de solução.

Dissertação (mestrado) Universidade Federal de Santa Catarina,
Campus Blumenau, Programa de Pós-graduação em Engenharia Têxtil
Inclui referências.

1. Engenharia Têxtil. 2. FSS. 3. Máscaras médicas
4. Microfibras. 5. Têxteis médicos. Boemo, Ana Paula Serafini
Immich. II. Bierhalz, Andrea Krause. III. Souza, Claudia Merlini IV.
Universidade Federal de Santa Catarina. Programa de Pós-Graduação
em Engenharia Têxtil. V. Título.

Elizandra Mara Moreira Celski de Oliveira

Produção de filtros biodegradáveis de poli (ácido láctico) para máscaras de proteção via técnica de fiação por sopro de solução

O presente trabalho em nível de dissertação de mestrado foi avaliado e aprovado por banca examinadora composta pelos seguintes membros:

Prof. Dr. Carlos Rafael Silva de Oliveira
Universidade Federal de Santa Catarina

Dr. Vinicius Dias Silva
Universidade de São Paulo

Certificamos que esta é a **versão original e final** do trabalho de dissertação que foi julgado adequado como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Engenharia Têxtil.



Documento assinado digitalmente
Fernanda Steffens
Data: 16/10/2023 10:29:52-0300
CPF: ***.009.749-**
Verifique as assinaturas em <https://v.ufsc.br>

Prof.^a Fernanda Steffens, Dra.
Coordenação do Programa de Pós-Graduação



Documento assinado digitalmente
Ana Paula Serafini Immich Boemo
Data: 16/10/2023 10:14:49-0300
CPF: ***.364.070-**
Verifique as assinaturas em <https://v.ufsc.br>

Prof.^a Ana Paula Serafini Immich Boemo, Dra.
Orientadora

Blumenau, 2023.

Este trabalho dedico ao meu esposo Mário Sérgio, aos meus filhos João
Pedro e Ana Clara e aos meus pais Wilson e Maricélia

AGRADECIMENTOS

A Deus, por trilhar meu caminho. Ao meu esposo Mário Sérgio e aos meus filhos João Pedro e Ana Clara pelo amor e paciência, sem vocês tudo isso seria quase impossível, aos meus pais Wilson e Marcélia, minha irmã Josiane, meu cunhado Helmuth e minhas sobrinhas pelo carinho, apoio e suporte na realização desse trabalho. Aos meus queridos amigos Larissa, Letícia, Guido, Kainan e Matheus que foram mais que amigos, foram anjos, nessa trajetória.

A minha orientadora Prof.^a Dr.^a Ana Paula Serafini Boemo por ter me ajudado e guiado em todos os momentos e ter sido tão participativa na nossa pesquisa, muito obrigada! Aos coorientadores Prof.^a Dr.^a Andrea Krause Bierhalz e Prof.^a Dr.^a Claudia Merlini pelos conhecimentos transmitidos e esforços na execução do trabalho à Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC), por proporcionar a estrutura física que me permitiu realizar esse trabalho. Ao Departamento de Engenharia Química e Engenharia de Materiais e ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Têxtil pelo apoio e suporte fornecidos para a realização deste trabalho. Ao Laboratório de Transferência de Massa (LABMASSA) do curso de Engenharia Química e de Alimentos, e aos Laboratórios de Beneficiamento Têxtil (LABENE) e Fenômenos de Transporte (LAFET), do curso de Engenharia Têxtil da UFSC (campus de Blumenau), por ter cedido os equipamentos e estrutura para o desenvolvimento do trabalho.

A todo corpo docente, técnicos administrativos, pesquisadores, alunos da UFSC de Florianópolis em especial a Maria Luiza, aluna de graduação de Engenharia Química e ao Marcel Bueno, do Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Alimentos (PPGEAL), que contribuíram para o trabalho, muito obrigada!!

RESUMO

Diante das limitações das máscaras de proteção, no que se refere a proteção aos usuários e ao potencial dano ambiental gerado pelo descarte dos polímeros usados atualmente na produção das mesmas, houve a crescente necessidade de busca por diferentes materiais, técnicas e metodologias de produção de fibras e, consequentemente, da produção da manta filtrante. O objetivo deste projeto foi produzir um não-tecido de poli (ácido láctico) (PLA) pela técnica de fiação por sopro de solução (FSS) para produção de filtros biodegradáveis utilizados em máscaras de proteção. Foi utilizado o polímero biodegradável poli (ácido láctico) e solvente clorofórmio no preparo das soluções poliméricas. Foram testadas 18 diferentes combinações de concentração da solução polimérica (5, 8, e 10%), taxas de injeção da solução (3 e 4 mL/h), pressão de ar comprimido (20, 40 e 60 Psi). Foi selecionado os melhores parâmetros para produção das mantas. Para caracterizar as mantas fiadas foram realizadas análises morfológicas, via microscopia eletrônica de varredura, do material produzido além de testes de permeabilidade ao vapor d'água e determinação *in vitro* da eficiência de filtração bacteriana para produção de sistemas de filtragem na configuração sanduíche SFS. Os resultados das análises microscópicas indicaram que o aumento da pressão de ar comprimido utilizado influenciou no diâmetro de fibra, promovendo sua redução. Nos testes de transmissão de vapor d'água, os sanduíches preparados com o filtro de PLA produzido por fiação a sopro de solução, utilizando 60 Psi de pressão de ar comprimido, teve as mesmas taxas de transmissão de vapor d'água que a máscara comercial. Os resultados biológicos indicam que as amostras submetidas ao teste de retenção bacteriana não foram eficientes o suficiente para captar o microrganismo em sua estrutura porosa, assim como as máscaras comerciais. Podemos concluir que as amostras produzidas com PLA via fiação por sopro de solução, utilizando uma pressão de sopro de ar comprimido de 60 Psi, não são consideravelmente diferentes das máscaras comerciais quanto a transmissão de vapor e filtragem bacteriana, uma vez que os resultados não apresentaram diferenças relevantes.

Palavras-chave: Fiação por sopro de solução. Filtração. mantas s de não-tecido. Poli (ácido láctico).

ABSTRACT

Given the limitations of protective masks, with regard to the protection of users and the potential environmental damage generated by the disposal of polymers currently used in their production, there was a growing need to search for different materials, techniques and methodologies for the production of fibers and, consequently, for the production of the filter nonwoven blanket. The objective of this project was to produce a nonwoven poly(lactic acid) (PLA) using the solution blow spinning (SBS) technique for the production of biodegradable filters used in protective masks. The biodegradable polymer poly(lactic acid) and chloroform solvent were used in the preparation of the polymer solutions. 18 different combinations of polymer solution concentration (5, 8, and 10%), solution injection rates (3 and 4 mL/h), and compressed air pressure (20, 40, and 60 Psi) were tested. The best parameters for fabric production were selected. Morphological analyses of the nonwoven were conducted using scanning electron microscopy, and tests for water vapor permeability and in vitro determination of bacterial filtration efficiency were carried out to produce sandwich-type filtration systems (SFS). The results of microscopic analyses indicated that the increase in compressed air pressure influenced the fiber diameter, leading to its reduction. In water vapor transmission tests, the sandwiches prepared with the PLA filter produced using solution blow spinning at 60 Psi of compressed air pressure exhibited similar water vapor transmission rates to those of commercial masks. The biological results suggest that the samples subjected to bacterial retention testing were not efficient enough to capture the microorganism within their porous structure, similar to commercial masks. In conclusion, the samples produced with PLA via solution blow spinning, using a compressed air blow pressure of 60 Psi, are not significantly different from commercial masks in terms of water vapor transmission and bacterial filtration. This is because the results did not show significant differences.

Keywords: Filtration. Nonwoven. Solution blow spinning. Poly (lactic acid).

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Tipos de Estruturas têxteis.....	18
Figura 2 – Aplicações dos têxteis técnicos.....	18
Figura 3 – Categorias e uso dos têxteis médicos.....	20
Figura 4 – Mecanismo de filtragem de partículas.....	23
Figura 5 – Diferenças de tamanhos de gotículas e aerossóis.....	24
Figura 6 – Dupla camada das máscaras de tecido de uso comum.....	26
Figura 7 – Recomendações da tripla camada de máscaras de tecido.....	27
Figura 8 – Estrutura do respirador N95.....	28
Figura 9 – Tripla camada de uma máscara cirúrgica.....	30
Figura 10 – Técnicas convencionais para a produção de tecidos não tecidos.....	31
Figura 11 – Desenho esquemático do aparato da fiação por sopro de solução com coletor fixo.....	33
Figura 12 – Etapas do Projeto.....	38
Figura 13 – Esquema de fiação a sopro de solução (FSS).....	39
Figura 14 – Detalhes dos bicos interno (infusão do polímero) e externo (saída do ar comprimido) da matriz de fiação.....	40
Figura 15 Configuração sanduíche com incorporação do filtro FSS.....	42
Figura 16 – Espectro de FTIR da amostra PLA em grânulos de alta pureza e filamento 3D.....	45
Figura 17-. Micrografias MEV das mantas de não tecido, A1 e A2 - PLA 10%, taxa de injeção 4,00 mL/h, 20 Psi aumento de 500 x e 3000 x; B1 e B2 - PLA 10% taxa de injeção 4,00 mL/h, 40 Psi aumento de 500 x e 1000 e C1 e C2 PLA 10% taxa de injeção 4,00 mL/h, 60 Psi aumento de 500 x e 1000.....	52
Figura 18 - MEV da amostra de não tecido obtido com 20 Psi de pressão de ar comprimido e o histograma de distribuição de diâmetro médio de fibra para não tecido.....	54
Figura 19 – MEV da amostra de não tecido obtidos com 40 Psi de pressão de ar comprimido e o histograma de distribuição de diâmetro médio de fibra para não tecido.....	55
Figura 20 – MEV para não tecido obtidos com 60 Psi de pressão de ar comprimido e o histograma de distribuição de diâmetro médio de fibra para não tecido.....	56

Figura 21– Valores de TTVA obtidos nas mantas de não tecidos.....	57
Figura 22 Micrografias dos não tecidos com captura de microorganismos A 10%, taxa de injeção 4,00 mL/h, pressão de 20 Psi com aumento de 7500x, B 10%, taxa de injeção 4,00 mL/h, pressão de 40 Psi com aumento de 2500x e C PLA 10% taxa de injeção 4,00 mL/h, pressão de 60 Psi, com aumento de 2500x.....	60

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 – Aplicações dos têxteis médicos com seus referidos tipos de materiais..	21
Quadro 2 – Comparação em relação aos tipos e as eficiências das proteções respiratórias existentes no mercado.....	25
Quadro 3 – Comparação entre processos de produção de não tecido.	34
Quadro 4 – Resultados de pesquisas sobre a FSS.....	35
Quadro 5 – Parâmetros utilizados nas técnicas da FSS	40
Quadro 6 – Parâmetros utilizados nas técnicas da FSS e viabilidade de produção das fibras.....	47
Quadro 7 –Diâmetro das fibras obtidas via FSS	53

LISTA DE TABELAS

Tabela 8: Eficiência de filtração bacteriana nos filtros obtidos por fiação por sopro de solução.....	59
---	----

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
ANVISA	Agência Nacional Vigilância Sanitária
CA	Acetato de Celulose
CPD	Catiônico brometo de cetilpiridínio
EPI	Equipamento de Proteção Individual
EPR	Equipamento de Proteção Respiratória
FSS	Fiação por sopro de solução
FTIR	Infravermelho por transformada de Fourier
IMMETRO	Instituto Nacional de Metrologia, Qualidade e Tecnologia
MEV	Microscopia Eletrônica de Varredura
NIOSH	National Institute for Occupational Safety and Health
PFF	Peça Facial Filtrante,
PLA	Ácido polilático
PVA	Acetato de polivinila
PVDF	Poli fluoreto de Venilideno
SBS	Solution Blow Spinning
SFS	Spunbond-FSS-Spunbond)
UFSC	Universidade Federal de Santa Catarina

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	12
2 OBJETIVOS	16
2.1 OBJETIVO GERAL.....	16
2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	16
3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	17
3.1 TÊXTEIS TÉCNICOS	17
3.2 TÊXTEIS MÉDICOS	19
3.3. TIPOS DE MÁSCARAS DE PROTEÇÃO	24
3.3.1 Máscaras de tecido	25
3.3.2 Máscaras N95 E PFF2.....	27
3.3.3 Máscaras cirúrgicas ou médicas.....	29
3.4 TÉCNICAS DE PRODUÇÃO DE NÃOTECIDO	31
3.4.1 PROCESSO DE FIAÇÃO POR SOPRO DE SOLUÇÃO (FSS).....	32
3.5 ESTADO DA ARTE.....	35
4.0 MATERIAIS E MÉTODOS.....	38
4.1 MATERIAIS.....	39
4.2 MÉTODOS	39
4.2.1 Equipamento de fiação por sopro por solução (FSS).....	39
4.2.2 Procedimentos experimentais	40
4.2.2.1 Preparação da Solução de PLA e obtenção de fibras pela FSS.....	41
4.2.3 CARACTERIZAÇÃO.....	41
4.2.3.1 Espectroscopia no infravermelho por transformada de FOURIER – FTIR.....	41
4.2.3.2 Microscopia eletrônica de varredura (MEV).....	41
4.2.3.3 Configuração de estrutura sanduíche (SFS).....	42
4.2.3.4 Taxa de transmissão ao vapor d'água (TTVA).....	43
4.2.3.5 Ensaio de filtração bacteriana.....	43
4.2.3.5.1 Propagação da bactéria.....	43
4.2.3.5.2 Sistema de filtração para a análise de retenção.....	44

5. RESULTADOS E DISCUSSÃO	45
5.1 ESPECTROSCOPIA NO INFRAVERMELHO POR TRANSFORMADA DE FOURIER (FTIR)	45
5.2 PRODUÇÃO DOS FILTROS BIODEGRADÁVEIS POR FIAÇÃO POR SOPRO DE SOLUÇÃO	46
5.3 ANÁLISE MORFOLÓGICA VIA MICROSCOPIA ELETRÔNICA VARREDURA.....	51
5.4 TAXA DE TRANSMISSÃO AO VAPOR D'AGUA(TTPV).....	57
5.5 DETERMINAÇÃO IN VITRO DA EFICIÊNCIA DE FILTRAÇÃO BACTERIANA....	58
6 CONCLUSÕES.....	61
REFERÊNCIAS	63

1 INTRODUÇÃO

A pandemia de COVID-19 provocou um grande consumo de equipamentos de proteção individual (EPI) em todo o mundo (DANIEL et al., 2021; OOI et al., 2021). Depois de identificadas as formas de propagação e contágio da COVID, ocorreu uma grande procura por máscaras de proteção individual que resultou também na escassez desses EPIs visto que antes da pandemia esses eram destinados, na sua maioria, aos profissionais da saúde (SILVA et al., 2021). Durante um período de aproximadamente dois anos, as máscaras de proteção tornaram-se obrigatórias em locais públicos na maioria dos países, como uma forma de proteção de baixo custo e eficaz para o controle da propagação do vírus SARS-CoV-2 (SOO et al., 2022).

No início da pandemia, a Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA) publicou protocolos e notas técnicas sobre o uso de equipamentos de proteção, incluindo os diversos modelos de máscaras usadas pela população e os profissionais da área da saúde (ANVISA, 2020). Segundo a ANVISA, as máscaras faciais de proteção podem ser classificadas em três tipos (i) máscaras de proteção de uso não profissional, (ii) equipamentos de proteção respiratória (também chamados de respiradores) e (iii) máscaras cirúrgicas (ANVISA, 2020).

As características exigidas para cada tipo de máscaras de proteção são padronizadas por normas internacionais, como a Organização Internacional de Padronização (ISO) bem como, por normas nacionais, como Normas Brasileiras Regulamentadoras (NBR). Essas normativas têm como objetivo orientar, padronizar e demonstrar procedimentos ou tratar as definições relacionadas com o tema.

Em linhas gerais, as máscaras de uso não profissional, destinadas à população em geral, são confeccionadas de tecidos diversos, sem elementos filtrantes, com finalidade de cobrir a boca e o nariz, com objetivo de servir como barreira física, reduzindo a propagação do vírus nos ambientes (ANVISA, 2020).

Já os equipamentos de proteção respiratória (EPR), mais conhecidos como respiradores, possuem um filtro eficiente que reduz a exposição respiratória do profissional à contaminantes de natureza química, física e biológica, em que o profissional é submetido em seu ambiente de trabalho. Existem três tipos de EPR disponíveis: os de uso limitado, conhecidos pela sigla PFF (peça semifacial filtrante) e os reutilizáveis com reposição dos filtros. O terceiro tipo é a máscara N95, cuja

eficácia da proteção respiratória é avaliada de acordo com a porcentagem de aerossol de teste capaz de atravessar as camadas filtrantes (ANVISA, 2009).

As máscaras cirúrgicas de não-tecido incluem principalmente três camadas: uma camada externa composta de fibras para garantir um desempenho à prova d'água; uma camada intermediária composta por um filtro de fibras fundidas (*meltblow*); e uma camada interna composta por fibras macias. O filtro produzido por fiação por fusão a sopro (*meltblow*) é a principal camada de filtração composta por microfibras, na qual o polímero fundido é extrudado por meio de pequenos bicos com a ajuda de gás de sopro de alta velocidade (DU; HUANG; WANG, 2022).

