



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
ENGENHARIA MECÂNICA

DESENVOLVIMENTO DE UM NOVO ASPIRADOR DE SECREÇÃO
PULMONAR COM OXIGENAÇÃO E UMIDIFICAÇÃO

MARINA SPYER LAS-CASAS

BELO HORIZONTE, 16 DE OUTUBRO DE 2018

Marina Spyer Las-casas

**DESENVOLVIMENTO DE UM NOVO ASPIRADOR DE SECREÇÃO
PULMONAR COM OXIGENAÇÃO E UMIDIFICAÇÃO**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Doutor em Engenharia Mecânica.

Área de concentração: Biomecânica

Orientador: Prof. Estevam Barbosa de Las Casas
UFMG

Co-orientador: Prof. Eduardo José Lima II
UFMG

Belo Horizonte
Escola de Engenharia da UFMG
2018

AGRADECIMENTOS

Agradeço à minha família que muito me ajudou e ajuda. Ao meu esposo que compartilha comigo os objetivos de vida. Aos meus filhos que me enchem diariamente de alegria. À minha mãe por me compreender e me emocionar com sua vontade de servir. Ao meu pai que me vê como uma pessoa tão especial que me fez acreditar que seria capaz. Às minhas irmãs por estarem presentes sempre que possível. Ao Prof. Estevam que me deu a oportunidade de desenvolver esse trabalho do qual me orgulho, e me apoia e incentiva diariamente. À Deus que cuida de colocar as pessoas certas e na hora certa no meu caminho para que o trabalho nunca pare: Dona Cleuza, Rodrigo W. Gama, Eduardo J. Lima II, Rudolf Huebner, Maria da Glória R. Machado, Maria das Dores Ortis, Cynthia Erbeta, Melisa Vélez, Tatiana Perilo, Henrique Moraes, Fabrício E. B. Coelho, Ludmila Spyer, Antonio Rafael da Silva Filho, Clarice Magnani, Mariana Pimenta, Plínio Santos, Paula Vilela, Bruna Luiza Santos e Luis Eduardo G. Pereira. Muito obrigada!

Agradeço também ao Laboratório de Ciência e Tecnologia dos Polímeros, Laboratório Mecbio, e a CAPES e CNPq pelo apoio financeiro.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	5
LISTA DE TABELAS	8
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	9
NOMENCLATURA	10
RESUMO	12
1 Introdução.....	13
2 Objetivo Geral	17
2.1 Objetivos específicos	17
3 Revisão Bibliográfica	18
3.1 Reologia.....	18
3.2 Sistema Respiratório	24
3.2.1 Mecânica da respiração	24
3.2.2 Aparelho Mucociliar.....	27
3.2.3 Doenças e situações relacionadas à disfunção mucociliar.....	28
3.3 Aspiração de secreção pulmonar	31
3.3.1 Sistema aberto ou fechado.....	32
3.3.2 Profundidade de sucção	33
3.3.3 Tempo do procedimento.....	34
3.3.4 Pressão de sucção	34
3.3.5 Cateter.....	35
3.3.6 Instilação.....	40
3.3.7 Pré-oxigenação ou hiperoxigenação.....	41
3.3.8 Umidificação das vias aéreas.....	41
3.4 Propriedades reológicas do muco do sistema respiratório.....	41
3.5 Novos desenvolvimentos	47

4	Metodologia.....	52
4.1	Mimetizadores do muco respiratório	54
4.2	Simulação computacional do cateter de um lúmen.....	57
4.3	Validação da simulação computacional.....	63
4.4	Cateter duplo lúmen.....	64
4.5	Projeto e montagem do protótipo de aspirador de secreção pulmonar	66
5	Resultados e discussões	71
5.1	Mimetizadores do muco respiratório	71
5.2	Simulação computacional do cateter de um lúmen.....	77
5.3	Validação da simulação computacional.....	83
5.4	Cateter duplo lúmen.....	85
5.5	Projeto e montagem do protótipo de aspirador de secreção pulmonar	88
6	Conclusões.....	90
7	Sugestões para futuros trabalhos	92
	ABSTRACT	93
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	94

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 - Fluidos independentes do tempo	19
FIGURA 2 - Desenho esquemático das diferentes geometrias dos reômetros e viscosímetros. Cilindros coaxiais, cone-placa e placas paralelas, respectivamente.....	21
FIGURA 3 - Teste de oscilação forçada (a) para um corpo elástico e (b) para um fluido viscoso	22
FIGURA 4 - Curvas do ângulo de fase e módulo complexo em função da frequência .	23
FIGURA 5 - Representação gráfica das pressões intrapleural (P_{pi}) e alveolar (P_{alv}) em função do tempo durante a inspiração e expiração.....	25
FIGURA 6 - Desenho esquemático das vias aéreas com os respectivos diâmetros, comprimento, número e área de secção transversa.....	26
FIGURA 7 - Desenho esquemático do epitélio respiratório.....	28
FIGURA 8 - Representação esquemática de intubação endotraqueal (a) Intubação oral (b) Intubação nasal	30
FIGURA 9 - Traqueostomia	30
FIGURA 10 - Cateteres de sucção traqueobronquial analisados (a) Pharmaseal Tri-Flo, (b) Argyle Aero-Flo, (c) National Catheter Corporation Gentle-Flo, (d) Argyle Dual Side-Hole, (e) Pharmaseal Whistle-Tip	37
FIGURA 11 - Cateteres comparados no estudo de Shah et al. mostrando a posição dos orifícios laterais, seus tamanhos e afastamento entre eles.....	39
FIGURA 12 - Viscosidade por tensão de cisalhamento para o simulador de muco quase líquido (pequenos círculos), intermediário (círculos médios) e quase sólido (círculos grandes) e três amostras de secreção pulmonar de pacientes com fibrose cística (linhas lisas).....	43
FIGURA 13 - Viscosidade do muco para a uma ampla taxa de deformação	45
FIGURA 14 - Comportamento das propriedades reológicas (em log) do muco brônquico coletado antes do tratamento e após cada sessão de fisioterapia respiratória.....	46
FIGURA 15 - Tubo traqueal <i>Mucus Sluper</i> com um detalhe da sua ponta com um anel com 8 orifícios radiais ligados a uma linha de sucção automática para retirada do muco acumulado.....	47