Embora a proteção respiratória dessas máscaras forneça o um alto nível de proteção disponível atualmente, sua eficiência de filtração para partículas abaixo de 300 nm é de cerca de apenas 85% devido ao seu tamanho de poros. Esse tamanho de poro é insuficiente para alguns microrganismos como o vírus SARS-CoV-2, já que este tem um diâmetro menor que 125 nm (EL-ATAB et al, 2020). Isto mostra que o estudo contínuo de técnicas e materiais disponíveis para produção de máscaras mais eficientes para a captação desses aerossóis é fundamental (LEUNG; SUN, 2020).

Portanto investir em máscaras de proteção com maior eficiência de filtração de patógenos é essencial, e as máscaras de proteção, principalmente de não tecidos, têm impulsionado a indústria têxtil a buscar por soluções e desenvolver produtos que possam dar funcionalidades aos materiais têxteis, como repelência a fluidos e efeitos antivirais.

Uma técnica muito estudada para produção de micro e nanofibras para fabricação de não tecidos, além das técnicas de *meltblow* e *spunbond*, é a eletrofiação (AGARWAL; GREINER; WENDORFF, 2013, YAN; NIU; LIN, 2018). Fibras eletrofiadas possuem características atrativas, como uma área de superfície muito elevada, flexibilidade, funcionalidades e ótimo desempenho mecânico (IMMICH, 2017).

Há, no entanto, novas técnicas de produção de nanofibras que têm chamado a atenção da comunidade científica, e dentre estas, destaca-se a fiação por sopro de solução (FSS), do inglês, *Solution Blow Spinning* (SBS) (MEDEIROS et al., 2009). Uma das principais vantagens desta técnica é a não utilização de altas tensões, tornando-se um processo mais seguro que a eletrofiação. Para a produção de fibras, a técnica permite o uso de uma diversidade de solventes, com um alto rendimento de produção de fibras e possibilidade de produção industrial em larga escala. Essas

fibras sopradas são amplamente utilizadas em processos de filtração (GAO *et al.*, 2021). Essa técnica foi desenvolvida por Medeiros e colaboradores (2009) e patenteada em 2014 (*Patent Number*: US 8.641.960 B1), a qual utiliza um aparato simples com tubos concêntricos auxiliados por uma corrente de ar que age soprando uma solução polimérica de forma a produzir nanofibras com alta taxa de produtividade (AZERÊDO, 2020; ELITON S. MEDEIROS, GREGORY M. GLENN, ARTUR P. KLAMCZYNSKI, WILLIAM J. ORTS, 2009).

Além da busca por diferentes técnicas de produção de fibras, a aplicação de diferentes materiais também deve ser considerada para melhorar a eficiência do sistema de proteção da máscara. Atualmente, o polímero mais recomendado para a produção de máscaras de proteção contra a COVID-19 é o polipropileno, polímero termoplástico de origem petroquímica. Além do polipropileno, outros materiais poliméricos também são utilizados para a produção de máscaras faciais, como a poliacrilonitrila (PAN), policarbonato (PC), poliestireno (PS), poliuretano (PU) e polietileno (PE) (AKBER ABBASI *et.al.*, 2020). Essas máscaras faciais, quando descartadas, não se degradam completamente devido à sua natureza excepcionalmente resistente, propriedades hidrofóbicas e a alta massa molar. Estes materiais degradam-se em níveis substanciais de microfibras, ou seja plásticos < 5 mm, definidos como microplásticos (MPs), sob condições ambientais por meio de processos físico-químicos e bioquímicos (DU; HUANG; WANG, 2022). Consequentemente, uma grande quantidade desses materiais poliméricos ficam no meio ambiente como microplásticos, e esses resíduos depositados no solo são posteriormente transportados para ambientes aquáticos, chegando aos oceanos por meio dos rios ou outros cursos de água, ocasionando um dos grandes problemas de poluição da atualidade, a contaminação dos oceanos por microplásticos (DU *et al.*, 2022). Contudo, existem polímeros biodegradáveis promissores, que podem vir a substituir os materiais sintéticos comumente utilizados em máscaras, tais como materiais à base de celulose, quitosana e poli(ácido láctico) (PLA) (BABAAHMADI *et al.*, 2021).

As mantas obtidas pelo método de fiação por sopro de solução (FSS) têm um grande potencial de uso em filtração devido aos seus pequenos poros com diâmetro médio da fibra, desde fibras nanométricas de 100-600 nm até tamanhos micrométricos de 5 µm e alta porosidade, similares às fibras obtidas pela eletrofiação. Além dessas características, ainda existe a vantagem de ser um processo mais seguro do que a

eletrofiação, por não precisar de alta tensão. Assim, devido às limitações das máscaras de proteção existentes e ao potencial dano ambiental produzido pelos polímeros de origem petroquímica, este projeto de pesquisa tem como objetivo principal a produção de não-tecidos biodegradáveis, obtidos por fiação por sopro de solução, como elemento filtrante para compor as máscaras de proteção.

2 OBJETIVOS

2.1 OBJETIVO GERAL

O objetivo geral deste projeto é produzir um filtro biodegradável de poli (ácido láctico) pela técnica de fiação por sopro de solução (FSS) para compor a camada interna de máscaras de proteção.

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Para alcançar o objetivo proposto, pretende-se:

- a) Selecionar os melhores parâmetros para produção das mantas de não tecidos variando a concentração da solução polimérica, taxas de injeção da solução e pressão do ar.
- b) Avaliar as propriedades morfológicas e de permeabilidade ao vapor d'água nas mantas de não-tecidos.
- c) Analisar a viabilidade da eficiência de filtração bacteriana para produção de sistemas de filtragem na configuração sanduíche SFS (*spunbond*-FSS-*spunbond*) formada por duas camadas externas de *spunbond* de uma máscara médica comercial com um núcleo formado pelas fibras de PLA.

3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

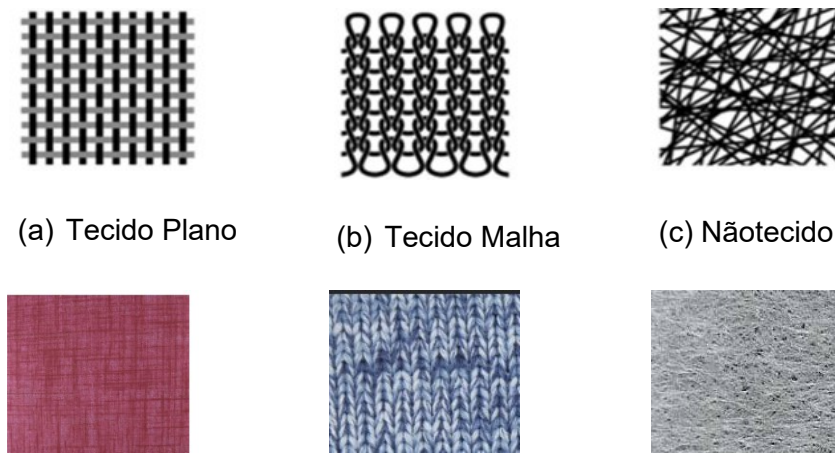
Nesse capítulo apresenta-se uma revisão bibliográfica sobre têxteis técnicos, mais especificamente têxteis médicos, com ênfase em máscaras proteção, seus mecanismos de ação, os principais tipos e aplicações desses têxteis e suas limitações. Além disso, técnicas convencionais e alternativas para a produção de não tecido para as máscaras cirúrgicas são apresentadas.

3.1 TÊXTEIS TÉCNICOS

Conforme a Associação Brasileira das Indústrias de não tecidos e tecidos técnicos, os têxteis técnicos (ABINT) são definidos como materiais essencialmente compostos por fibras, que se apresentam em diferentes estruturas de fios, tecidos e não tecidos, cujo desempenho é superior para determinadas aplicações, exibindo propriedades que garantem a segurança, praticidade e durabilidade (ABINT,1999; AVANCI et al., 2016).

A estrutura dos diferentes materiais têxteis tem grande importância em seu uso como têxteis técnicos. Os diferentes tipos de estrutura de tecidos planos, tecidos de malha e não tecidos podem determinar características importantes, tais como resistência mecânica, velocidade de absorção, gramatura, porcentagem de encolhimento, elasticidade, alongamento, resiliência, entre outros (OLIVEIRA, 2020). Na Figura 1, apresenta-se os tipos de estruturas têxteis.

Figura 1 - Tipos de Estruturas têxteis



Fonte: Elaborado pela Autora (2021).

O segmento dos têxteis técnicos é geralmente segmentado em diversas áreas em função das aplicações (ABINT, 2005). Aplicações associadas com a agricultura, geotêxteis, construção, arquitetura, vestuário, habitação, medicina, transporte, aeroespacial, esportes, proteção pessoal, entre outros são citadas na literatura. São usados 12 pictogramas para a identificação das diferentes categorias de aplicações dos têxteis técnicos, criado na principal feira internacional de têxteis técnicos, a “*Techtextil*”, conforme apresentado na Figura 2.

Figura 2 – Aplicações dos têxteis técnicos.



Fonte: Adaptado de Bispo (2021)

A cadeia de produção de têxteis técnicos é longa e complexa e se estende desde a preparação de polímeros para fibras e membranas até a fabricação de estruturas mistas de tecido plano, malha e não tecidos (BOTTINI, 2018).

O crescente uso de têxteis técnicos em indústrias, como de automóveis, construção, geotêxtil e saúde, impulsionam o mercado desse setor. Segundo dados da Invest India a demanda por têxteis técnicos foi avaliada em US\$165 bilhões no ano de 2018 e deve crescer até US\$ 220 bilhões em 2025, a uma taxa de crescimento anual composta (CAGR) de 4% de 2018-25. A região da Ásia-Pacífico tem liderado o setor de têxteis técnicos, capturando 40% do mercado global, enquanto a América do Norte e a Europa Ocidental representam 25% e 22%, respectivamente.

Dentre os têxteis técnicos, o segmento de tecidos médicos é um dos mais importantes devido à possibilidade de uso em produtos de saúde (PAUL, 2019). Os têxteis médicos, usualmente conhecidos como Medtech, constituem um dos setores em expansão mais dinâmico, utilizados na indústria dos cuidados de saúde (TEIXEIRA, 2015).

Segundo a Mordor Intelligence, 2021, estima-se que o mercado de têxteis médicos cresça em um CAGR de cerca de 6% globalmente durante o período de 2023 a 2028. Os principais fatores que impulsionam o mercado foram a pandemia o número crescente de cirurgias e a crescente necessidade de material de curativo de alta qualidade. Atribui-se principalmente esse crescimento ao uso de produtos médicos não implantáveis, implantes, suturas extracorpóreas e cirúrgicos. A seguir os têxteis médicos serão apresentados com mais detalhes.

3.2 TÊXTEIS MÉDICOS

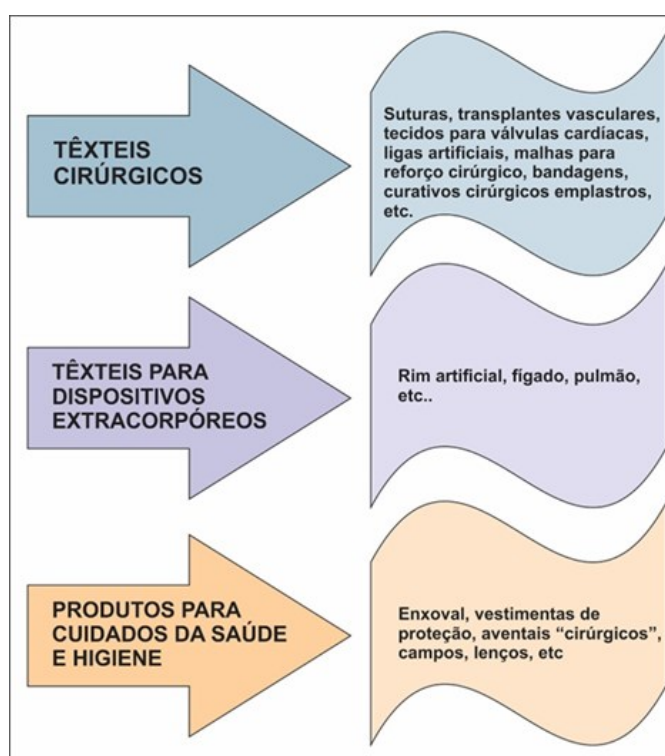
Os têxteis médicos (TM) são produtos idealizados para atender necessidades específicas e adequados a aplicações médicas e cirúrgicas, intervindo de forma direta no tratamento médico, cirúrgico e pós-cirúrgico do paciente (REBELO, 2011). Esse material pode ser estruturado em tecido plano, de malha, entrançados e não tecidos (IPT, 2017).

O uso mais comum desses TM envolve criar condições de assepsia de proteção, saúde e higiene. Exemplos incluem roupas de cama, campos cirúrgicos, aventais cirúrgicos, máscaras faciais, propés, envoltórios de esterilização, âncoras de suturas e também materiais para preparação dos lenços umedecidos, cotonetes, curativos,

gazes, roupas de pressão, válvulas cardíacas, enxertos vasculares, veias artificiais, ligamentos, pele artificial e cartilagem (VAISHYA et al., 2018).

A importância dos têxteis médicos é estabelecida por suas boas propriedades físicas, estruturais e mecânicas, tais como, resistência, extensibilidade, flexibilidade, permeabilidade ao vapor, ar e líquidos (FERREIRA et al., 2014). Os têxteis médicos dividem-se em três categorias, conforme a aplicação (IPT, 2017), como apresentado na Figura 3.

Figura 3 – Categorias e uso dos têxteis médicos



Fonte: Adaptada de IPT (2017).

Os primeiros materiais têxteis médicos eram feitos de fibras naturais e, com o avanço da tecnologia, as fibras sintéticas assumiram uma importância na sua fabricação (ZHANG et. al., 2018). No Quadro 1, são apresentadas as aplicações dos têxteis médicos, bem como tipos de fibras e estruturas têxteis.

Quadro 1 – Aplicações dos têxteis médicos com seus referidos tipos de materiais

Aplicações	Tipos de fibra	Estruturas têxteis
Artigos de cama		
Cobertores/Mantas	Algodão/Poliéster	Tecido/Malha
Lençóis	Algodão	Tecido
Almofadas	Algodão	Tecido
Vestuário		
Uniformes	Algodão/Poliéster	Tecido
Vestuário de proteção	Poliéster/Polipropileno	Nãotecido
Batas	Algodão/Polipropileno/Poliéster/Fibras celulósicas/Polietileno	Tecido/Malha e Nãotecido
Gorros	Viscose	Nãotecido
Máscaras	Viscose/Poliéster/Vidro	Tecido/Malha e Nãotecido
Fraldas para incontinência		
Camada absorvente	Lã/superabsorventes/Pasta de celulose	Nãotecido
Camada de Exterior	Polietileno	Nãotecido
Artigos de Limpeza	Viscose	Nãotecido
Campos Operatórios		
Cirurgias	Algodão/Polipropileno/Poliéster/Fibras celulósicas/Polietileno	Tecido, Malha e Nãotecido

Fonte: Araújo (2002).

Mais de 60% do total dos têxteis médicos produzidos utilizam a estrutura de nãotecidos (ZHANG; MA, 2018). De acordo com a *American Society for Testing Materials* (ASTM D 1117-80), o termo nãotecido (*nonwoven* - em inglês) corresponde a uma estrutura têxtil produzida pela ligação e/ou a interligação de fibras têxteis por meio de processos mecânicos, químicos, térmicos, por meio de solventes e suas possíveis combinações (HOELZEL ET AL., 2020).

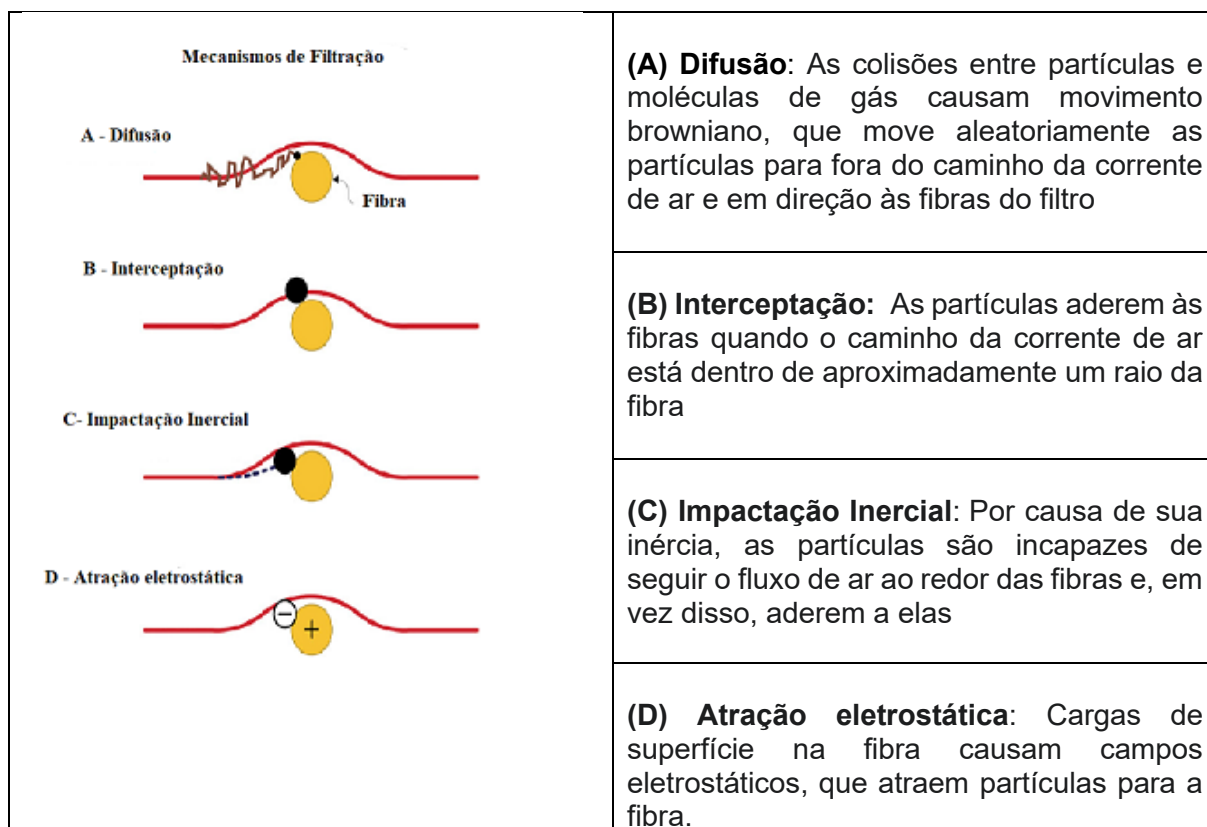
Segundo ABIT (2019), o consumo aparente de nãotecidos no Brasil alcançou 312.158 toneladas, sendo que os descartáveis (médico-hospitalar, higiênico, limpeza doméstica e filtração) cresceram 4,7% em 2019.

Com o surgimento da COVID-19 em dezembro de 2019, as autoridades públicas de todo mundo se mobilizaram para limitar a propagação da infecção do vírus, com o uso de equipamentos de proteção individual (EPI) usados nos centros cirúrgicos, nas enfermarias dos hospitais ou clínicas para a higiene, cuidados e segurança de colaboradores e pacientes (HOELZEL et al., 2020).

Segundo pesquisadores, a transmissão do vírus se dá, principalmente, pela propagação de gotículas respiratórias expelidas pelas vias aéreas de pessoas infectadas quando elas tosse ou se comunicam (VIANA, 2021). As partículas maiores, geralmente acima de 5 μm de diâmetro estão sujeitas a forças gravitacionais e a transmissão aérea ocorre quando partículas respiratórias menores, geralmente menores de 5 μm de diâmetro, chamado de aerossóis, ficam no meio circundante por tempo prolongado e pode difundir profundamente no tecido pulmonar quando inalados (STITI *et al.*, 2022).

Segundo Beesoon et al. (2020), as máscaras cirúrgicas e respiradores em relação a filtração de gotículas respiratórias e bioaerossóis do ar ocorrem por meio de uma combinação de mecanismos como de sedimentação por gravidade, interceptação, impactação inercial, difusão e atração eletrostática. O principal mecanismo de filtração para gotículas respiratórias com cerca de 10 μm de diâmetro é o mecanismo de sedimentação por gravidade e impactação inercial, sendo que a atração eletrostática e a ligação às fibras das máscaras de proteção são o principal método pelo qual os bioaerossóis na faixa de 0,1 a 1 μm são capturados através de máscaras de proteção (Figura 4).

Figura 4 – Mecanismo de filtragem de partículas



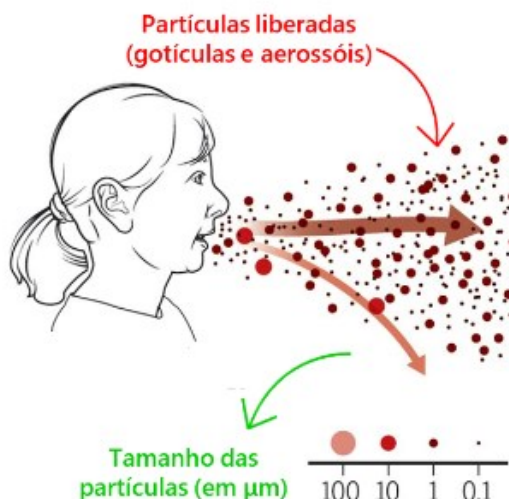
Fonte: Adaptado de Salter (2020).

Portanto, conhecer os mecanismos de captura de partículas do meio filtrante é importante para buscar novas tecnologias capazes de melhorar a eficácia de diferentes tipos de máscaras utilizadas atualmente.

A transmissão do SARS-CoV-2 pode ocorrer através do contato direto, gotículas e aerossóis. O contato indireto ou próximo com pessoas infectadas pode ser por secreções infectadas como saliva e secreções respiratórias ou de suas gotículas respiratórias, que são expelidas quando uma pessoa infectada tosse, espirra ou fala. Por sua vez a transmissão por aerossóis é definida como a disseminação de um agente infeccioso causada pela dispersão de núcleos de gotículas (aerossóis) que continuam infecciosos quando suspensos no ar por longas distâncias. Resumindo, as gotículas respiratórias caem no chão mais rápido do que evaporam, permitindo assim uma maior taxa de contaminação de superfícies. Já os aerossóis permanecem mais tempo no ar e podem ser transportados por longas distâncias, permitindo uma maior taxa de contaminação por inalação. Quando expelidas, gotículas de 100 µm atingem o chão em 4,6 segundos e uma distância de quase 2,5 metros, enquanto uma partícula

de aerossol de 1 μm poderia permanecer no ar por cerca de 12 horas. Essa diferença no comportamento do tamanho das partículas está ilustrada na Figura 5.

Figura 5 – Diferenças de tamanhos de gotículas e aerossóis



Fonte: UNICAMP (2020).

Diante dessa grande demanda, o uso de máscara se tornou fundamental no combate ao coronavírus, tanto para a proteção da população e equipe médica na pandemia (BEESOON et al., 2020). Devido à importância das máscaras de proteção para este projeto, torna-se fundamental a descrição das diferentes máscaras utilizadas como equipamentos de proteção.

3.3. TIPOS DE MÁSCARAS DE PROTEÇÃO

Dentre as máscaras de proteção utilizadas, podem ser citadas as máscaras de tecido, de uso não profissional e as máscaras cirúrgicas, usadas para evitar a dispersão de grandes gotículas respiratórias. Além das máscaras de tecidos e cirúrgicas, as peças faciais de filtragem PFF1, PFF2, PFF3 e N95/PFF2 são também, consideradas máscaras de filtragem de alto desempenho, bloqueando não apenas gotículas, mas até 95% de partículas de aerossol sólido e líquido.

No Quadro 2 é apresentado um comparativo em relação aos tipos e as eficiências relativas de máscaras respiratórias comerciais encontradas.

Quadro 2 – Comparação em relação aos tipos e as eficiências das proteções respiratórias existentes no mercado

Tipo	Normas	Eficiência
PFF2 (Peça Facial Filtrante) /N95	Respiradores (conforme ABNT NBR 13698:2011)	Respiradores com classificação PFF2 seguem as normas brasileiras ABNT/NBR 13698:2011 apresentam eficiência mínima de filtração de 94%. Já os respiradores N95 seguem a norma americana e apresentam eficiência mínima de filtração de 95%.
PFF3 (Peça Facial Filtrante)	Respiradores (conforme ABNT NBR 13698:2011)	Respiradores com classificação PFF3 seguem as normas brasileiras ABNT/NBR 13698:2011 e a europeia e apresentam eficiência mínima de filtração de 99%.
Máscaras Cirúrgicas descartáveis	I - ABNT NBR 15052:2021 - Artigos de não tecido de uso odontológico-hospitalar - Máscaras cirúrgicas - Requisitos; e II - ABNT NBR 14873:2002 - Não tecido para artigos de uso odontológico-médico-hospitalar - Determinação da eficiência da filtração bacteriológica.	O não tecido utilizado deve ter a determinação da eficiência da filtração bacteriológica pelo fornecedor do material, cujo elemento filtrante deve possuir eficiência de filtragem de partículas (EFP) 98% e eficiência de filtragem bacteriológica (BFE) 95%.
Máscaras de proteção respiratória de uso não profissional.	ABNT PR 1002:2020 Fabricação em série e fabricação artesanal de máscaras de proteção respiratória de uso não profissional	A penetração da máscara de proteção respiratória para uso não profissional deve ter, conforme desejado, capacidade de filtragem de 70 % para partículas sólidas ou para partículas líquidas. A eficiência de retenção se aplica às máscaras de proteção respiratória para uso não profissional que sofreram cinco lavagens.

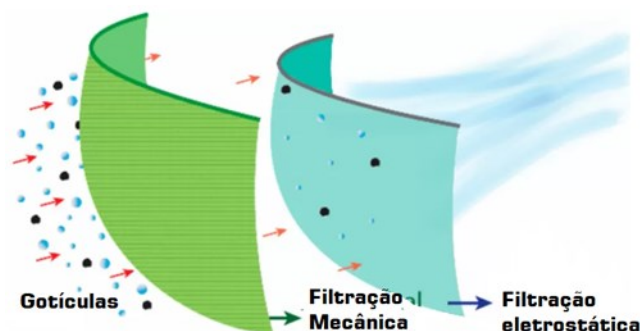
Fonte: Elaborado pela Autora (2022).

3.3.1 Máscaras de tecido

As máscaras de tecidos são aquelas produzidas artesanalmente a partir de materiais convencionais, como tecidos, malha ou retalhos, que podem ser lavadas e reutilizadas. As recomendações para o uso dessas máscaras em ambientes públicos foi um assunto exaustivamente estudado e utilizado desde 2020, para garantir uma

proteção eficiente para esse tipo de máscaras (TAMINATO et al., 2020; GARCIA, 2020; SILVA et. al., 2020). Essas máscaras de tecidos foram utilizadas pela maioria da população, a fim de reduzir a incidência de contaminação e controlar a propagação do vírus SARS-CoV-2. A Figura 6 apresenta a configuração de dupla camada das máscaras de tecido utilizada pela população na pandemia.

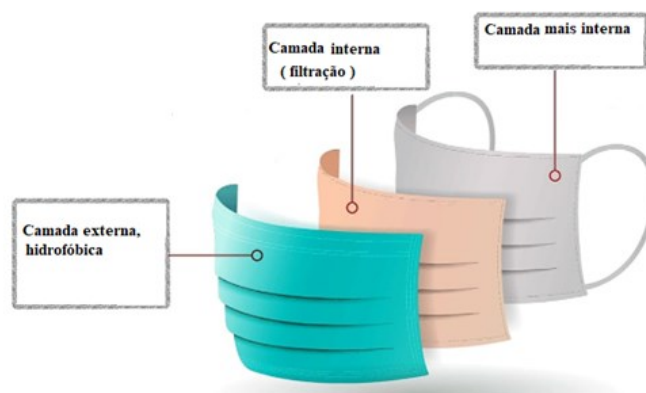
Figura 6 – Dupla camada das máscaras de tecido de uso comum.



Fonte: Adaptada de ANVISA (2020).

Para obter sua funcionalidade, é importante que essas máscaras tenham camada tripla e não dispor de válvulas. A camada externa e a mais interna (que mais próxima do contato com a boca) devem ter um tecido impermeável (como um poliéster, por exemplo) e a camada do meio que funciona como um filtro (podendo ser um polipropileno) uma fibra sintética para melhorar o desempenho de filtração ou retenção de gotículas (SOUSA et al., 2021). Na Figura 7 é apresentado um esquema com a recomendação da tripla camada das máscaras de tecido.

Figura 7 – Recomendações da tripla camada de máscaras de tecido



Fonte: Adaptada de ANVISA (2020).

Dessa forma, o uso de máscaras de tecido apresenta-se como uma medida de saúde pública eficiente, uma vez que é capaz de interromper a cadeia de transmissão da doença por meio do bloqueio de fontes infecciosas reduzindo o risco de contaminação no ambiente através de uma barreira física (GARCIA, 2020).

A eficiência de filtração dessas máscaras está associada ao tipo de tecido e ao número de camadas. A quantidade de lavagens das máscaras propiciam mudanças na morfologia do tecido, danificando as fibras de tecido e aumenta o tamanho de poros, comprometendo a eficiência de filtração (SILVA *et al.*, 2020). Portanto, os aspectos de tipo de tecido, número de camadas, o pré-tratamento do tecido ou outros compostos que possam aumentar a eficiência de filtração, sem comprometer a respirabilidade, devem ser considerados na fabricação das máscaras de tecidos

3.3.2 Máscaras N95 E PFF2

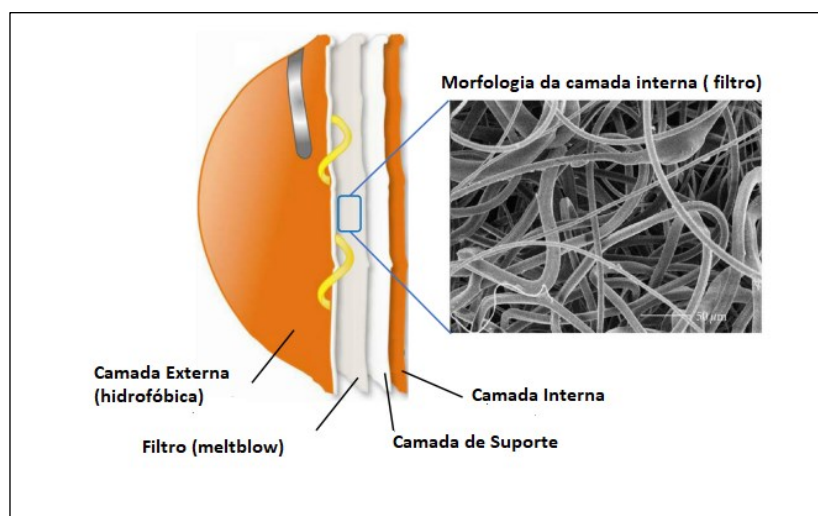
O uso de proteção respiratória N95/PFF2, conhecidos como respiradores, são indicados para a realização de procedimentos com risco de geração de aerossolização, tais como: intubação ou aspiração traqueal, ventilação não invasiva, broncoscopias, entre outros (ANVISA, 2020). Enquanto a PFF2 é certificada pelo órgão brasileiro IMMETRO (Instituto Nacional de Metrologia, Qualidade e Tecnologia), a N95 é certificada pelo órgão Americano NIOSH (*National Institute for Occupational Safety and Health*), mas ambas têm praticamente o mesmo nível de proteção, ou seja,

capacidade de filtração acima de 94%, o que as capacita para filtrar partículas de tamanho submicrométrico

Em outras partes do mundo, as máscaras de proteção com graus de filtração equivalentes ao N95 são FFP2 (União Europeia), KN95 (China), DS / DL2 (Japão) e KF94 (Coreia do Sul) (LIAO et al., 2020) e suas características necessárias para esse tipo de proteção respiratória no Brasil encontram-se descritas na ABNT NBR 13698/2011.

A Figura 8 mostra a estrutura em 3 camadas do respirador N95, com uma camada externa hidrofóbica, construída de um não-tecido de polipropileno (PP) pela técnica de *spunbound* (do inglês fiação por extrusão contínua), uma camada intermediária filtrante também de PP, porém este não-tecido é produzido via técnica de *meltblow* (do inglês fiação por fusão a sopro), uma camada de suporte e uma camada interna via *spunbond*.

Figura 8 – Estrutura do respirador N95



Fonte: Adaptado de ESSA et al. (2021).

Esses respiradores, ao serem ajustados na face, promovem uma boa vedação, o que protege o usuário contra aerossóis e retém gotículas, além de evitar o contato das mãos com a boca e o nariz. É um equipamento de proteção importante, levando-se em consideração que as gotículas têm um tamanho maior que cinco micrômetros e podem atingir as mucosas da boca e do nariz. Já os aerossóis são partículas menores que cinco micrômetros, podendo permanecer no ar por horas e penetrar nas

vias respiratórias mais profundas. É utilizada, também, a carga eletrostática via efeito corona, para melhorar a eficiência de filtração (TSAI, 2020).

3.3.3 Máscaras cirúrgicas ou médicas

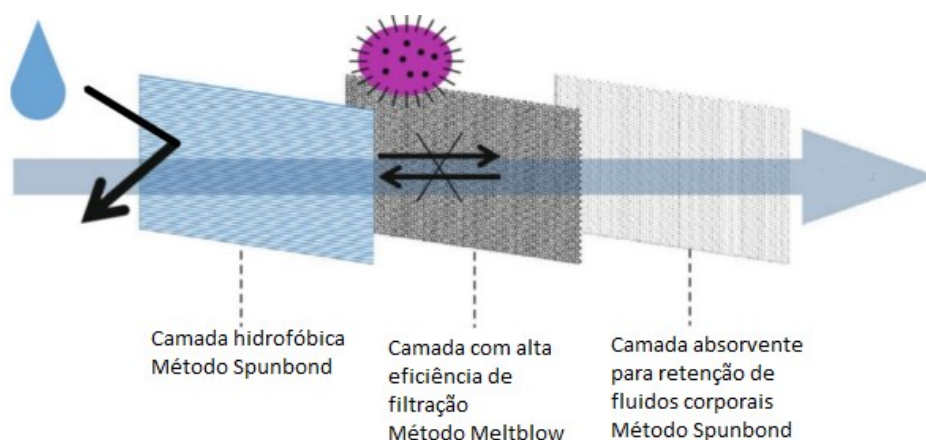
As máscaras cirúrgicas ou médicas protegem o usuário gotículas maiores que 5 micrômetros e respingos e protegem os indivíduos que se aproximam do usuário das emissões respiratórias deste, servindo como uma barreira física, reduzindo infecções. Diaz e Smaldone (2010) foram os primeiros a avaliar o papel das máscaras cirúrgicas no controle das fontes respiratórias. Em um estudo randomizado eles descobriram que a aplicação de uma máscara cirúrgica na fonte (pacientes contaminados) poderia reduzir drasticamente a exposição do receptor (profissional da saúde ou outros) a um aerossol radiomarcado (DIAZ SMALDONE, 2010).