FIGURA 16 - (A) Desenho esquemático do <i>MucusShaper</i> (B) <i>MucusShaver</i> inflado (C) <i>MucusShaver</i> inflado dentro de um tubo endotraqueal	49
FIGURA 17 - Desenho esquemático da ponta do cateter de aspiração pulmonar com balão inflável.....	51
FIGURA 18 - Cateter padrão utilizado nas simulações computacionais	57
FIGURA 19 - Sondas criadas para verificação do parâmetro 1 - Área de entrada. Dimensões em mm	58
FIGURA 20 - Sondas criadas para verificação do parâmetro 2 - Distância entre orifícios laterais. Dimensões em mm.....	58
FIGURA 21 - Sondas criadas para verificação do parâmetro 3 - Número de orifícios laterais para a mesma área de entrada. Dimensões em mm.....	59
FIGURA 22 - Bancada para validação da simulação computacional	64
FIGURA 23 - Geometria utilizada para validação da simulação computacional. Dimensões em mm	64
FIGURA 24 - Desenho esquemático do aspirador pulmonar.....	67
FIGURA 25 - Relação entre o módulo elástico G' e módulo viscoso G'' por frequência de escarro de pacientes com fibrose cística (a) de acordo com Dawson, Wirtz e Hanes (2003) e (b) dos simuladores de muco em diferentes concentrações.....	72
FIGURA 26 - Viscosidade oscilatória dinâmica em função da frequência do muco respiratório (a) de acordo com o trabalho de Lai et al. (b) dos simuladores de muco em diferentes concentrações.....	73
FIGURA 27 - Viscosidade em função da tensão cisalhante (a) para os simuladores de muco com concentrações de 0,5% (círculos pequenos), 1,5% (círculos médios) e 3,0% (círculos grandes) e três amostras de escarro de pacientes com fibrose cística (linhas) de acordo com Shah et al. (2005) e (b) para as soluções de polietilenoglicol em diferentes concentrações	74
FIGURA 28 - Viscosidade em função da taxa de cisalhamento (a) de seis amostras de escarro de pacientes com fibrose cística de acordo com Dawson, Wirtz e Hanes (2003) (b) dos simuladores de muco a partir de soluções de polietilenoglicol em diferentes concentrações	75
FIGURA 29 - Resultado dos testes de oscilação forçada realizado em amostra de solução de polietilenoglicol com concentração de 2%, 24h e 14 dias.....	76
FIGURA 30 - Influência da temperatura no valor de viscosidade para a solução com concentração de 1%.....	77

FIGURA 31 - Perda de carga por área de entrada da sonda.....	78
FIGURA 32 - Perda de carga por distância entre orifícios laterais.....	80
FIGURA 33 - Perda de carga por quantidade de orifícios laterais.....	81
FIGURA 34 - Perda de carga por comprimento do cateter	82
FIGURA 35 - Comparação dos resultados dos testes de bancada, simulação computacional e equação para fluidos não-Newtonianos aproximados pelo modelo de lei de potência dentro de tubos com escoamento laminar	85
FIGURA 36 - Protótipo do novo aspirador de secreção pulmonar com oxigenação e umidificação	89

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 - Parâmetros reológicos do muco humano saudável.....	44
TABELA 2 - Dimensões do cateter padrão.....	58
TABELA 3 - Velocidade crítica dos mimetizadores de muco	60
TABELA 4 - Valores de velocidade de saída e vazão para cada uma das 09 situações para verificação dos parâmetros 1, 2, 3 e 4	61
TABELA 5 - Condições de contorno para as 09 situações em que foram simuladas as 10 sondas criadas para verificação do parâmetro 2 e 4	62
TABELA 6 - Condições de contorno para as 09 situações em que foram simuladas as 10 sondas criadas para verificação do parâmetro 3	62
TABELA 7 - Viscosidade oscilatória dinâmica μ'' para as frequências de cisalhamento de 1 e 100 rad/s da secreção pulmonar de pacientes com bronquite, fibrose cística e fumante leve e das soluções de polietilenoglicol.....	73
TABELA 8 - Informações dos mimetizadores de muco retiradas dos testes rotativos e valores de densidade utilizadas para simulação computacional.....	76
TABELA 9 - Validação da simulação computacional por meio de formulação matemática	84
TABELA 10 - Validação da simulação computacional por meio de teste de bancada..	84
TABELA 11 - Influência da redução da área na perda de carga para o mimetizador de muco quase líquido.....	86
TABELA 12 - Influência da redução da área na perda de carga para o mimetizador de muco intermediário.....	86
TABELA 13 - Influência da redução da área na perda de carga para o mimetizador de muco quase sólido	87

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AARC	<i>American Association for Respiratory Care</i>
CAPES	Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior
CFD	<i>Computational fluid dynamics</i>
CNPq	Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico
DEMEC	Departamento de Engenharia Mecânica
DPOC	Doença pulmonar obstrutiva crônica
ETT	<i>Endotracheal tube</i>
FiO ₂	Frações inspiradas de oxigênio
HIV	Vírus da Imunodeficiência Humana
HMEs	<i>Heat and Moisture Exchangers</i>
PEEP	<i>Positive end-expiratory pressure</i>
PPGMEC	Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica
UFMG	Universidade Federal de Minas Gerais
UAs	Umidificadores aquecidos

NOMENCLATURA

Letras Latinas

A	área
D	diâmetro
fr	frequência de oscilação
G	módulo de Young
G'	módulo de armazenamento
G''	módulo de perda
G*	módulo complexo
k	valor de consistência
K1; K2	constante de resistência
L	comprimento
n	índice de comportamento ou fluxo
P	pressão
r	raio
Re	número de Reynolds
t	tempo
Tc	torque
v	velocidade
V'	fluxo
W	trabalho
w	velocidade angular