Uma máscara cirúrgica adequada deve ter as seguintes propriedades: boa capacidade de filtração de microorganismos; baixa resistência à respiração, hipoalergênica, confortável para o usuário e acessível. No entanto, no contexto da pandemia de Covid-19, a propriedade mais relevante da máscara facial é a capacidade de filtrar minúsculas gotículas respiratórias, e partículas aerossolizadas, ou seja, é importante que as máscaras bloqueiem as gotículas, permitindo que o vapor de umidade escape facilmente para evitar o acúmulo entre a face e a máscara médica.

As máscaras cirúrgicas e/ou médicas têm 80% de eficiência de filtração possuem poros submicrométricos capazes de filtrar as gotículas suspensas (<5 micrômetros) e seu encaixe na borda solta leva de 40 a 60% da inalação do ar através da lacuna entre sua borda e a face.

As máscaras cirúrgicas são comumente compostas por 3 camadas independentes de material não tecido SMS (*spunbond-meltblown-spunbond*) conforme representado na Figura 9. A camada hidrofóbica e absorvente é produzida com não tecido *spunbond* (fiação por extrusão contínua), que oferece estrutura ao produto. E por último, a camada do meio (ou filtro) um não tecido do tipo *meltblown* (fiação por fusão a sopro) que garante a eficiência à filtração (ABINT, 2020).

Figura 9 – Tripla camada de uma máscara cirúrgica



Fonte: Adaptado de CHUA et al. (2020).

As máscaras cirúrgicas não são testadas nem certificadas para uso como dispositivos de proteção respiratória nas normas internacionais e nacionais, como a N95/PFF2. As máscaras se classificam como vestimentas médicas destinadas a proteção dos pacientes e pessoas em contato com pacientes, na transmissão de microrganismos, fluidos corpóreos e materiais particulados (PATEL et al., 2016).

Alguns parâmetros nas máscaras cirúrgicas ou médicas são necessários para garantir a eficiência e o mínimo de contaminação cruzada entre o profissional da saúde e os pacientes. Esses parâmetros são descritos em normativas que estabelecem os requisitos mínimos para as máscaras cirúrgicas, como eficiência de filtração de partículas e filtragem bacteriana, parâmetros de pressão diferencial (permeabilidade) e pressão de resistência a projeções a fluidos exigidas pela ANVISA (ABNT NBR 15052:2004).

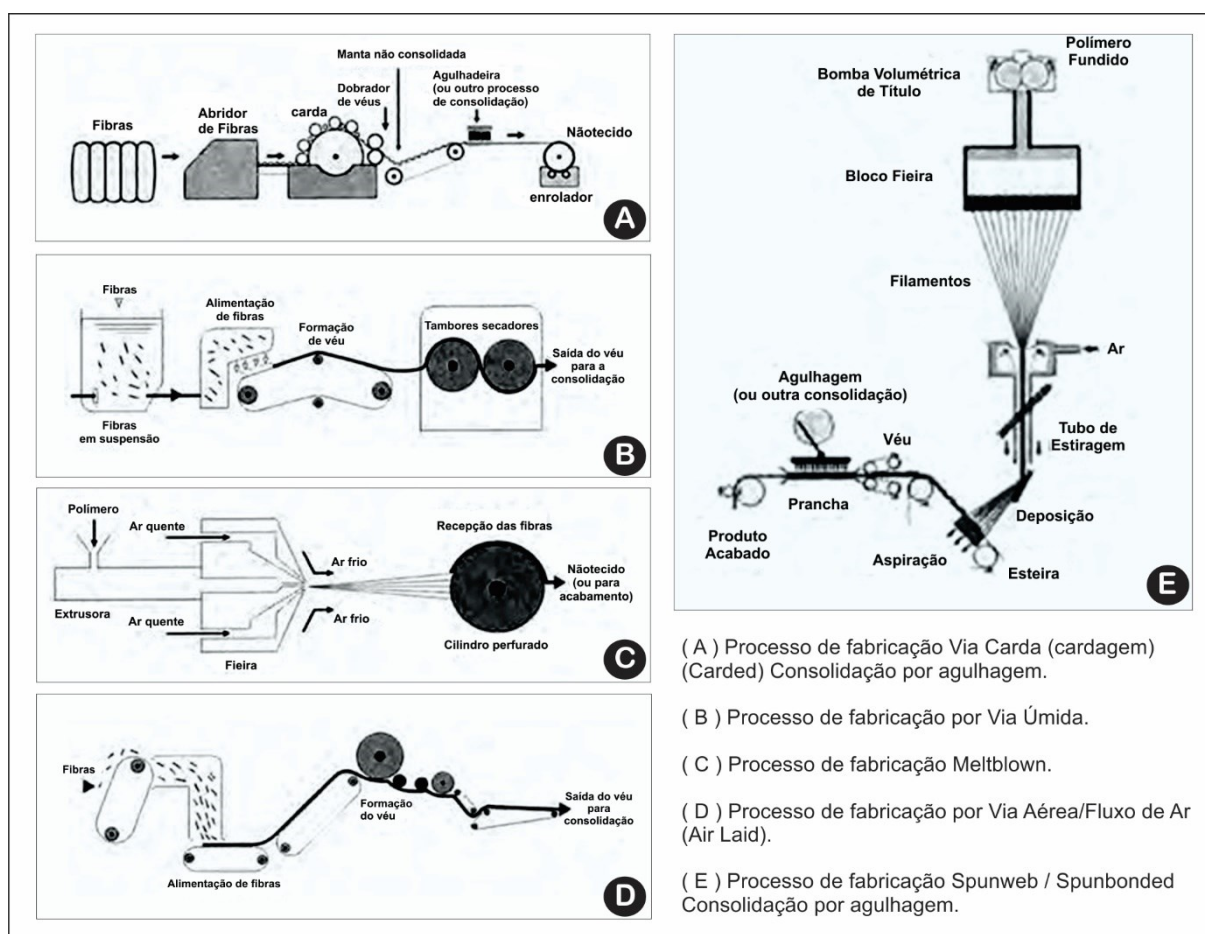
Existem as máscaras utilizadas por não profissionais da saúde que são compostas por apenas duas camadas, fabricadas somente por via *spunbond*, que não possui a camada de filtração e não pode ser utilizada em ambientes de saúde, (DE CAMARGO et al., 2020).

A seguir, são apresentados os métodos convencionais e alternativos de produção de não tecidos e suas características principais.

3.4 TÉCNICAS DE PRODUÇÃO DE NÃOTECIDO

Existem três técnicas convencionais para a produção de nãotecidos: fiação por via seca, via úmida e via fundida. A fiação por via seca (*dry laid*), inclui os processos de fabricação de nãotecidos via carda/cardagem (*carded*) e via aérea/fluxo de ar (*air laid*). No processo por via úmida (*wet laid*), as fibras são suspensas em meio aquoso e depois são coletadas através de filtração por um anteparo em forma de manta. O processo por via fundida (*molten laid*) inclui a fiação contínua/ extrusão (*spunbond*) e via sopro (*meltblown*) (ABIT, 1999). A seguir a figura 10 com as técnicas convencionais para a produção de tecidos nãotecidos.

Figura 10 – Técnicas convencionais para a produção de tecidos nãotecidos



Fonte: Adaptado ABINT, 1999

Dentre esses processos citados, os de fiação por via fundida ganharam muito destaque nos últimos anos, por serem utilizados na manufatura de não tecidos médicos, como as máscaras cirúrgicas. Dessa forma, esses processos serão melhor detalhados, pois são de interesse desta pesquisa.

No processo de via fundida, por fiação contínua (*spunbond*), o polímero termoplástico é fundido e forçado a passar através de uma fiação, formando os filamentos. Após, os filamentos são resfriados com um jato de ar frio e estirados para depois serem depositados sobre uma esteira, formando um véu ou manta. No processo de fiação *meltblown*, um polímero termoplástico é fundido e forçado a passar através de uma fiação com orifícios muito pequenos, e imediatamente um fluxo de ar frio solidifica a massa em fibras muito finas, que são sopradas em alta velocidade para uma tela coletora formando a manta (ABINT, 1999). Após a formação do véu ou da manta, é necessário realizar a sua consolidação (*web bonding*) que pode ser por processos mecânicos (fricção) químicos (adesão) e/ou térmicos (coesão) que é a consolidação mais comum utilizada durante a fabricação de não tecidos, nesse processo as fibras são ligadas pela ação da temperatura através de sua fusão.

Técnicas alternativas, porém, ainda conceituais, para a produção de não tecido são a eletrofiação e a fiação por sopro de solução (FSS), do inglês *solution blowspinning* (SBS). A eletrofiação, apesar de ser uma técnica simples e de baixo custo, requer o uso de altas tensões para a produção das nanofibras e tem baixa produção de fibras em relação às demais técnicas. Já, a técnica de FSS consegue ser ainda mais simples que a eletrofiação, por não usar a alta tensão como força motriz para formação das fibras, usando ar comprimido para soprar o polímero e formar a fibra. A técnica de FSS permite uma maior produção de fibras em relação a eletrofiação.

3.4.1 PROCESSO DE FIAÇÃO POR SOPRO DE SOLUÇÃO (FSS)

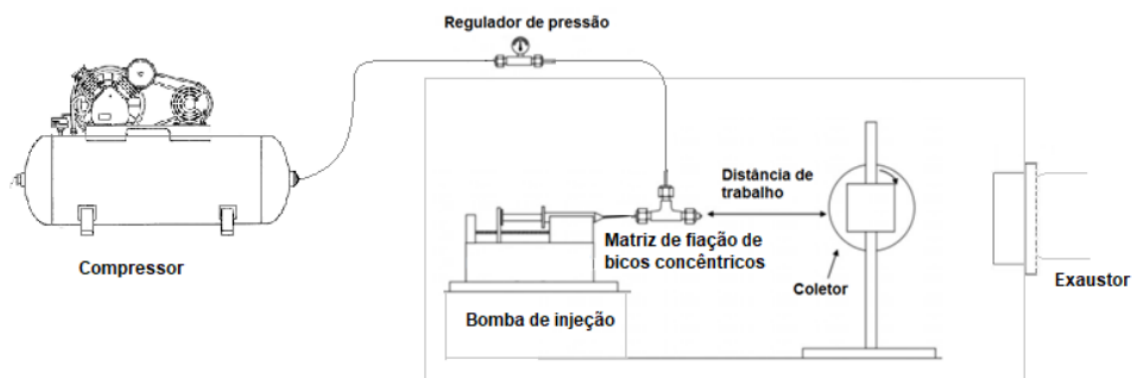
A técnica de fiação por sopro de solução (*solution blow spinning*) foi desenvolvida e reportada por Medeiros e colaboradores em 2009 (MEDEIROS et al., 2009) usando elementos das tecnologias de eletrofiação e fiação por fusão e sopro como um método alternativo para fazer não tecidos de micro e nanofibras. Essa técnica resulta em fibras com diâmetros comparáveis aos obtidos pelo processo de

eletrofiação com a vantagem de ter uma taxa de produção de fibra (medido pela taxa de injeção de polímero) várias vezes maior.

Essa técnica surgiu como uma técnica alternativa e concorrente com a eletrofiação, por ter características de alta taxa de produtividade e produção de fibras em escala comercial, sem a necessidade de altas tensões (SILVA et al., 2015). Além de ser de baixo custo, as fibras podem ser depositadas diretamente sobre quaisquer tipos de superfícies, desde coletores não metálicos, como materiais têxteis e até tecidos vivos, confirmando o potencial de aplicação das nanofibras produzidas por esse processo em diversas aplicações.

O equipamento usado para essa técnica consiste em dois bicos concêntricos, sendo que através do bico interno passa a solução polimérica que é bombeada e um bico externo por onde passa uma corrente de ar pressurizado. Quando a tensão superficial gerada pela solução polimérica é superada pelas forças aerodinâmicas provenientes do gás pressurizado, fluxos da solução polimérica são lançados ao coletor com rotação controlável, (SILVA; OLIVEIRA; MEDEIROS, 2015; MEDEIROS, 2009). Durante o trajeto, o solvente da solução evapora formando fibras que, dependendo das condições de processamento, podem ser micro ou nanoescala.

Figura 11 – Desenho esquemático do aparato da fiação por sopro de solução com coletor fixo.



Fonte: AZERÊDO (2020).

Os parâmetros que influenciam na morfologia das microfibras/nanofibras são as propriedades da solução, como interação polímero-solvente, concentração do polímero, viscosidade, taxa de evaporação; e variáveis do processo, como taxa de injeção, pressão, distância de trabalho, temperatura, umidade, velocidade e tipo de

coletor (MEDEIRO, 2009; DIAS, 2019) e por fim, a protrusão do bico interno em relação ao bico externo (ALMEIDA, 2021).

Estudos mostram que os diâmetros das fibras tendem a aumentar de acordo com o aumento da concentração e taxa de injeção da solução e esse fato pode ser contornado pelo aumento da pressão (DARISTOTLE, et al 2016). De acordo com OLIVEIRA et al. (2019), em altas pressões, a força de arraste do jato polimérico é maior, possibilitando o maior estiramento da fibra que resulta em diâmetros menores e para as baixas concentrações existe formação de fibras finas com presença de *beads*, aumentando a concentração a espessura das fibras aumenta, entretanto se a concentração for muito alta pode ocorrer o entupimento do bico ejetor. Nos estudos de Medeiros e colaboradores a taxa de injeção da solução não afeta significativamente o diâmetro das fibras, porém acima de 60 $\mu\text{L}/\text{min}$ houve uma consistência maior na espessura da fibra para taxas produção maiores, abaixo de 20 $\mu\text{L}/\text{min}$, o fluxo na agulha interna do bico ejetor não foi contínuo (MEDEIROS et al., 2009).

Em resumo, o tipo de polímero, a massa molar e a concentração da solução são os fatores que mais afetam a morfologia das fibras, porém os parâmetros de taxa de injeção e pressão devem estar em equilíbrio para a produção de fibras sem formação de *beads*. No Quadro 3 é apresentada uma comparação entre os processos de eletrofiação e a FSS.

Quadro 3 – Comparação entre processos de produção de nãotecido.

Processo	Vantagens	Desvantagens
Eletrofiação	Capacidade de controlar o diâmetro das fibras, microestrutura e arranjo; Vasta seleção de materiais que podem ser empregados por esta técnica, Fácil incorporação de aditivos nas fibras (LIAO et al., 2017). Fibras distribuídas de forma aleatória (CHRONAKIS, 2010)	O processo necessita de altas tensões e de um coletor aterrado, Operação de risco para o operador Muito controle de variáveis de processo; Baixa produção de fibras (SILVA, 2019). Formação da fibra é impulsionada por um campo elétrico (DARISTOTLE ET AL., 2016)
FSS	Baixo custo, seguro, Fabricação em grande escala, sem tensão Ampla gama de materiais, boas perspectivas de industrialização (GAO et al, 2021) Formação da fibra não impulsionada por um campo elétrico (DARISTOTLE et al., 2016)	Fibras menos uniformes que a eletrofiação e porosidade e o tamanho da fibra tem qualidade inferior as fibras obtidas por eletrofiação e deposição aleatória e morfologia pobre da fibra (SONG et al 2020).

Fonte: Elaborada pelo Autor (2022).

3.5 ESTADO DA ARTE

O Quadro 4 traz alguns resultados de pesquisas produzidas pelas técnicas alternativas para aplicação em filtragem.

Quadro 4 –Resultados de pesquisas sobre a Técnica FSS

Material	Resultados	Referências
Polímero: poli (ácido láctico) Solvente: Diclorometano.	Diâmetros médios de fibras de $510 \pm 252 \mu\text{m}$ enquanto as mantas de não tecido com PLA 16% m/v tiveram diâmetros médios de fibras de $1077 \pm 632 \mu\text{m}$.	(Azeredo, 2020)
Nanofibras diacetato de celulose (CDA), poli (acrilonitrila) (PAN) e poli (fluoreto de vinilideno) (PVDF)	Alta eficiência de filtração e boa respirabilidade Entre as três nanofibras testadas. O diâmetro médio encontrao CDA $950 \mu\text{m}$ PAN $590 \mu\text{m}$; PVDF $660 \mu\text{m}$ e PP $3900 \mu\text{m}$.	
Uso de resíduos de acrilonitrila butadieno estireno (ABS). Solvente: utilizado dimetilformamida (DMF) e tetrahidrofurano. Utilizando um aerógrafo comercial modificado.	Os diâmetros médios foram de $0,111 \mu\text{m}$, a $0,142 \mu\text{m}$. O diâmetro da fibra aumenta à medida que a concentração da solução aumenta.	(MUNIR; KAMIL; BURHANUDDIN, 2022)
Polímero succinato de polibutileno (PBS) . Solvente: Clorofórmio.	As nanofibras de PBS exibiram diâmetros de fibra extremamente finos (130 nm) com alta porosidade ($97,4\%$).	(Bang <i>et al.</i> , 2023)

Fonte: Elaborado pela Autora (2023)

A técnica FSS, desde o seu desenvolvimento em 2009, tem recebido grande atenção e se tornou um método eficiente para o processamento de materiais de fibra. Especificamente, trata-se de uma tecnologia de preparação de nanofibras, que se originou da combinação da eletrofiação e da tecnologia tradicional de sopro por fusão.