Letras Gregas

δ	ângulo de fase
γ	taxa de cisalhamento
γ^*	deformação
φ	ângulo de deflexão
μ	viscosidade, viscosidade absoluta ou viscosidade dinâmica
μ^*	viscosidade complexa
μ'	viscosidade de armazenamento

μ''	viscosidade dinâmica
θ	ângulo de contato
ρ	massa específica
σ	tensão de deformação
τ	tensão
Δ	diferença

Subscritos

atm	atmosférica
pl	interpleural
alv	alveolar
a	aparente

RESUMO

O objetivo deste estudo é projetar e construir um novo aspirador de secreção pulmonar com oxigenação e umidificação das vias aéreas, de baixo custo, fácil utilização, para procedimento realizado em sistema aberto, uso residencial ou hospitalar. O novo aspirador pretende tornar o procedimento mais seguro e menos desconfortável para o paciente e facilitar a execução do procedimento que requer experiência e habilidade do profissional que o executa. O novo equipamento permite a configuração do modo de sucção que pode ser contínuo ou alternado, do tempo do procedimento que não pode ser maior que 15 segundos e no caso do modo de sucção alternado o tempo que o vácuo fica aberto e fechado. Com a umidificação pretende-se fluidificar a secreção e facilitar a sua retirada, assim como ocorre na prática de instilação de solução salina, sem que haja a queda da oxigenação e aumento do risco de infecção que estão relacionados por essa prática. Com a oxigenação pretende-se atenuar o risco de hipoxemia, compensando o ar que inevitavelmente é retirado das vias aéreas do paciente durante o procedimento.

O estudo da dinâmica dos fluidos dentro da sonda de um lúmen foi realizado utilizando o programa *Ansys – Fluent* e validado por testes de bancada, para identificar quais são os pontos importantes de projeto que levam a um cateter eficiente e com menor chance de lesão ao paciente. Neste estudo foram consideradas diferentes pressões e propriedades do muco. Para os testes de bancada foram utilizados mimetizadores de muco viscoelásticos elaborados a partir do polietilenoglicol, com peso molecular de 5.000.000 g/mol, caracterizados por meio de um reômetro TA Instruments ARG2. A perda de carga mais significativa para o cateter é a perda de carga distribuída, portanto, o cateter deve ter o menor comprimento possível. Entretanto, quando a redução do comprimento do cateter não é mais possível, maiores áreas para entrada da secreção, orifícios laterais desalinhados e menor quantidade de orifícios aumenta a eficiência do cateter.

Palavras Chaves: *Muco, Pulmão, Sucção, Materiais biomiméticos, Cateter, Reologia, CFD.*

1 INTRODUÇÃO

Pacientes mecanicamente ventilados retêm secreções por diversos motivos e precisam de cuidados de rotina padrão para gerenciamento das secreções que são principalmente umidificação e aspiração da secreção pulmonar (BRANSON, 2007). A aspiração pulmonar consiste na retirada das secreções por um cateter conectado a um sistema de vácuo (JERRE et al., 2007).

A aspiração possui efeitos colaterais como hipoxemia, que pode levar a arritmias cardíacas, hipotensão, parada cardíaca e morte (DAY; WAINWRIGHT; WILSON-BARNETT, 2001), além de ser descrita pelos pacientes como dolorosa e desconfortável (PEDERSEN et al., 2009). Entretanto, se não for executada quando houver necessidade, pode ocorrer morte do paciente, de acordo com a Sociedade Americana de cuidados respiratório, em inglês, *American Association for Respiratory Care - AARC* (2010).

O procedimento de aspiração pulmonar consiste na inserção do cateter e aplicação da pressão negativa enquanto o cateter está sendo retirado (AARC, 2010). É comum a prática de instilação de solução salina a 0,9% antes da aspiração pulmonar com o intuito de fluidificar a secreção espessa, apesar da maior parte dos estudos desaprovarem esse procedimento (AYHAN et al., 2015) por levar à queda da oxigenação (ACKERMAN, 1993) e aumento do risco de infecção (RUTALA; STIEGEL; SARUBBI, 1984). As pressões de sucção não devem ultrapassar certos valores para prevenir lesão da mucosa, hipoxemia e atelectasia (PEDERSEN et al., 2009). A duração do procedimento não pode ultrapassar 15s (AARC, 2010), o que reduz o risco de colapso alveolar (VANNER; BICK, 2008).

A aspiração endotraqueal pode ser por sistema fechado, quando o paciente não é desconectado da ventilação mecânica, ou por sistema aberto quando há essa desconexão (RODRIGUES-MACHADO, 2018). O sistema fechado evita contaminação e diminui o risco de hipoxemia (BRANSON; GOMAA; RODRIQUEZ, 2014). No sistema fechado, o ventilador não é desconectado durante a aspiração e existem indícios de que a adição de fluxo para a via aérea empurra as secreções para longe do cateter fazendo com que a

aspiração em sistema fechado tenha uma menor remoção de secreção (LASOCKI et al., 2006). A aspiração em sistema fechado é a melhor opção, como pode ser visto nas recentes recomendações da AARC, mas por seu custo ser mais alto é menos utilizada que a aspiração em sistema aberto. Quando realizada a aspiração em sistema aberto, é comum a utilização de estratégias como hiperoxigenação e hiperinflação, que reduzem as complicações do procedimento (RODRIGUES-MACHADO, 2018). A hiperoxigenação antes do início do procedimento é recomendada em pacientes com redução grande de saturação de oxigênio durante a aspiração (AARC, 2010).

Um aspirador de secreção pulmonar para uso residencial ou hospitalar que permite a aspiração da secreção associada à oferta contínua de oxigênio umidificado nas vias aéreas está sendo desenvolvido pelo Grupo de Engenharia Biomecânica da UFMG para utilização em sistema aberto. Este trabalho projetou e montou o primeiro protótipo. Em trabalhos futuros esse protótipo será utilizado para testes que avaliem a eficiência do oxigênio em reduzir a chance de colapso alveolar e da umidificação para tornar a secreção menos espessa. Com a umidificação, pretende-se fluidificar a secreção e facilitar a sua retirada, assim como ocorre na prática de instilação de solução salina, sem que haja a queda da oxigenação e aumento do risco de infecção que estão relacionados por essa prática. Não existem evidências sobre a eficiência dessa umidificação, entretanto, ela aparentemente não apresenta riscos para o paciente e caso seja comprovada sua ineficiência ela poderá ser facilmente excluída do projeto.

Com a oxigenação pretende-se atenuar o risco de hipoxemia de forma semelhante ao que ocorre no procedimento em sistema fechado. Entretanto, o novo aspirador não deve ser comparado com o procedimento realizado em sistema fechado, mas ser considerado como uma alternativa para melhorar a segurança e conforto do paciente submetido a aspiração de secreção pulmonar em sistema aberto. No procedimento realizado em sistema fechado, a adição de fluxo do ventilador a partir do tubo endotraqueal, necessária para compensar o ar que é retirado das vias aéreas pelo cateter, empurra as secreções para longe do cateter. O novo aspirador de secreção pulmonar pretende compensar o ar que inevitavelmente é retirado das vias aéreas do paciente por meio do fornecimento de oxigênio através do cateter. O novo equipamento pode evitar que as secreções sejam empurradas caso a vazão e área dos orifícios para saída do oxigênio sejam avaliadas. Essa análise será realizada em outro estudo onde será projetado o

cateter duplo lúmen. Estudos futuros também serão realizados para verificar a absorção do oxigênio pelo organismo. O novo equipamento reduz o risco de hipoxemia quando comparado com o procedimento realizado em sistema aberto com equipamento padrão.

Esse novo aspirador traz a necessidade de uma sonda duplo lúmen, que ainda não existe no mercado. O projeto dessa nova sonda será realizado em estudos futuros, entretanto, neste estudo analisou-se a possibilidade de existir um cateter duplo lúmen com mesmo diâmetro externo, menor área de seção transversal para passagem de secreção e mesma eficiência que a sonda de um lúmen, tamanho 12 Fr. O diâmetro externo do cateter foi mantido para garantir que o novo aspirador não trará um maior desconforto para o paciente. O tamanho 12 Fr foi utilizado por ser o mais utilizado em pacientes adultos e a conclusão dessa parte do estudo possivelmente será a mesma para cateteres de outros tamanhos. A eficiência do cateter foi obtida relacionando a vazão e a perda de carga. A perda de carga do cateter é a diferença de pressão na entrada e saída, sendo a pressão de entrada a pressão intrapulmonar e a pressão de saída a pressão de sucção. Como a variação de pressão intrapulmonar é muito pequena quando comparada com a pressão de sucção e foi feita uma análise comparativa entre os cateteres, a pressão de entrada foi considerada com zero (0 mmHg). Todas as pressões referenciadas neste estudo são pressões manométricas. O cateter mais eficiente é aquele que tem uma maior vazão para uma mesma pressão de sucção.

Adicionalmente, foi feito o estudo do escoamento de secreção dentro da sonda de um lúmen utilizando dinâmica dos fluidos computacional (em inglês: *Computational Fluid Dynamics* - CFD) e testes em bancada para validação desses resultados. A partir desse estudo foi encontrada a influência da quantidade, posição e área dos orifícios de entrada de secreção na perda de carga localizada do cateter. Este estudo foi realizado por não terem sido encontradas informações suficientes sobre as melhores configurações dos orifícios do cateter e ser essa uma informação importante para o projeto da sonda duplo lúmen.

O formato do cateter é um item importante do procedimento, pois influencia na eficiência de sucção (SHAH et al., 2005) e pode evitar lesão da mucosa (LOMHOLT, 1982). As recomendações encontradas atualmente sobre sondas são baseadas em práticas clínicas e não levam em consideração a variabilidade das características do

muco, a pressão de sucção e a técnica de sucção empregada (MORROW; FUTTER; ARGENT, 2004). Não existem padronizações quanto a quantidade e diâmetro dos orifícios das sondas (CAMPOS et al., 2005).

Nos testes em bancada para validação da simulação computacional foram utilizados três materiais viscoelásticos com propriedades similares a secreção respiratória e que cobrem a ampla faixa de propriedades que a secreção pode ter. Esses três materiais foram denominados como simuladores de muco quase líquido, intermediário e quase sólido. Testes de caracterização das propriedades viscoelásticas dos materiais foram realizados para verificar sua similaridade com a secreção das vias aéreas. A passagem da secreção pelo cateter impõe ao material altas taxas de cisalhamento, levando a acreditar que as propriedades elásticas do fluido podem ser desprezadas, sendo assim, a simulação computacional foi realizada considerando a secreção como um fluido não-Newtoniano. Os testes de bancada confirmaram que essa aproximação é válida para a situação analisada. Testes para obtenção das propriedades viscosas do material foram realizados para encontrar as informações utilizadas como parâmetro de entrada para as simulações computacionais.

2 OBJETIVO GERAL

Projetar e construir um aspirador de secreção pulmonar, para uso residencial ou hospitalar, que permite a aspiração da secreção associada à oferta contínua de oxigênio umidificado nas vias aéreas.

2.1 Objetivos específicos

1. Projetar e construir o primeiro protótipo de aspirador de secreção pulmonar que permita a sucção associada à oferta contínua de oxigênio umidificado nas vias aéreas.
2. Elaborar substâncias simuladoras do muco respiratório que mimetizem a ampla faixa de propriedades que esse pode ter, para obtenção de propriedades viscosas similares às do muco e para serem utilizadas em testes de bancada.
3. Estudar a influência da geometria da sonda em sua eficiência para mucos de diferentes propriedades e diferentes pressões de sucção usando dinâmica dos fluidos computacional.
4. Validar os resultados obtidos utilizando dinâmica dos fluidos computacional por meio de testes de bancada e formulação analítica.