As fibras fiadas por FSS podem ser montadas em uma variedade de configurações, incluindo esponjas, esteiras, papéis e filmes. A espessura dos materiais de fibra também pode ser facilmente regulada, o que é uma vantagem importante da FSS.

De acordo com Azeredo (2020), as mantas de não tecido com a finalidade de uso em sistemas de microfiltração foram produzidas por FSS e avaliadas por microscopia eletrônica de varredura (MEV), análises térmicas (TG e DSC), ensaio mecânico de tração, fluxo de água e capacidade de retenção de partículas de alumina e de bactérias. Observou-se que, soluções com concentrações poliméricas baixas (10%) produziram fibras de menor diâmetro médio, com maior cristalinidade, impactando a resistência à tração. Soluções de maior concentração (16%) produziram mantas de não tecido com menor resistência ao fluxo de água. O estudo evidenciou a influência da concentração polimérica utilizada na fiação nos diâmetros de fibra das mantas de não tecido obtidas. Em relação a retenções de bactérias *E. coli* os resultados demonstraram apenas cerca de 7% de retenção, não importando qual manta tenha sido utilizada. Esse valor baixo pode ser atribuído ao tamanho pequeno das bactérias (diâmetro de 0,5 μm) em relação aos diâmetros das mantas de não tecido aliado também à capacidade de deformação das bactérias em membranas filtrantes.

Tan *et al.* (2019) estudou três tipos diferentes de materiais de nanofibras (ou seja, diacetato de celulose (CDA), poli(acrilonitrila) (PAN) e poli- (fluoreto de vinilideno) (PVDF) produzidos a partir da fiação por sopro de solução foram aplicados em máscaras de filtro comerciais como fosse um sanduiche. A primeira e a última camada foram compostas de não tecido de polipropileno (PP) da própria máscara e a camada do meio foi composta por uma, duas ou três camadas de nanofibras (3 x 3 cm) de CDA, PAN ou PVDF. Os resultados mostraram que todas as nanofibras produzidas (CDA, PAN e PVDF) tiveram um desempenho de filtração superior às máscaras cirúrgicas comerciais. Entre as três nanofibras testadas, a PAN tem o maior desempenho de filtração com um fator de qualidade de 0,05 Pa^{-1} (eficiência de captura e a resistência através do filtro) e permeabilidade ao ar aceitável. Com esses estudos, pode-se verificar que a adição de uma nanofibra sobre o substrato (máscaras de proteção) ou a substituição da camada filtrante por um filtro revestido de nanofibra. os resultados mostram um fator de qualidade melhor, que é a relação do desempenho do filtro do ar e a eficiência de captura das partículas e a resistência através dos filtros em relação as máscaras comerciais.

Munir *et al* (2022) utilizou a técnica FSS para fabricar filtros de ar a partir do uso de resíduos de acrilonitrila butadieno estireno (ABS) utilizados em impressão 3D. O polímero foi solubilizado em uma mistura de dimetilformamida (DMF) e tetraidrofurano (THF). Um aerógrafo comercial modificado (foi substituindo a câmara de tinta por uma mangueira de silicone conectada a uma seringa para controle da taxa de injeção) foi utilizado, produzindo fibras de boa qualidade que foram depositadas sobre o substrato não tecido ligado a um tambor coletor móvel e rotativo. Foram analisados diversos parâmetros de processo e a propriedades mecânicas, químicas e morfológicas das fibras. Essas propriedades demonstraram que as fibras são adequadas para aplicação em filtros de ar. Os resultados mostraram que as membranas de ABS apresentaram resistência mecânica inferior à da membrana de eletrofiação, mas poderia ser melhorada pelo alinhamento da fibra ou pelo uso da técnica de prensagem a quente, conforme investigado em outras literaturas.

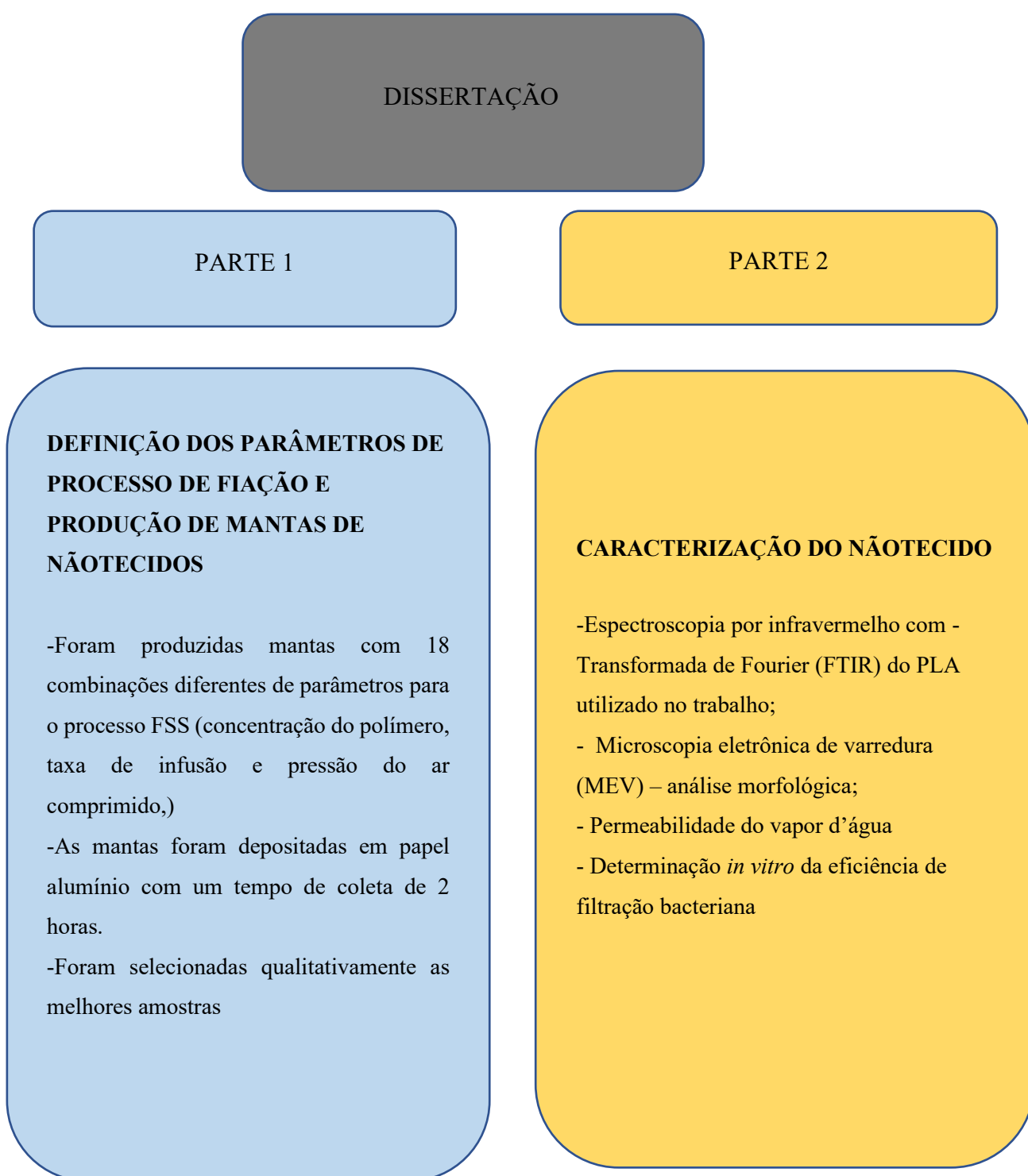
No estudo de Bang *et al.* (2023) nanofibras biodegradáveis de succinato de polibutileno (PBS) foram fabricadas pelo processo de fiação por sopro de solução (SBS) para separação óleo-água. Os resultados exibiram diâmetros de fibra finos (130 nm) e com alta porosidade (97,4%). A membrana nanofibrosa PBS apresentou excelente capacidade de adsorção de óleo (mínimo: 18,7 g/g máximo: 38,5 g/g) e eficiência de separação para misturas de água e óleo (99,4–99,98%) e emulsões (98,1–99,5%). Em comparação com as nanofibras convencionais à base de polímeros orgânicos, a hidrofobicidade e lipofilicidade das nanofibras de PBS foram confirmadas pela medição do ângulo de contato.

A partir desta revisão observa-se que a fiação a sopro por solução, embora tenha sido amplamente utilizada em biomedicina, filtração, materiais separadores de baterias, materiais de eletrodos, sensores e catálise, tem muito campo para ser explorada e caracterizada quanto suas propriedades mecânicas e biológicas.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Nesta seção são apresentados os materiais, equipamentos e métodos que foram empregados na execução dos experimentos necessários para o desenvolvimento desse projeto. A metodologia é dividida em 2 etapas, conforme ilustrado na Figura 12.

Figura 12 – Etapas do Projeto



4.1 MATERIAIS

Para a produção das fibras, foi utilizado o polímero poli (ácido láctico), filamento utilizado em impressão 3D, devido ao baixo custo e facilidade de aquisição do material. Adquiridos da empresa Vinik (Brasil), sua massa molar ponderal é 392714 g/mol e foi determinada no Laboratório de Controle e Processos de Polimerização da Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC), Campus Florianópolis. O solvente utilizado para preparo das soluções poliméricas foi o clorofórmio da marca comercial ACS Científica com pureza mínima de 99,8%, número da ONU 1888 – Classe 6.1, II

4.2 MÉTODOS

4.2.1 Equipamento de fiação por sopro por solução (FSS)

O equipamento para a fiação a sopro de solução consiste em uma bomba de injeção da solução polimérica e bico de extrusão (sistema de tubos concêntricos) acoplado à fonte de ar comprimido e um sistema para a coleta das fibras.

Figura 13 – Esquema de fiação a sopro de solução (FSS).

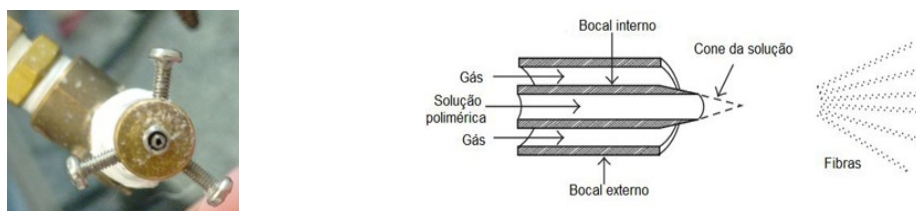


Fonte: Capturada pela Autora (2022).

Os bicos concêntricos consistem basicamente em duas agulhas concêntricas, pelas quais são ejetados simultaneamente: ar comprimido (ou outro gás sob pressão) pelo canal externo e solução polimérica pelo canal interno. O bico de extrusão foi projetado e gentilmente cedido pelo Professor Eliton Souto de Medeiros, do

Departamento de Engenharia de Materiais da Universidade Federal da Paraíba. Detalhes do bico e o aparato de fiação são apresentados nas Figuras 15 e 16.

Figura 14 – Detalhes dos bicos interno (infusão do polímero) e externo (saída do ar comprimido) da matriz de fiação



Fonte: Adaptada de Almeida (2021).

4.2.2 Procedimentos experimentais

Foram estudadas 18 combinações de parâmetros, com variação de concentração da solução polimérica, taxas de injeção da solução e pressão do ar. A distância de protusão dos bicos (2 mm), distância entre o coletor estático e o bico injetor (20 cm) foram definidos a partir de trabalhos anteriores (SILVA et al., 2018). Os parâmetros utilizados são apresentados no Quadro 5.

Quadro 5 – Parâmetros utilizados nas técnicas da FSS

Amostras	Concentração (%)	Taxa de injeção (mL/h)	Protusão dos bicos (mm)	Distância do Coletor (cm)	Pressão (Psi)
1	5	3	2	20	20
2	5	3	2	20	40
3	5	3	2	20	60
4	5	4	2	20	20
5	5	4	2	20	40
6	5	4	2	20	60
7	8	3	2	20	20
8	8	3	2	20	40
9	8	3	2	20	60
10	8	4	2	20	20
11	8	4	2	20	40
12	8	4	2	20	60
13	10	3	2	20	20
14	10	3	2	20	40
15	10	3	2	20	60
16	10	4	2	20	20
17	10	4	2	20	40
18	10	4	2	20	60

Fonte: Elaborado pela Autora (2023)

4.2.2.1 Preparação da Solução de PLA e obtenção de fibras pela FSS

Soluções de PLA com concentrações de 5%, 8% e 10% (m/m) foram preparadas utilizando clorofórmio como solvente. As soluções foram mantidas em agitação magnética até a completa dissolução do PLA em temperatura ambiente, por cerca de 2 horas. A solução polimérica foi transferida para uma seringa plástica conectada ao bico de injeção metálico. O gás de arraste utilizado para a produção de fibras na FSS foi ar comprimido e a pressão manométrica foi variada entre 20, 40 e 60 Psi. A distância entre o coletor das fibras e a matriz de fiação foi de 20 cm, distância de protusão do bico de 2 mm e taxa de injeção: de 3 e 4 mL.h⁻¹.

4.2.3 CARACTERIZAÇÃO

4.2.3.1 Espectroscopia no infravermelho por transformada de FOURIER – FTIR

As análises de FTIR do PLA em grânulos fabricado pela empresa Nature Works e filamento de PLA adquiridos da empresa Vinik (Brasil) foram realizadas em um espectrofotômetro Frontier FTIR, do fabricante Perkin Elmer®, no Laboratório de Análises Térmicas e Espectroscopia (LTE), da Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC), Campus Blumenau. Os espectros foram obtidos em um comprimento de onda de 4000 a 600 cm⁻¹, com resolução de 4 cm⁻¹ e 16 varreduras. Essa análise foi realizada com o objetivo de identificar a presença de grupos funcionais típicos do PLA e confirmar a sua pureza.

4.2.3.2 Microscopia eletrônica de varredura (MEV)

As micrografias de MEV das mantas de não tecidos foram realizadas com equipamento TESCAM VEAGA3, modelo Philips30, com fonte de elétrons de tungstênio e detector de elétrons secundários, localizado no Laboratório de Central de Microscopia Eletrônica Microestrutural (LCME) da Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC), Campus Florianópolis. As amostras foram fixadas em porta

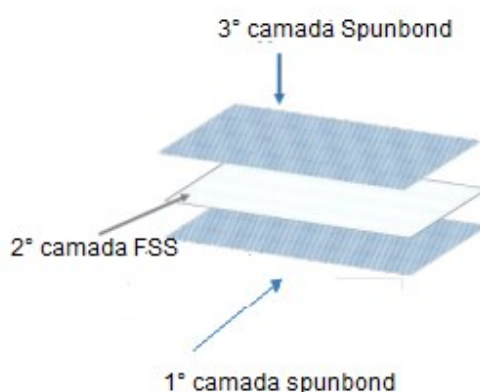
amostras com fita dupla face de carbono, e recobertas com ouro e analisadas no MEV sob tensão de aceleração de 10 kV.

Para obtenção dos diâmetros das fibras das amostras, foi utilizado o software livre ImageJ, versão 1.51p, sendo realizadas determinações a partir da análise de 100 medidas sobre a micrografia de cada amostra. Esta etapa também permitiu a visualização das fibras possibilitando detectar a presença de defeitos.

4.2.3.3 Configuração de estrutura sanduíche (SFS)

As estruturas sanduíches foram produzidas no Laboratório de Transferência de Massa (LabMassa) da Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC), Campus Florianópolis. Foi utilizada como base, uma máscara médica comercial trilaminar formada pelas seguintes camadas de não tecido: *spunbond* + *meltblow* + *spunbond*. Para produção da estrutura sanduíche, o filtro *meltblow* da máscara comercial foi substituído pela manta de PLA obtido na fiação a sopro de solução. A configuração é apresentada nas Figuras 15 e será utilizada nos testes de filtração.

Figura 15 – Configuração sanduíche com incorporação do filtro FSS



Fonte: Elaborado pelo autor (2023)

4.2.3.4 Taxa de transmissão ao vapor d'água (TTVA)

É importante que a máscara médica bloqueie as gotículas de líquido, permitindo que o vapor de umidade escape facilmente para evitar o acúmulo entre o rosto e a máscara do usuário e não saturando rapidamente as máscaras. Sendo assim, o ensaio de permeabilidade ao vapor d'água foi realizado nas mantas de não tecidos produzidas através da FSS, de acordo com o método ASTM E96/E96M. A TTVA foi determinada gravimetricamente, em triplicata, no Laboratório de Fenômenos de Transporte – LAFET da Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC), Campus. As mantas produzidas foram fixados na abertura de uma célula de acrílico contendo cloreto de cálcio granulado. Esta célula foi mantida dentro de um dessecador contendo uma solução saturada de NaCl de forma a manter o ambiente com umidade relativa de 75%. O sistema (célula como não tecido) foi pesado periodicamente por 72 h. A variação de massa da célula com o tempo corresponde à taxa de água que permeou pelo filme e que foi usada a equação abaixo para o cálculo da TTVA.

$$TTVA = \frac{G}{A_e}$$

Onde G é a taxa de permeação [g/dia] calculada por regressão linear de ganho de massa versus tempo e A é a área exposta do não tecido.

4.2.3.5 Ensaio de filtragem bacteriana

4.2.3.5.1 Propagação da bactéria

A cepa *Lactobacillus casei* ATCC® foi empregada no teste de retenção na superfície das máscaras produzidas. Inicialmente, a cepa foi armazenada a - 80°C e reativada a partir de um pré-inóculo, cultivado em um Erlenmeyer de 250 mL contendo 50 mL de caldo MRS, durante 24 horas, a 37°C, com agitação constante a 100 rpm em um shaker orbital. A etapa de propagação ocorreu ao ressuspender 10% do volume do pré-inóculo em Erlenmeyers de 1L, contendo 250 mL de caldo MRS. As condições de propagação da *L. casei* foram similares às do pré-inóculo. Posteriormente, após a etapa de propagação, o meio de cultura foi centrifugado a

5000 rpm. O sobrenadante resultante foi descartado, e o pellet celular concentrado foi cuidadosamente lavado com uma solução salina 0,1% e centrifugado novamente sob as mesmas condições. Em seguida, o pellet celular lavado foi ressuspendido em uma solução de 500 mL de água peptonada 0,1%. Ao término do processo, a suspensão de bactérias foi armazenada sob refrigeração a 8°C até o momento da análise.

4.2.3.5.2 Sistema de filtração para a análise de retenção

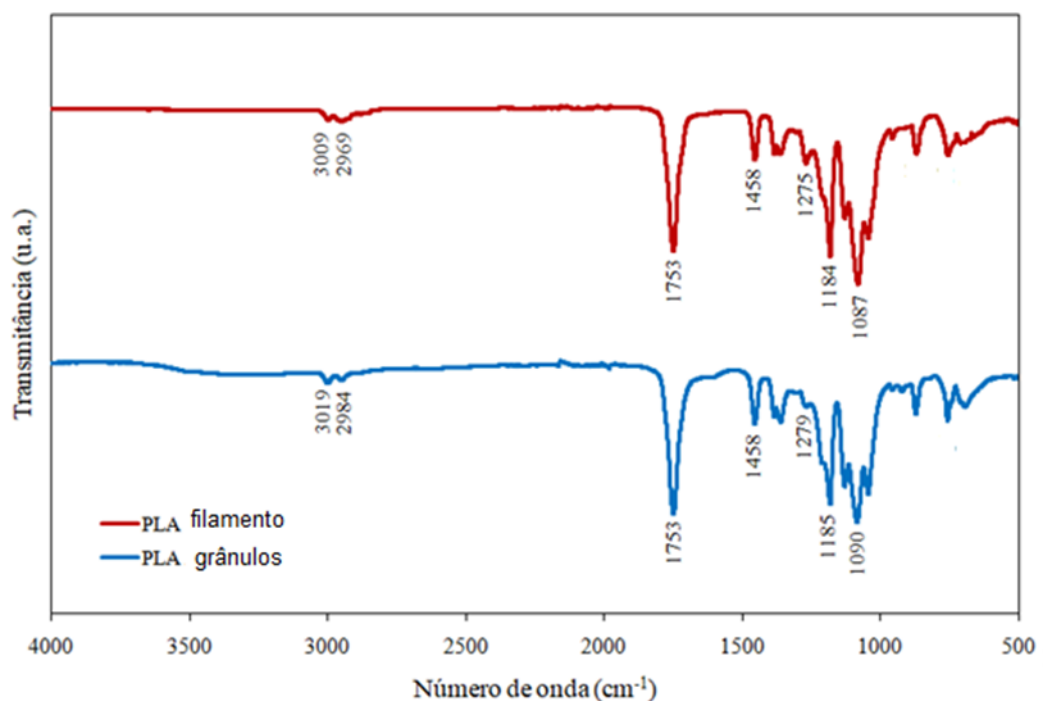
Para os testes de retenção nas máscaras selecionadas (configuração sanduíche) utilizou-se um sistema de filtração Millipore acoplado a uma bomba de vácuo fixada a uma pressão de 300 mmHg. As máscaras na configuração sanduíche foram cortadas em formato circular com raio entre 47-50 mm e submetidas a uma esterilização por UV durante 30 minutos. Em seguida, cada amostra, em duplicata, foi submetida ao sistema de filtração, onde 10 mL da suspensão de bactérias foram adicionados. Após a conclusão da filtração, o sistema foi aberto, e o líquido permeado na amostra foi analisado para quantificação de bactérias usando métodos de diluição seriada (UFC/mL), concentração celular por gravimetria (g/L) e absorbância (UV/VIS). Além das amostras, foi utilizado uma membrana de acetato de celulose 0.22 µm como controle negativo.

5. RESULTADOS E DISCUSSÃO

5.1 ESPECTROSCOPIA NO INFRAVERMELHO POR TRANSFORMADA DE FOURIER (FTIR)

Para verificar a pureza do PLA utilizado, proveniente de filamento de impressão 3D (fabricante Vinik Brasil) massa molar ponderal é 392714 g/mol) foi realizado análise de espectroscopia de infravermelho por transformada de Fourier (FTIR) no filamento de PLA e de grânulos de PLA de alta pureza (PLA Polymer 2002D, fabricado pela empresa Nature Works). A Figura 16 apresenta os espectros obtidos na análise de FTIR de um PLA em grânulo.

Figura 16 – Espectro de FTIR da amostra PLA em grânulos de alta pureza e filamento 3D



Fonte: Elaborado pela Autora (2022).

A identificação dos grupos funcionais foi possível com base em valores de vibração expressos na literatura. Nos espectros das amostras de PLA de filamento 3D

(as bandas observadas são as mesmas características do PLA em grânulos de alta pureza: a banda em torno de 3009 e 2969 cm^{-1} são característicos dos grupos vibracionais CH_3 e CH_2 , em torno de 1753 cm^{-1} a banda característica do PLA relacionado ao grupo C=O ; e entre 1458 e 1275 cm^{-1} bandas que representam os grupos CH_3 , C-O e CH . As bandas em 1184 e 1087 cm^{-1} se relacionam ao estiramento e vibração C-O-C .

Nos espectros das amostras PLA em grânulos de alta pureza, as bandas observadas são aquelas características do PLA (POZZA JUNIOR, 2018) : a banda em torno de 3019 e 2984 cm^{-1} (são característicos dos grupos vibracionais CH_3 e CH_2 , em torno de 1753 cm^{-1} a banda característica do PLA relacionado ao grupo C=O ; e entre 1458 e 1279 cm^{-1} bandas que representam os grupos CH_3 , C-O e CH . As bandas em 1185 e 1090 cm^{-1} se relacionam ao estiramento e vibração C-O-C .

Pode se observar com os resultados, que não há significativas mudanças entre os espectros do PLA filamento e o PLA alta pureza, aparentemente indicando que não existem grupos funcionais que indicam uma contaminação do PLA em filamento.

5.2 PRODUÇÃO DOS FILTROS BIODEGRADÁVEIS POR FIAÇÃO POR SOPRO DE SOLUÇÃO (FSS)

As variações nos parâmetros de fiação são fatores importantes, uma vez que podem afetar o diâmetro e a morfologia das fibras. Os parâmetros de fiação das amostras foram avaliados, observando a influência de 3 variáveis do processo: pressão do ar comprimido, taxa de injeção da solução polimérica e concentração do polímero em solução. Para a produção das fibras nessa etapa foram usados 5 mL de solução polimérica. O Quadro 6 apresenta os resultados acerca da viabilidade de formação de fibras de acordo com a combinação de diferentes parâmetros de processo.

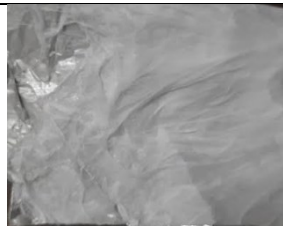
Quadro 6 – Parâmetros utilizados nas técnicas da FSS e viabilidade de produção de fibras

(continua)

Amostras	Concentração (%)	Taxa de injeção (mL/h)	Pressão (Psi)	Aparência das amostras
1	5	3	20	Sem produção de fibras
2	5	3	40	Sem produção de fibras
3	5	3	60	Sem produção de fibras
4	5	4	20	Sem produção de fibras
5	5	4	40	Sem produção de fibras
6	5	4	60	Sem produção de fibras

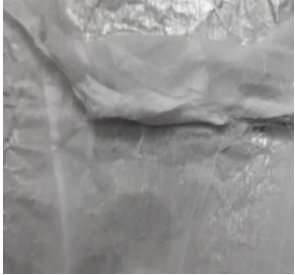
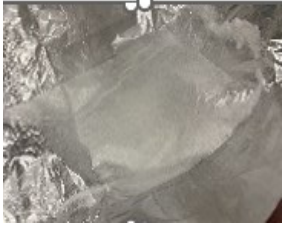
Quadro 6 – Parâmetros utilizados nas técnicas da FSS e viabilidade de produção de fibras

(continuação)

Amostras	Concentração (%)	Taxa de injeção (mL/h)	Pressão (Psi)	Aparência das amostras
7	8	3	20	
8	8	3	40	
9	8	3	60	
10	8	4	20	
11	8	4	40	
12	8	4	60	

Quadro 6 – Parâmetros utilizados nas técnicas da FSS e viabilidade de produção de fibras

(conclusão)

Amostras	Concentração (%)	Taxa de injeção (mL/h)	Pressão (Psi)	Aparência das amostras
13	10	3	20	
14	10	3	40	
15	10	3	60	
16	10	4	20	
17	10	4	40	
18	10	4	60	

Fonte: Elaborado pela Autora (2023)

Para a concentração de 5 %, observou-se a inviabilidade de formação de fibras. Por ser uma concentração consideravelmente baixa, gerou uma solução de baixa viscosidade, portanto, nenhuma combinação testada com essa concentração viabilizou a formação de fibras devido à baixa massa de polímero em solução. SAKAMOTO (2013) confirma em seu trabalho que concentração de 5% existe muito solvente na solução e esta não apresenta viscosidade suficiente para a formação das fibras, inviabilizando a produção de fibras. Portanto, os resultados foram condizentes com o esperado para essa concentração.

Já, as soluções mais concentradas com 8 e 10% de PLA viabilizaram a produção de fibras e a formação das mantas de não tecidos uniformes e macroscopicamente bem fechados, porém para a concentração de 8 %, observou-se mantas com pequena quantidade de fibras diferente da concentração de 10% que produziu maior quantidade de fibras. Portanto, constatou-se que a produção de fibras com concentração de 10 % foi a ideal para a produção de filtros. Como pode ser observado pelos estudos o parâmetro que mais influencia a formação e a morfologia das fibras é a concentração da solução polimérica são os fatores que mais afetam a morfologia das fibras, porém os parâmetros taxa de injeção e pressão precisam estar em equilíbrio para produção de fibras como menciona nos trabalhos de MEDEIROS et al., 2009; SANTOS et al., 2016; SAKAMOTO, 2013; OLIVEIRA, 2014.

A taxa de injeção teve influência na produtividade das fibras, na taxa de injeção de 3 mL/h, produziu uma quantidade menor de mantas de não tecidos em relação a taxa de injeção de 4 mL/h (OLIVEIRA, 2011). Dentro dessas combinações testadas a taxa de injeção de 4 mL/h produziu mais fibras com bom adensamento no coletor. Segundo estudos sobre o tema, de maneira geral, o aumento do diâmetro das fibras tem relação com o aumento da concentração e taxa de injeção, bem como a redução da pressão de ar utilizada. Em relação a pressão de 20,40 e 60 Psi utilizada quando associada a concentração de 10%, a taxa de injeção de 4 mL/h houve uma diferença na quantidade de produção de fibras em relação a outras combinações.

Vale mencionar que a formação de fibras também depende da massa molar do polímero e sua viscosidade. Segundo Daristotle et. al. (2016), polímeros devem ter uma massa molar ponderal (M_w) mínima para formar fibras. Os autores relatam que polímeros com massas molares inferiores a 20.000 g/mol são difíceis de fiar por SBS, pois a viscosidade da solução é muito baixa, mesmo com concentrações altas. No

presente estudo, a massa molar do PLA utilizado foi de 392.714 g/mol, ou seja, uma massa molar adequada para formação de fibras.

De acordo com as imagens apresentadas no Quadro 6, algumas características macroscópicas do filtro e do processo foram avaliadas para seleção inicial das melhores condições de trabalho. Características como facilidade de produção dos filtros, uniformidade dos filtros, após fiação de 5 mL de solução polimérica e perda de material devido ao sopro de fibras, ou seja, material soprado que não se deposita no coletor.

A seguir, são apresentados os parâmetros selecionados através de avaliação qualitativa das mantas de não-tecido:

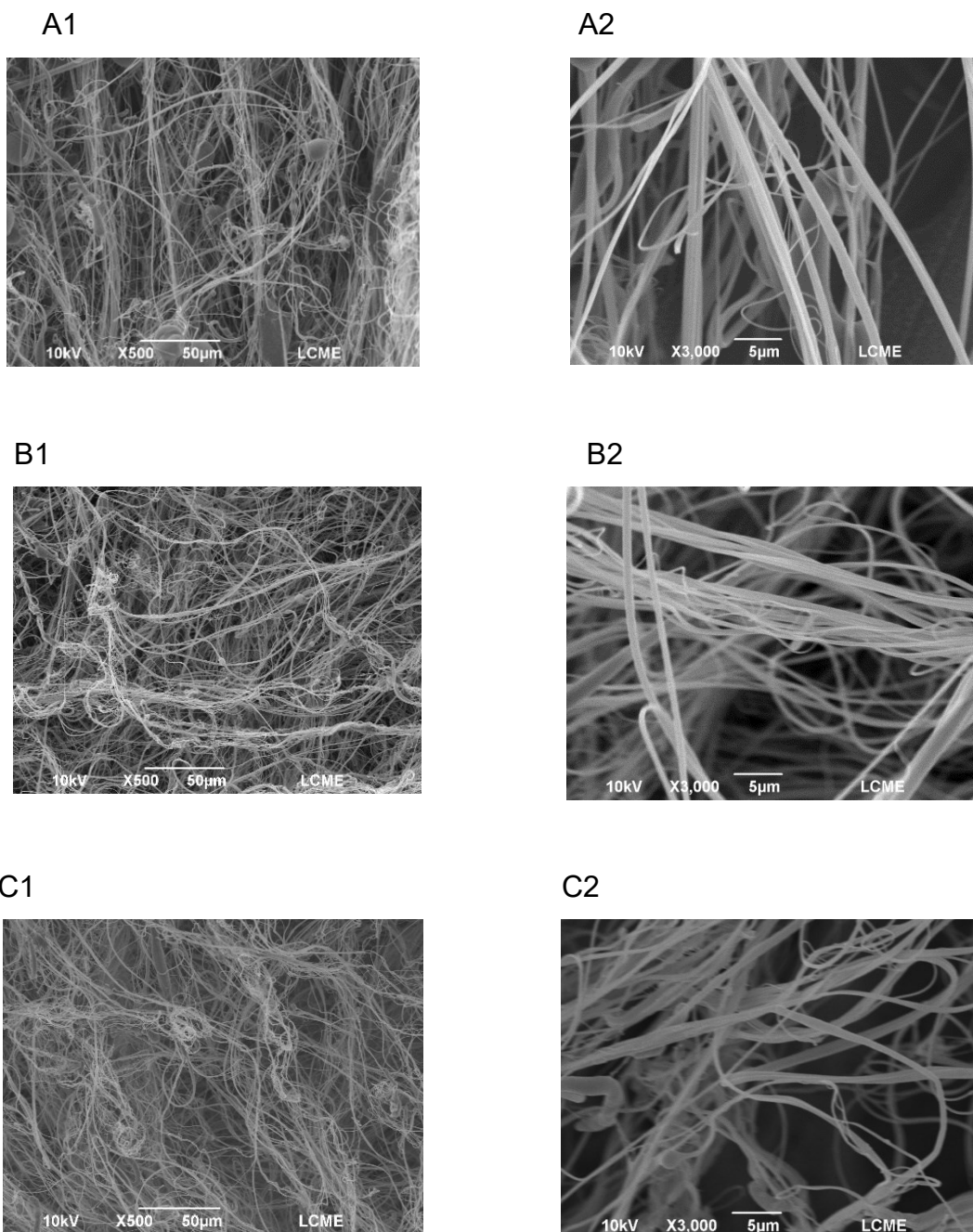
- Concentração da solução polimérica: 10%
- Distância do bico ao coletor: 20 cm;
- Distância de protusão do bico injetor: 2 mm;
- Taxa de injeção da solução: 4 mL/h;
- Pressão do ar comprimido no bico injetor: 20 Psi, 40 Psi e 60 Psi.

Amostras obtidas com essa combinação de parâmetros foram submetidas à análise morfológica via microscopia eletrônica de varredura e os resultados são apresentados na seção a seguir.

5.3 ANÁLISE MORFOLÓGICA VIA MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA

Após a definição dos parâmetros mais adequados para produção dos filtros (não-tecidos) de PLA via fiação por sopro de soluções, as melhores condições foram utilizadas para as análises morfológicas. O objetivo da análise morfológica foi avaliar a uniformidade das fibras, porosidade, densidade de camadas formadas pela sobreposição de fibras e diâmetro médio. A Figura 17 apresenta imagens de MEV dos não-tecidos produzidos em diferentes aumentos para membranas de PLA 10%.

Figura 17 – Micrografias dos nãotecidos com diferentes ampliações: A1 e A2 - PLA 10%, taxa de injeção 4,00 mL/h, pressão de 20 Psi com aumento de 500x e 3000x, respectivamente; B1 e B2 - PLA 10%, taxa de injeção 4,00 mL/h, pressão de 40 Psi com aumento de 500x e 1000x, respectivamente; C1 e C2 - PLA 10% taxa de injeção 4,00 mL/h, pressão de 60 Psi, com aumento de 500x e 1000x, respectivamente.