3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

3.1 Reologia

É a ciência que estuda como a matéria se deforma ou escoar, quando submetida a esforços originados por forças externas. Quando a relação entre a tensão e a deformação da matéria é linear, diz que o material é ideal. Existem corpos elásticos e fluidos viscosos ideais que seguem a lei de Hooke (EQ. 1) e a lei de Newton (EQ. 2), nos quais a tensão se relaciona com a deformação (ou sua derivada) por meio das constantes módulo de elasticidade transversal (G) e viscosidade (μ), respectivamente.

$$\sigma = G \cdot \gamma \quad (1)$$

$$\tau = \mu \cdot \dot{\gamma} \quad (2)$$

Sendo:

σ - tensão de deformação [Pa]

G - módulo de elasticidade transversal [Pa]

γ - deformação [adimensional]

τ - tensão de cisalhamento [Pa]

μ - viscosidade, ou viscosidade absoluta, ou viscosidade dinâmica. [Pa.s]

$\dot{\gamma}$ - taxa de deformação [s^{-1}]

Um corpo elástico é aquele que se recupera integralmente quando o sistema de forças aplicado sobre ele é retirado (deformação é reversível). A deformação desse corpo é medida por meio da alteração do volume, tamanho ou forma. O fluido viscoso é aquele que escoar (deformação irreversível). Escoamento é a variação contínua da taxa de deformação em função das tensões ou forças aplicadas.

Os corpos elásticos e fluidos viscosos ideais são chamados de Hookeanos e Newtonianos, respectivamente. Entretanto, a maior parte dos materiais são não-Hookeanos e não-Newtonianos.

No fluido viscoso real, ou seja, não-Newtoniano, a viscosidade varia em função da taxa de deformação e, portanto, é denominada viscosidade aparente, isto é, viscosidade que o fluido teria se fosse Newtoniano naquela condição de escoamento. A viscosidade aparente (μ_a) é função da tensão de cisalhamento τ e taxa de deformação $\dot{\gamma}$. O fluido não-Newtoniano pode ser Pseudoplástico, Dilatante, Plástico de Bingham (possui tensão inicial de escoamento), além dos fluidos cujas propriedades são dependentes do tempo (Tixotrópico e Reopético). A FIG. 1 mostra as curvas Tensão por Deformação dos diferentes fluidos não-Newtonianos com o fluido Newtoniano.

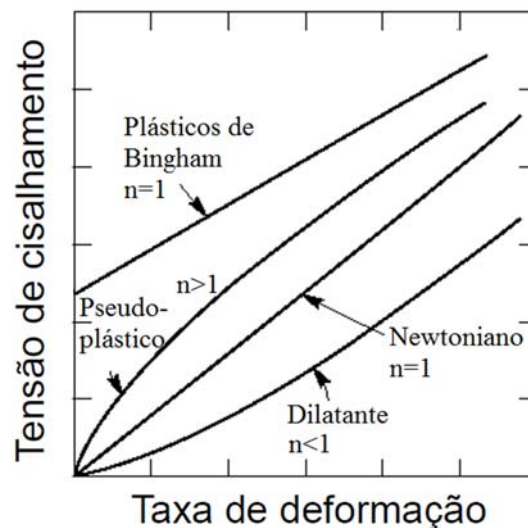


FIGURA 1 - Fluidos independentes do tempo

Existem modelos que descrevem os fluidos não-Newtonianos independentes do tempo, como é o caso do **modelo de Oswald de Waale** ou **fluido de potência**, sendo que este último será utilizado neste estudo. Esse modelo é descrito pelo índice de consistência, K [$\text{Pa}\cdot\text{s}^n$], e o índice de comportamento ou fluxo, n , que se relacionam pela EQ. 3.

$$\tau = K \cdot \dot{\gamma}^n \quad (3)$$

O valor de n indica fisicamente o afastamento do fluido do modelo Newtoniano e tipo de fluido.

$n > 1$	Fluido Pseudoplástico	Viscosidade decresce com a taxa de deformação
$n < 1$	Fluido Dilatante	Viscosidade aumenta com o aumento da taxa de deformação
$n = 1$	Newtoniano	Viscosidade é única

Já o valor de consistência, K , indica o grau de resistência do fluido ao escoamento. Quanto maior o valor de K , maior é a resistência que o fluido impõe ao deslizamento.

Para descrever o regime de escoamento para fluidos Newtonianos dentro de um tubo é utilizado o número de Reynolds (Re), que é um parâmetro adimensional. O número de Reynolds é uma função da densidade, diâmetro da tubulação, velocidade média e viscosidade. Para que o número de Reynolds possa ser utilizado para fluidos não-Newtonianos é preciso substituir o valor da viscosidade pela viscosidade equivalente. Outra opção é utilizando a velocidade crítica, ou seja, velocidade a partir da qual a turbulência inicia. A velocidade crítica para fluidos regidos pela lei de potência (modelo de Oswald de Waale) no interior de tubos pode ser calculada pela EQ. 4 (MACHADO, 2002 p. 123):

$$v_c = \left[\frac{(3470 - 1370n)k}{8\rho} \right]^{1/(2-n)} \left[\frac{6n + 2}{Dn} \right]^{n/(2-n)} \quad (4)$$

Sendo, ρ a densidade e D o diâmetro ou diâmetro equivalente interno. A perda de carga na unidade Pascal [Pa] para fluidos regidos pela lei de potência no interior de tubos pode ser calculada pela EQ. 5 (MACHADO, 2002 p. 245):

$$\Delta P = \frac{4kL}{D} \left(\frac{v}{D} \cdot \frac{6n + 2}{n} \right)^n \quad (5)$$

Existem outros modelos para fluidos não-Newtonianos como o de Herschell-Buckley (fluido de potência com limite de escoamento), de Bingham, de Casson e o de Robertson-Stiff, que, por fugirem do escopo desse trabalho, não serão descritos.