Fonte: Elaborado pelo autor (2023)

As fibras obtidas utilizando diferentes pressões são alongadas, cilíndricas, com *beads* e heterogêneas em todas as micrografias. Aparentemente, as fibras possuem

superfície suave devido às condições ambientais de temperatura e umidade. Identificou-se a presença de *beads* (contas) nas fibras do não tecido, sendo a amostra obtida com 60 Psi de pressão de ar comprimido foi a amostra que apresentou menor presença de *beads*. A presença destes defeitos pode estar associada a um baixo estiramento das fibras nas condições de menor pressão (OLIVEIRA et al., 2011) Observa-se também que para essa amostra de 500 X a rede de fibras aparenta mais fechada, isso se deve a redução do diâmetro e o aumento do comprimento, resultando em maior quantidade de fibra formada e depositada

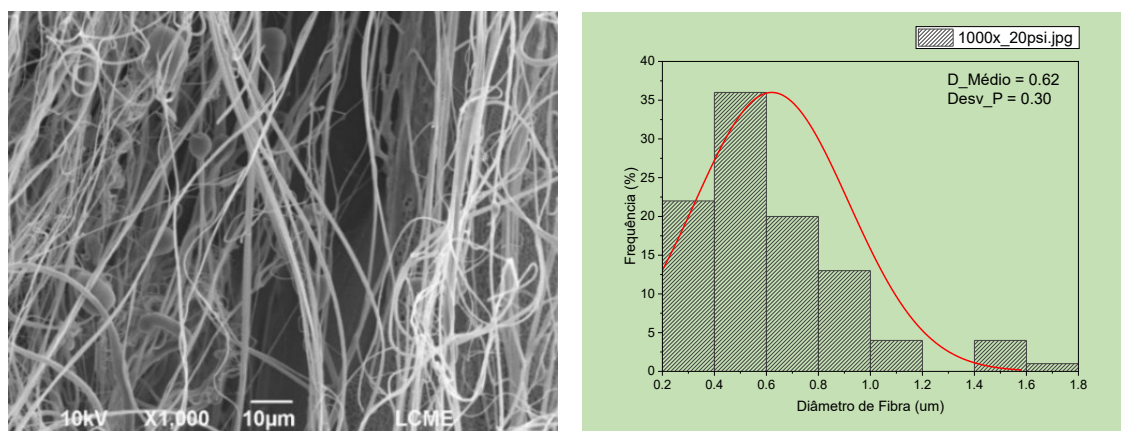
De modo a facilitar a discussão dos resultados, o Quadro 7 apresenta os valores dos diâmetros médios das fibras obtidas. O diâmetro médio foi medido com uso do software ImageJ®. As fibras obtidas por fiação por sopro de solução atingiram diâmetros médios na ordem sub-micrométrica, variando de 0,62 a 0,55 μm .

Quadro 7– Diâmetro das fibras obtidas via FSS

Amostras	Concentração (%)	Taxa de injeção (mL/h)	Pressão (Psi)	Distância (cm)	Diâmetro de fibra (μm)*
1	10	4	20	20	0,62 $\pm$ 0,30
2	10	4	40	20	0,58 $\pm$ 0,25
3	10	4	60	20	0,55 $\pm$ 0,23

A Figura 18 apresenta as micrografias dos não tecidos e a distribuição do diâmetro médio das fibras para amostras fiadas com 20 Psi de pressão de ar comprimido. Observa-se que boa parte das fibras são alongadas e contínuas, porém observa-se uma maior presença de defeitos. A partir do histograma observa-se que distribuição dos diâmetros, para amostras obtidas com pressão 20 Psi, encontra-se entre 0,2 e 1,65 μm sendo que o diâmetro médio é de 0,62 $\pm$ 0,30 μm . A maioria dos diâmetros encontra-se entre 0,4 e 0,6 μm representando mais de 35% de frequência do total de 100 medidas sob a micrografia de cada amostra. A amostra apresenta um baixo desvio padrão 0,30 μm , representando que os dados são menos dispersos e estão concentrados em torno da média.

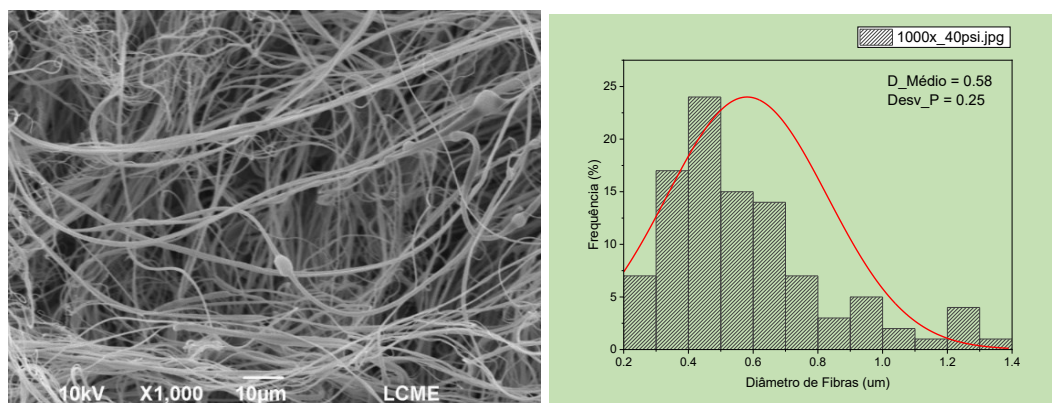
Figura 18 – MEV da amostra de nãotecido obtido com 20 Psi de pressão de ar comprimido e o histograma de distribuição de diâmetro médio de fibra para nãotecido.



Fonte: Elaborado pelo autor (2023)

A Figura 19 apresenta as micrografias dos nãotecidos e a distribuição do diâmetro médio das fibras para amostras fiadas com 40 Psi de pressão de ar comprimido. Observa-se um bom adensamento de fibras emaranhadas, alongadas e contínuas com pouco número de defeitos nas amostras, indicando que os parâmetros e as condições de fiação estavam apropriados para a formação de fibras. A partir do histograma observa-se que distribuição dos diâmetros, para amostras obtidas com pressão 40 Psi, encontra-se entre 0,2 e 1,3 µm, sendo que o diâmetro médio é de $0,58 \pm 0,25$ µm. As fibras com diâmetro entre 0,4 a 0,5 µm representam quase 25% de frequência de fibras medidas. A amostra apresenta um baixo desvio padrão, 0,25 µm, representando que os dados são menos dispersos e estão concentrados em torno da média.

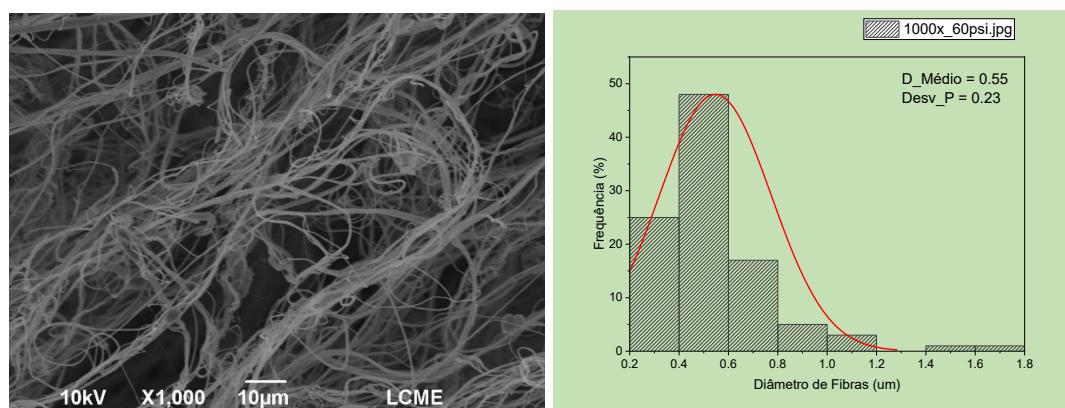
Figura 19 – MEV da amostra de não tecido obtidos com 40 Psi de pressão de ar comprimido e o histograma de distribuição de diâmetro médio de fibra para não tecido



Fonte: Elaborado pelo autor (2023)

A Figura 20 apresenta as micrografias dos não tecidos e a distribuição do diâmetro médio das fibras para amostras fiadas com 60 Psi de pressão de ar comprimido, observa-se que há um adensamento de fibras emaranhadas, alongadas e contínuas com pouquíssimos defeitos nas amostras. A partir do histograma, observa-se que a distribuição dos diâmetros, para amostras obtidas com pressão de 60 Psi, encontra-se entre 0,2 e 1,8, μm sendo que o diâmetro médio é de $0,55 \pm 0,23 \mu\text{m}$. A maioria dos diâmetros encontram-se entre 0,4 a 0,6 μm representando mais de 45% de frequência do total de 100 medidas da micrografia. As amostras fiadas com pressão de 60 Psi possuem o menor de diâmetro médio. A amostra apresenta um baixo desvio padrão 0,23 em relação as demais amostras.

Figura 20 –MEV para nãotecido obtidos com 60 Psi de pressão de ar comprimido e o histograma de distribuição de diâmetro médio de fibra para nãotecido



Fonte: Elaborado pelo autor (2023)

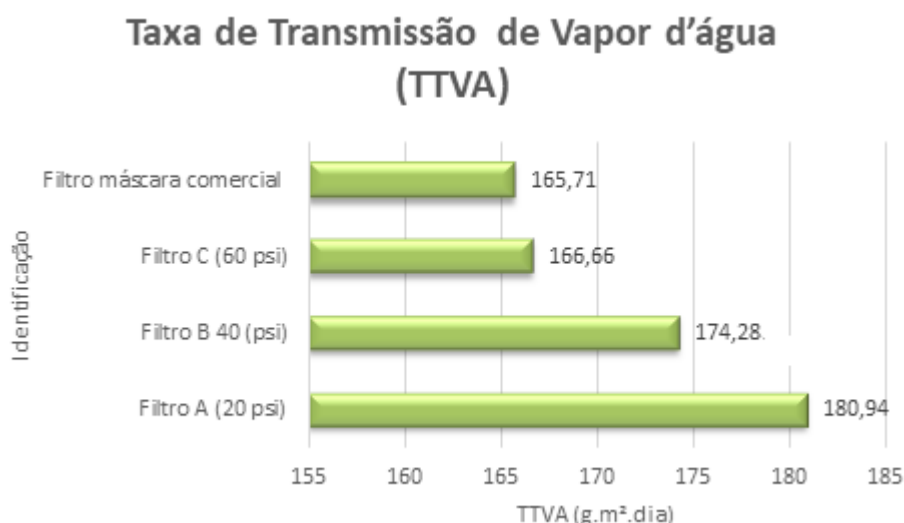
Estes resultados, de diminuição do diâmetro médio das fibras com o aumento da pressão de sopro de fiação já era esperado (OLIVEIRA et al., 2011) uma vez que o aumento da pressão aumenta a força de estiramento das fibras, promovendo maior alongamento e diminuição do diâmetro médio das mesmas.

Apesar da amostra obtida com a maior pressão de sopro, de 60 Psi, ter atingido o menor diâmetro, a sua produção teve vários desafios. A pressão de 60 Psi trouxe ao processo bastante instabilidade, dispersando muito as fibras no ambiente de fiação, acarretando desperdício de material não coletado. Além disso, devido à elevada pressão, houve a necessidade de redobrar os cuidados de conexões, entre o aparato de fiação e as mangueiras de ar comprimido, para garantir a continuidade do processo de fiação. Nenhuma dificuldade de processo foi detectada nas condições de pressão de sopro entre 20 e 40 Psi.

5.4 Taxa de transmissão ao vapor d'água (TTVA)

A Taxa de Transmissão de Vapor d'água (TTVA) é um parâmetro que indica o quanto de vapor d'água permeia através de uma área determinada ao longo de um dia. Sob um gradiente de umidade, o vapor d'água se difunde do ar de alta umidade através do tecido para o ar de baixa umidade. O movimento do vapor d'água, depende das propriedades porosas do material têxtil e dos vazios estruturais dentro do tecido, essa porosidade e vazios são interligados em canais que podem transmitir o vapor d'água para escapar da superfície do tecido. Na Figura 21 são apresentados os valores de TTVA obtidos para cada uma das mantas de não tecido (filtro) produzido incluindo o filtro da uma máscara comercial.

Figura 21 – Valores de TTVA obtidos nas mantas e não tecidos



Fonte: Elaborado pela Autora (2023).

O filtro A (10% de PLA com 20 Psi) possui fibras de diâmetro médio de 0,62 μm , um pouco maior que os demais filtros permitindo a maior passagem de fluxo de vapor 180,94 g.m². dia através dos corpos de prova, dentre todas as amostras das mantas de não tecido. Em seguida, o filtro B (10% de PLA com 40 Psi), que possui fibras de diâmetro médio de 0,58 μm , permitindo uma TTVA de 174,29 g.m². dia. Comparado os valores obtidos para os filtros C (10% de PLA com 60 Psi) com fibras de diâmetro médio de 0,55 μm com um TTVA de 165,71 g.m². dia, com os filtros da máscara comercial com TTVA de 165,71 g.m². dia, é possível observar que não há diferenças relevantes na taxa de transmissão de vapor d'água de ambas. Logo, é

possível observar que o filtro de PLA produzindo por fiação a sopro de solução, utilizando 60 Psi de pressão de ar comprimido, tem as mesmas taxas de transmissão de vapor d'água que a camada filtrante da máscara comercial composto por microfibras de polipropileno produzidas por fiação a sopro (*meltblown*). Os valores de permeabilidade das amostras, conforme resultados, foram influenciados pelo diâmetro médio das fibras, visto que o aumento do diâmetro aumenta a taxa de permeabilidade das amostras. O elemento principal da máscara é a camada microporosa da membrana, que possui a função de filtração de partículas e/ou outras substâncias nocivas. É importante que o vapor d'água seja transportado facilmente para fora para evitar o acúmulo de umidade entre o rosto e máscara, evitando a saturação das máscaras e não influenciando a sua capacidade de filtração. Já a camada externa da máscara comercial deve possuir tratamento repelente à água com TTVA baixo, para que a camada de filtro e a camada mais interna seja protegida, aumentando a proteção do usuário.

5.5 Determinação *in vitro* da eficiência de filtração bacteriana

Para determinação da eficiência de filtração bacteriana, as amostras das máscaras (FSS+Meltblow+FSS) obtidas nas melhores condições de fiação (concentração da solução polimérica de 10%, taxa de injeção de 4 mL/h e pressão de sopro de ar comprimido de 20, 40 e 60 Psi) foram testadas com a bactéria *Lactobacillus casei* (tamanho de 1 micron). Os filtros foram testados passando uma solução concentrada conhecida do microrganismo (aproximadamente 5,3 g/L) com o auxílio de uma bomba à vácuo. O filtrado, ou seja, a solução que passou pelo filtro, foi analisada e quantificada quanto a concentração do microrganismo residual.

Os resultados apresentados na Tabela 8 indicam que as amostras submetidas ao teste de retenção bacteriana não foram eficientes o suficiente para prender o microrganismo em sua estrutura porosa, visto que a quantidade de microrganismos que atravessaram as amostras ficou muito próxima da suspensão de bactérias utilizada nos testes. Inclusive as máscaras comerciais não foram capazes de reter o microrganismo testado.

Tabela 8: Eficiência de filtração bacteriana nos filtros obtidos por fiação por sopro de solução.

Amostras	$\times 10^{-4}$ UFC/mL *	Concentração (g/L)	UV/VIS -ABS
<i>Suspensão de bactérias</i>	$6,4 \pm 0,4$	$5,32 \pm 0,39$	$0,766 \pm 0,050$
<i>Controle negativo</i>	<i>nq**</i>	<i>nq</i>	<i>nq</i>
Máscara comercial	$6,3 \pm 0,8$	$5,99 \pm 0,85$	$0,803 \pm 0,079$
S+FSS+S-40PSI	$6,9 \pm 0,1$	$5,87 \pm 0,16$	$0,758 \pm 0,100$
S1+FSS+S-60PSI	$6,5 \pm 0,5$	$6,12 \pm 1,22$	$0,798 \pm 0,089$
**S+FBB+S-20PSI	$7,1 \pm 1,5$	$5,52 \pm 0,99$	$0,779 \pm 0,099$

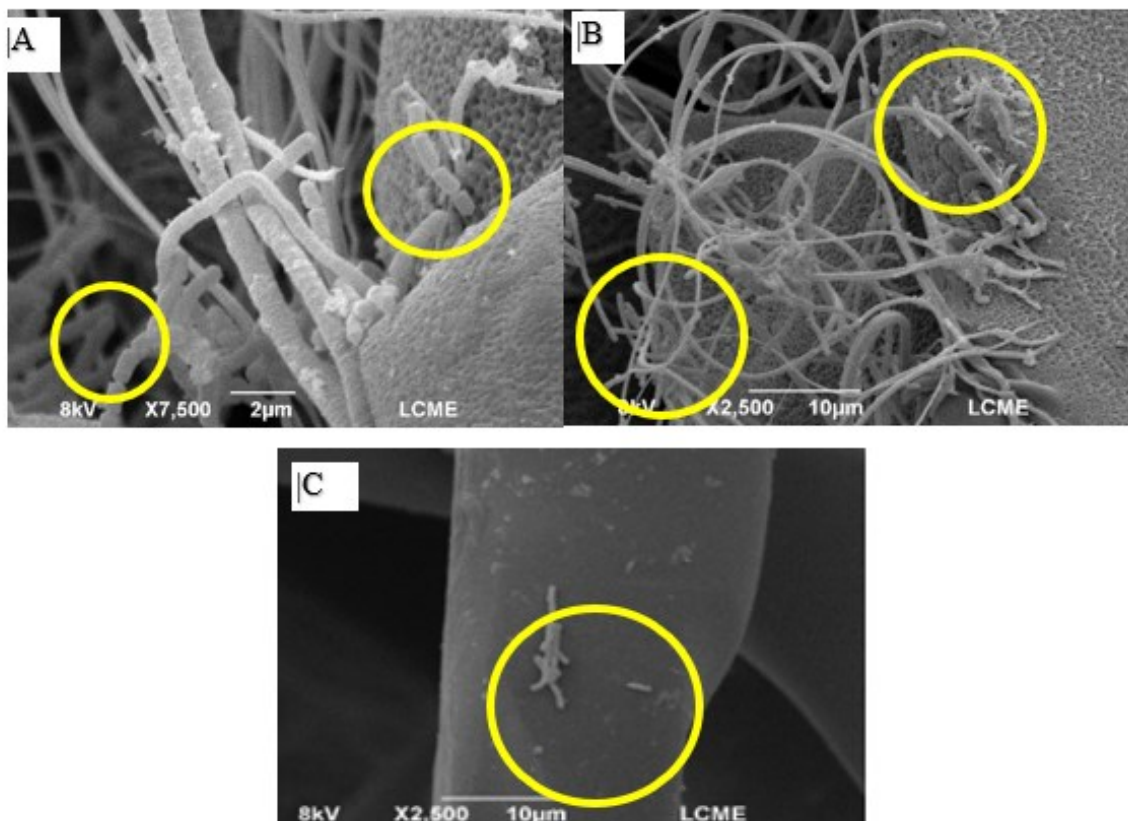
*UFC/mL – unidades formadoras de colônia por mL de solução ** nq – não quantificável

** houve um aumento devido ao desprendimento do material por isso esse aumento em relação a concentração inicial.

Em contraste, o controle negativo (acetato de celulose 0.22 μm) conseguiu reter todas as bactérias na superfície da membrana. Esses resultados sugerem que todos os padrões de máscara produzidos precisariam apresentar porosidade menor que 1 μm , uma vez que esse valor representa o tamanho médio dos lactobacilos, justificando a alta eficiência do controle negativo na retenção ou produzir as membranas mais espessas.

A Figura 22 apresenta as micrografias dos não tecidos e os resultados da filtração.

Figura 22: Micrografias dos nãotecidos com captura de microrganismos: A 10%, taxa de injeção 4,00 mL/h, pressão de 20 Psi com aumento de 7500x, B 10%, taxa de injeção 4,00 mL/h, pressão de 40 Psi com aumento de 2500x e C PLA 10% taxa de injeção 4,00 mL/h, pressão de 60 Psi, com aumento de 2500x.



Fonte: Elaborado pela Autora (2023).

Observa-se qualitativamente, em amarelo, na micrografia que alguns microrganismos ficaram aderidos na superfície das máscaras. Fato que justifica a baixa eficiência de filtração do material produzido é a sua heterogeneidade no entrelaçamento das fibras, havendo espaço suficiente para os microrganismos passarem entre os microporos além da espessura irregular das mantas produzidos.

6 CONCLUSÃO

Neste trabalho, foram estudadas 18 combinações de parâmetros, com variação de concentração da solução polimérica, taxas de injeção da solução e pressão do ar para fiação de mantas de PLA para produção de filtros de máscara de proteção. A distância de protusão dos bicos, distância entre o coletor estático e o bico injetor foram definidos a partir de trabalhos anteriores. Algumas combinações de parâmetros da amostra não geraram fibras. Em relação ao efeito da variação dos parâmetros no processo de FSS observou-se que o aumento da concentração da solução polimérica produziu fibras melhores, pois há maior quantidade de polímero por volume de infusão. A taxa de injeção influenciou na produtividade das fibras, na taxa de injeção de 3mL/h, produzindo menos mantas de não tecidos em relação a taxa de injeção de 4mL/h.

Com os resultados observou-se também, que a pressão de ar comprimido utilizado influencia no diâmetro de fibra, uma vez que o aumento da pressão aumenta a força de estiramento das fibras, promovendo maior alongamento e diminuição do diâmetro médio delas.

Nos testes de transmissão de vapor d'água, foi possível observar que o filtro de PLA produzindo por fiação a sopro de solução, utilizando 60 Psi de pressão de ar comprimido, tem as mesmas taxas de transmissão de vapor d'água que a camada filtrante da máscara comercial composto por microfibras de polipropileno produzidas por fiação a sopro (*meltblown*).

Os resultados biológicos indicam que as amostras submetidas ao teste de retenção bacteriana não foram eficientes o suficiente para captar o microrganismo em sua estrutura porosa, visto que a quantidade de microrganismos que atravessaram as amostras ficou muito próxima da suspensão de bactérias utilizada nos testes.

Outros testes podem ser realizados no filtro, como a utilização de uma suspensão de bactérias liofilizadas ao invés de meio líquido, o que poderia influenciar no aprisionamento do microrganismo na rede polimérica. Além disso, seria possível explorar a incorporação de agentes antimicrobianos (como a prata - Ag) fixados na estrutura do polímero, capazes de desativar a membrana lipoproteica dos microrganismos e impedir sua replicação e ação no organismo.

Ao final deste projeto de pesquisa, pode-se concluir que as amostras produzidas com PLA via fiação por sopro de solução, utilizando uma pressão de sopro

de ar comprimido de 60 Psi, não são praticamente iguais das máscaras comerciais quanto a transmissão de vapor e filtração bacteriana, uma vez que os resultados não apresentaram diferenças relevantes. Porém, o uso das mantas de PLA possui um grande apelo ambiental devido à sua biodegradabilidade após descarte.

No Brasil, a recomendação de descarte correto das máscaras de proteção é que estas sejam encaminhadas a locais de disposição final, ou seja, o aterro sanitário. No entanto, muitas máscaras não têm chegado a esses destinos e acabam impactando diretamente o meio ambiente, principalmente a vida marinha pela geração de microplásticos.

Portanto, além do incentivo ao correto descarte destes materiais de proteção, incentivar o uso de materiais biodegradáveis, como os biopolímeros de PLA, pode ser uma importante alternativa para atenuar a problemática atual de poluição de microplásticos.

REFERÊNCIAS

- ABINT. Classificação, Identificação e Aplicações de Nãotecidos. **Abint**, p. 36, 1999.
- ABINT. **Manual de Têxteis Técnicos Classificação, Identificação e Aplicações.** , 2005.
- AGARWAL, S.; GREINER, A.; WENDORFF, J. H. Functional materials by electrospinning of polymers. **Progress in Polymer Science**, v. 38, n. 6, p. 963–991, 2013.
- AKBER ABBASI, S.; KHALIL, A. B.; ARSLAN, M. Extensive use of face masks during COVID-19 pandemic: (micro-)plastic pollution and potential health concerns in the Arabian Peninsula. **Saudi Journal of Biological Sciences**, v. 27, n. 12, p. 3181–3186, 2020.
- ALMEIDA, C. L. DE. Universidade federal do rio grande do norte centro de ciências exatas e da terra programa de pós-graduação em ciência e engenharia de materiais. 2021.
- ANVISA. **Cartilha de Proteção Respiratória contra Agentes Biológicos para Trabalhadores de Saúde/Agência Nacional de Vigilância Sanitária.** Brasília: [s.n.].
- ANVISA. Nota Técnica Nº 04/2020 GVIMS / GGTES/ANVISA. Orientações para Serviços de Saúde: Medidas de Prevenção e Controle que Devem Ser Adotadas Durante a Assistência aos Casos Suspeitos ou Confirmados de Infecção pelo novo coronavírus (2019- nCoV). **Diário Oficial [da República Federativa do Brasil]**, p. 1–53, 2020.
- AVANCI, V. I. O. et al. Funcionalização De Materiais Têxteis. **Ícônica**, v. 2, n. 1, 2016.
- AZERÊDO, M. S. DE. **OBTENÇÃO DE MANTAS DE POLI (ÁCIDO LÁTICO) POR FIAÇÃO POR SOPRO EM SOLUÇÃO E SUA CARACTERIZAÇÃO PARA USO EM SISTEMAS DE MICROFILTRAÇÃO.** , 2020.
- BABA AHMADI, V. et al. Biodegradable and multifunctional surgical face masks: A brief review on demands during COVID-19 pandemic, recent developments, and future perspectives. **Science of the Total Environment**, v. 798, 2021.
- BEESOON, S.; BEHARY, N.; PERWUELZ, A. Universal masking during COVID-19 pandemic: Can textile engineering help public health? Narrative review of the evidence. **Preventive Medicine**, v. 139, n. May, p. 106236, 2020.

BOTTINI, E. C. ANÁLISES DAS PROPRIEDADES TEXTÉIS DOS TECIDOS PARA VESTIMENTA MILITAR. 2018.

CHUA, M. H. et al. Face Masks in the New COVID-19 Normal: Materials, Testing, and Perspectives. **Research**, v. 2020, p. 1–40, 2020.

DA SILVA PARIZE, D. D. et al. Solution blow spinning: Parameters optimization and effects on the properties of nanofibers from poly(lactic acid)/dimethyl carbonate solutions. **Journal of Materials Science**, v. 51, n. 9, p. 4627–4638, 1 maio 2016.

DANIEL, D. et al. Effective design of barrier enclosure to contain aerosol emissions from COVID-19 patients. **Indoor Air**, v. 31, n. 5, p. 1639–1644, 2021.

DARISTOTLE, J. L. et al. A Review of the Fundamental Principles and Applications of Solution Blow Spinning. **ACS Applied Materials and Interfaces**, v. 8, n. 51, p. 34951–34963, 2016.

DE CAMARGO, M. C. et al. Effectiveness of the use of non-woven face mask to prevent coronavirus infections in the general population: A rapid systematic review. **Ciencia e Saude Coletiva**, v. 25, n. 9, p. 3365–3376, 2020.

DIAS, R. T. A. **DESENVOLVIMENTO DE SISTEMAS VISANDO O TRATAMENTO DE LESÕES CUTÂNEAS À BASE DE FIBRAS DE PLA/PEG E PRÓPOLIS VERMELHA PRODUZIDAS POR SOLUTION BLOW SPINNING.** , 2019.

DIAZ, K. T.; SMALDONE, G. C. Quantifying exposure risk: Surgical masks and respirators. **American Journal of Infection Control**, v. 38, n. 7, p. 501–508, 2010.

DU, H.; HUANG, S.; WANG, J. Environmental risks of polymer materials from disposable face masks linked to the COVID-19 pandemic. **Science of the Total Environment**, v. 815, p. 152980, 2022.

EL-ATAB, N. et al. Flexible Nanoporous Template for the Design and Development of Reusable Anti-COVID-19 Hydrophobic Face Masks. **ACS Nano**, v. 14, n. 6, p. 7659–7665, 2020.

ESSA, W. K. et al. membranas Máscaras faciais à base de nanofibra e respiradores como proteção COVID-19 : uma revisão. 2021.

FERREIRA, I. L. S. et al. Aplicação de materiais têxteis na área da saúde. **Contexmod**, 2014.

GAO, Y. et al. Recent progress and challenges in solution blow spinning. **Materials Horizons**, v. 8, n. 2, p. 426–446, 2021.

GARCIA, L. P. Uso de máscara facial para limitar a transmissão da COVID-

19. **Epidemiologia e serviços de saúde : revista do Sistema Único de Saúde do Brasil**, v. 29, n. 2, p. e2020023, 2020.

HOELZEL, C. G. M. et al. **Manual do projeto EPI - UFG**. [s.l: s.n.].

IPT. **Manual de especificações para têxteis médicos**. [s.l: s.n.]. v. 1

LEUNG, W. W. F.; SUN, Q. Electrostatic charged nanofiber filter for filtering airborne novel coronavirus (COVID-19) and nano-aerosols. **Separation and Purification Technology**, v. 250, n. February, p. 116886, 2020.

LIAO, L. et al. Can N95 Respirators Be Reused after Disinfection? How Many Times? **ACS Nano**, v. 14, n. 5, p. 6348–6356, 2020.

MEDEIROS, ELITON S., GREGORY M. GLENN, ARTUR P. KLAMCZYNSKI, WILLIAM J. ORTS, L. H. C. M. Solution Blow Spinning: A New Method to Produce Micro- and Nanofibers from Polymer Solutions Eliton. **Journal of Applied Polymer Science**, v. Received 1, 2009.

MUNIR, M. M.; KAMIL, A. I.; BURHANUDDIN, M. High-performance blow spun waste-acrylonitrile butadiene styrene (ABS) fibrous membrane for air filter. **Journal of Materials Research and Technology**, v. 18, p. 4564–4577, 2022.

OLIVEIRA, J. et al. Effect of Solvent on The Physical and Morphological Properties of Poly (Lactic Acid) Nanofibers Obtained by Solution Blow Spinning. **Journal of Engineered Fibers and Fabrics**, v. 9, n. 4, p. 117–125, 2014af.

OLIVEIRA, C. R. S. DE. ACABAMENTO RETARDANTE DE CHAMAS EM TECIDO DE ALGODÃO A PARTIR DA INCORPORAÇÃO DE UM COMPÓSITO NANO-HÍBRIDO CAULINITA-TiO₂ VIA PROCESSO SOLVOTERMAL Tese. 2012.

OLIVEIRA, J. E. et al. Nano and submicrometric fibers of poly(D, L -lactide) obtained by solution blow spinning: Process and solution variables. **Journal of Applied Polymer Science**, v. 122, n. 5, p. 3396–3405, 2011.

OOI, C. C. et al. Risk assessment of airborne COVID-19 exposure in social settings. **Physics of Fluids**, v. 33, n. 8, 2021.

PATEL, R. B. et al. Respiratory source control using a surgical mask: An in vitro study. **Journal of Occupational and Environmental Hygiene**, v. 13, n. 7, p. 569–576, 2016.

POZZA JUNIOR, Mario Cezar et al. Caracterização e aplicação de fibras obtidas por eletrofiação de PLA/PBAT com grafite incorporado. 2018

SANTOS, A. M. C. et al. Aqueous solution blow spinning of poly (vinyl alcohol) micro- and nano fi bers. **Materials Letters**, v. 176, p. 122–126, 2016r. Disponível em:

<<http://dx.doi.org/10.1016/j.matlet.2016.04.101>>.

SAKAMOTO, F. C. Obtenção e caracterização de filmes de PHB utilizando a técnica de solution blow spinning . 2013ad. 2013.

SILVA, ANA CRISTINA DE OLIVEIRA et al. Máscara de tecido como proteção respiratória em período de pandemia da covid-19 : lacunas de evidências. **Revista Brasileira de Enfermagem**, v. 73, n. Supl 2, p. 7, 2020.

SILVA, D. R. DA et al. O Uso De Máscaras No Brasil Durante a Pandemia De Covid-19: Uma Análise Sob a Ótica Do Design, Sustentabilidade E Inclusão Econômica. p. 384–394, 2021.

SILVA, T. H.; DE OLIVEIRA, J. E.; DE MEDEIROS, E. S. Obtenção de micro e nanofibras de PVC pela técnica de fiação por sopro em solução. **Polimeros**, v. 25, n. 2, p. 229–235, 2015a.

SILVA, T. H.; DE OLIVEIRA, J. E.; DE MEDEIROS, E. S. Obtenção de micro e nanofibras de PVC pela técnica de fiação por sopro em solução. **Polimeros**, v. 25, n. 2, p. 229–235, 1 mar. 2015b.

SILVA, V. D. et al. Electrochemical assessment of novel misfit Ca-cobaltite-based composite SOFC cathodes synthesized by solution blow spinning. **Journal of the European Ceramic Society**, v. 38, n. 6, p. 2562–2569, 2018.

SOO, X. Y. D. et al. Polylactic acid face masks: Are these the sustainable solutions in times of COVID-19 pandemic? **Science of the Total Environment**, v. 807, p. 151084, 2022.

SOUSA, I. T. C. DE et al. Máscaras caseiras na pandemia de COVID-19: recomendações, características físicas, desinfecção e eficácia de uso. **Epidemiologia e Serviços de Saúde**, v. 30, n. 4, p. 1–11, 2021.

STITI, M. et al. Transition from saliva droplets to solid aerosols in the context of COVID-19 spreading. **Environmental Research**, v. 204, n. PB, p. 112072, 2022.

TAMINATO, M. et al. Máscaras de tecido na contenção de gotículas. **Acta Paul Enferm.**, v. 33, p. 1–11, 2020.

TEIXEIRA, P. Incorporação de Quitosano em Têxteis Hospitalares Reutilizáveis. p. 93, 2015.

TSAI, P. Performance of Masks and Discussion of the Inactivation of SARS-CoV-2. **Engineered Science**, p. 1–7, 2020.

VAISHYA, R. et al. Medical textiles in orthopedics: An overview. **Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma**, v. 9, p. S26–S33, 2018.

VIANA, S. C. Eficiência Do Uso de Máscara Facial na Prevenção da COVID-19. 2021.

YAN, G.; NIU, H.; LIN, T. **Needle-less electrospinning**. [s.l.] Elsevier Inc., 2018. v. 2

ZHANG, X.; , PIBO MA1, 2, 3 *. Application of Knitting Structure Textiles in Medical Areas. **Autex Research Journal**, v. 18, n. 2, p. 181–191, 2018.