Materiais viscoelásticos são aqueles que deformam e escoam, não se ajustando nem a classificação de fluidos viscosos e nem de sólidos elásticos. Esses materiais não podem ser bem definidos e caracterizados pelos valores de módulo de Young e viscosidade ou viscosidade aparente. Existem dois testes para caracterização desses materiais: teste de oscilação forçada e teste de fluência e recuperação. Esses testes se completam, pois, alguns aspectos da viscoelasticidade são melhor descritos pelo teste oscilatório, enquanto outros, por fluência e recuperação.

O reômetro é um dispositivo para avaliar a reologia do fluido, ou seja, propriedades viscosas e elásticas (DEMOUVEAUX, et al., 2017). Já os viscosímetros determinam o comportamento puramente viscoso do fluido.

No **Teste de Oscilação Forçada**, amostras viscoelásticas são submetidas a tensões ou deformações oscilantes em várias frequências. Uma parte giratória do sensor movimenta-se alternativamente em sentido horário e anti-horário com pequenos ângulos de deflexão, aplicando uma tensão ou taxa de deformação conhecida. O ângulo de deflexão (ϕ) é sempre pequeno, menor que 1° , para permanecer na faixa de viscoelasticidade linear. Os resultados desses testes podem ser dados em relação à frequência de oscilação, f_r [Hz], ou velocidade angular w [1/s]. A FIG. 2 apresenta os diferentes tipos de geometria, que podem ter os reômetros e os viscosímetros.

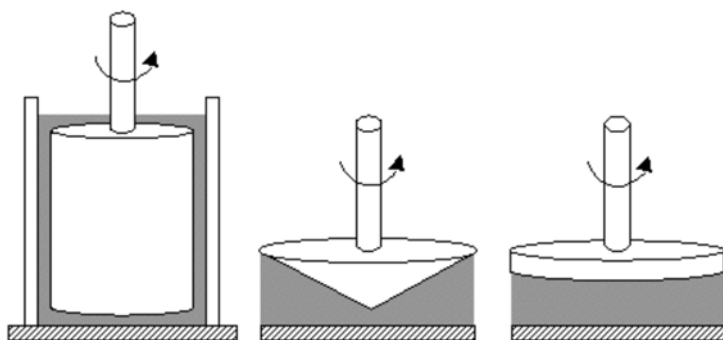


FIGURA 2 - Desenho esquemático das diferentes geometrias dos reômetros e viscosímetros. Cilindros coaxiais, cone-placa e placas paralelas, respectivamente

A partir dos testes de oscilação forçada, quando a resposta (deformação) está em fase com a tensão aplicada, caracteriza-se o que se denomina “resposta elástica” e quando está defasada em 90° , encontramos a “resposta viscosa”. Se o ângulo de fase está situado entre 0 e 90° , então a resposta é dita viscoelástica. Analisando a FIG. 3, fica

claro que, para corpos elásticos, a tensão aplicada e a deformação resultante estão em fase (a) e para fluidos viscosos a tensão e deformação estão defasadas de 90° (b). A essa defasagem foi dado o nome de ângulo de fase (δ) e é dependente da frequência de oscilação.

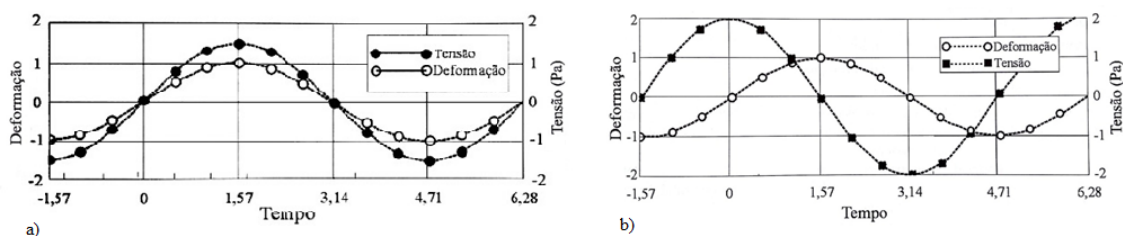


FIGURA 3 - Teste de oscilação forçada (a) para um corpo elástico e (b) para um fluido viscoso

FONTE: MACHADO, 2002

O ângulo de fase muitas vezes é substituído pela tangente do ângulo de fase ($\text{tg}(\delta)$). Quando $\text{tg} \delta$ está abaixo de um indica um comportamento mais parecido com um sólido, enquanto que, quando esse valor é maior que 1, o material se aproxima do comportamento de um fluido.

Pelo teste de oscilação forçada também são obtidos módulos de armazenamento e perda e viscosidades. O módulo complexo (G^*) é a resistência total de um material a uma deformação aplicada. O módulo complexo pode ser decomposto em parte real e outra imaginária como mostra a EQ. 6, sendo, G' o módulo de armazenamento que mede a tendência do material a voltar a sua forma inicial e G'' o módulo de perda, caracterizando a resistência que o material apresenta para fluir.

$$G^*(i\omega) = G'(\omega) + iG''(\omega) \quad (6)$$

A viscosidade para um material viscoelástico pode ser definida para um certo valor de módulo complexo, então será chamada de viscosidade complexa μ^* , e corresponde a resistência total do fluido. Da mesma forma que o módulo complexo a viscosidade complexa pode ser separada em componente elástica (viscosidade de armazenamento - μ') e componente viscosa (viscosidade dinâmica - μ'').

Um exemplo de gráfico gerado pelo teste de oscilação forçada está na FIG. 4.

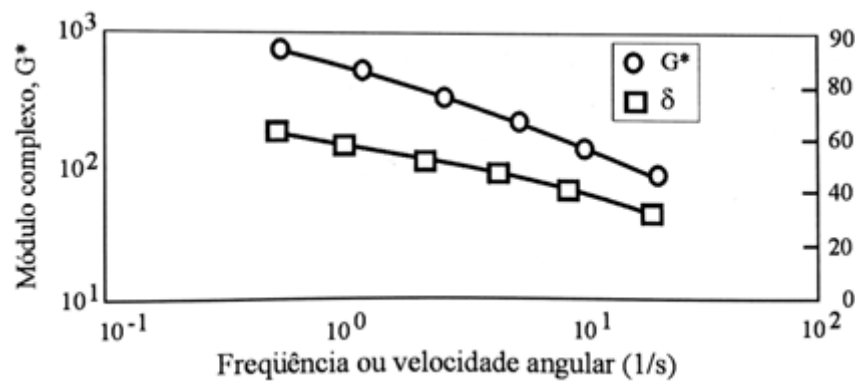


FIGURA 4 - Curvas do ângulo de fase e módulo complexo em função da frequência

Retirada de Schramm, A practical Approach to Rheology and Rheometry, 1994.

FONTE: MACHADO, 2002

O **Teste de Fluência e Recuperação** consiste na aplicação de uma tensão cisalhante constante durante um período de tempo e depois a remoção dessa tensão, enquanto se analisa a deformação do material. Na primeira parte do teste é analisada a fluência do material e a parte elástica e viscosa não podem ser identificadas separadamente. Já na segunda parte, é analisada a recuperação que permite diferenciar a resposta elástica da resposta viscosa. As condições para esse teste são: fluxo laminar e tensões suficientemente pequenas que mantenham a relação entre tensão e cisalhamento linear, ou seja, para cada tensão aplicada, a resposta em deformação é linear. Fora das condições de contorno apresentadas, os resultados dos testes apresentam alguma utilidade para serem comparadas entre si, mas não podem ser considerados dados reológicos absolutos. Fora dessas condições os dados resultantes dos testes são bastante influenciados pelo equipamento e pelas condições de testes. Quando a tensão aplicada conduz a uma resposta de deformação proporcional, chamamos este comportamento de viscoelasticidade linear. O teste por fluência fornece informações mais precisas de G' e G'' em baixas frequências ($\omega < 10^{-2}$ rad/s) do que o teste oscilatório, entretanto, para altas frequências ($\omega < 10^{-1}$ rad/s), não possui boa precisão. Uma combinação desses dois testes leva a melhores resultados para uma maior faixa de frequências (FUNG, 1990).

Os **Testes rotativos** consideram o fluido como puramente viscoso, sendo, portanto, a parte elástica desprezada. Em situações onde o efeito dominante do material viscoelástico é o viscoso, esse teste pode ser utilizado. É realizado por viscosímetros rotativos, que podem ter três diferentes geometrias, como apresentado na FIG. 2.

Durante o teste rotativo é obtido o Torque, T_c , que junto com os valores conhecidos da geometria do equipamento e velocidade angular, w , encontra-se a tensão cisalhante, τ , taxa de deformação, γ , e viscosidade, μ .

3.2 Sistema Respiratório

O sistema respiratório é composto de pulmões e parede torácica. Além das vias aéreas e circulação pulmonar, os pulmões apresentam vários constituintes do tecido conjuntivo, tais como: o colágeno tipo I e III, os quais formam a estrutura da parede alveolar, fibras elásticas, proteoglicanos, células intersticiais responsáveis pelo remodelamento da composição e estrutura da matriz e o surfactante que assegura a estabilidade alveolar e previne o seu fechamento a baixos volumes (SUKI et al., 2005). Os pulmões são envolvidos pela pleura, que é formada por dois folhetos, o parietal e o visceral. Entre os folhetos está a cavidade pleural, contendo apenas uma película de líquido que age como lubrificante, permitindo o deslizamento suave entre os dois folhetos durante o movimento respiratório. A parede torácica é constituída de todos os elementos que se movem durante o ato respiratório, tais como a caixa torácica, o abdômen e os músculos respiratórios, exceto os pulmões que também se movem, mas não fazem parte da parede torácica (RODRIGUES-MACHADO, 2018).

Em relação às propriedades resistivas do sistema respiratório, elas podem ser divididas em resistência pulmonar (resistência de via aérea e pressão dissipada no tecido pulmonar) e resistência da parede torácica.

3.2.1 Mecânica da respiração

A mecânica pulmonar estuda as propriedades mecânicas do pulmão e da parede torácica em condições dinâmicas ou estáticas, ou seja, quando existe ou não mudança de volume no tempo, respectivamente.

A diferença de pressão entre a boca (pressão atmosférica) e os alvéolos (pressão alveolar) é que possibilita o fluxo de ar através das vias aéreas e a sua chegada até o local da difusão gasosa (alvéolos pulmonares).

A inspiração ocorre quando a pressão alveolar (P_{alv}) reduz em relação à pressão atmosférica (P_{atm}), que convencionalmente é considerada igual a zero cmH_2O . Durante a ativação dos músculos inspiratórios, a pressão intrapleural (P_{pl}) se torna mais negativa. Conseqüentemente, o volume pulmonar aumenta e distende as vias aéreas e os alvéolos e reduz a P_{alv} . O diafragma é o músculo mais importante da inspiração, responsável por 70% do volume de ar mobilizado em condições basais. A FIG. 5 mostra o espaço intrapleural e a relação entre P_{alv} e a P_{pl} . P_{alv} é subatmosférica durante a inspiração e supra-atmosférica durante a expiração. Já P_{pl} é subatmosférica durante todo o ciclo respiratório. Essa pressão é determinada pela interação mecânica entre os pulmões e a parede torácica (RODRIGUES-MACHADO, 2018).

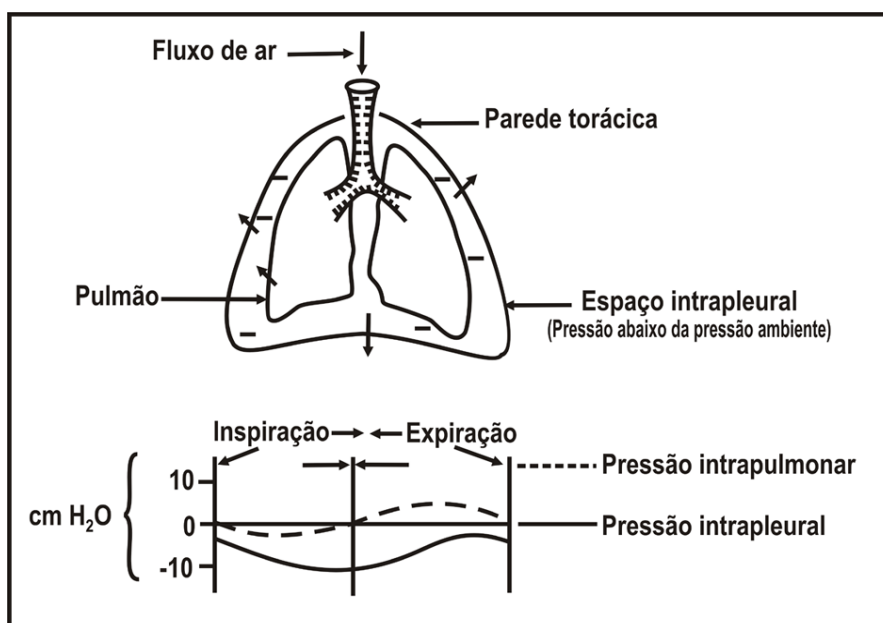


FIGURA 5 - Representação gráfica das pressões intrapleural (P_{pl}) e alveolar (P_{alv}) em função do tempo durante a inspiração e expiração normal

FONTE: ROCCO e ZIN (2009)

O ar entra nos pulmões até que a P_{alv} negativa não seja mais suficiente para vencer as resistências de atrito referentes ao deslocamento do ar pelas vias aéreas até o pulmão, quando a inspiração é interrompida. Inicia-se, então, o processo de expiração com a retração dos tecidos elásticos do sistema respiratório, e a conseqüente liberação da energia armazenada após a distensão destes mesmos tecidos durante o processo de inspiração. A compressão da caixa torácica eleva a P_{alv} para valores maiores que a pressão atmosférica; o ar é expulso dos pulmões até que a pressão intrapulmonar

positiva não seja suficiente para vencer as perdas referentes ao deslocamento de ar. Se houver a necessidade de uma expiração forçada, entram em ação os músculos expiratórios (WEST, 2002).

As vias aéreas são tubos que vão se tornando cada vez mais numerosos e de menor diâmetro à medida que se aproximam da periferia dos pulmões. O nariz/boca, faringe e laringe e as primeiras dezesseis gerações das vias aéreas constituem a zona condutora. A zona respiratória é a região dos ductos alveolares e sacos alveolares, formados por alvéolos. Entre essas duas zonas está a zona de transição, ou seja, os bronquíolos respiratórios. A FIG. 6 mostra como as vias aéreas se dividem, a numeração da geração da árvore brônquica de cada seguimento, assim como os diâmetros, comprimentos, número (quantidade) e a soma da área da seção transversa de cada um deles, sendo BT- bronquíolo terminal, BR- bronquíolo respiratório, DA-ducto alveolar e SA-saco alveolar.

	Geração	Diâmetro (cm)	Comprimento (cm)	Número	Área de seção transversa (cm ²)	
Zona condutora	Traquéia	0	1,80	12,0	1	2,54
	Brônquio	1	1,22	4,8	2	2,33
		2	0,83	1,9	4	2,13
	Bronquíolos	3	0,56	0,8	8	2,00
		4	0,45	1,3	16	2,48
		5	0,35	1,07	32	3,11
Zona transicional e respiratória	BT	16	0,06	0,17	6×10^4	180,0
	BR	17	↓	↓	↓	↓
		18	↓	↓	↓	↓
		19	0,05	0,10	5×10^5	10^3
	DA	T ₃	20	↓	↓	↓
		T ₂	21	↓	↓	↓
		T ₁	22	↓	↓	↓
	SA	T	23	0,04	0,05	8×10^6

FIGURA 6 - Desenho esquemático das vias aéreas com os respectivos diâmetros, comprimento, número e área de seção transversa

FONTE: ROCCO e ZIN, 2009

O movimento do fluido pode ser laminar, transicional ou turbulento (WEST, 2002). Na traqueia ocorre o escoamento turbulento e nas vias aéreas de pequeno calibre ocorre o

escoamento laminar. À medida que as vias aéreas se ramificam, a área da seção transversal total aumenta e as vias aéreas de pequeno calibre oferecem uma pequena resistência. A resistência das vias aéreas de pequeno calibre corresponde a aproximadamente 20% da resistência total e a maior resistência se encontra nas grandes vias aéreas, principalmente nos brônquios segmentares. Outra consideração importante é o fato de que o volume pulmonar tem grande influência sobre a resistência das vias aéreas. Um pequeno volume pulmonar oferece grande resistência das vias aéreas. Além disso, a resistência aumenta com o aumento da viscosidade e densidade dos gases e contração da musculatura lisa da parede das vias aéreas (ROCCO; ZIN, 2009).

3.2.2 Aparelho Mucoiliar

Durante a respiração, vários tipos de partículas inaladas como poeira e bactérias alcançam a árvore respiratória e diferentes mecanismos de defesa respondem a esta constante ameaça de infecção e inflamação das vias aéreas. As narinas apresentam os dois primeiros mecanismos de defesa do sistema respiratório, impedindo a passagem de partículas por meio dos cílios (pelos) e do turbilhonamento aéreo. A glote também contribui para o mecanismo de defesa, promovendo o fechamento (RODRIGUES-MACHADO, 2018).

Quando os primeiros mecanismos de defesa não são suficientes para deter os micróbios e irritantes inalados, entram em ação outros mecanismos, como o transporte mucoiliar. Os cílios têm a função de se movimentarem de modo sincronizado, impulsionando o muco para a faringe, onde ele será deglutido. Em várias doenças o movimento ciliar não é suficiente para a retirada do muco. Entra então em ação a tosse, que também desloca o muco para a faringe. Se esses mecanismos não são eficazes ou são insuficientes, o paciente fica vulnerável a infecções (ROCCO; ZIN, 2009).

Além das células ciliadas, o revestimento epitelial das vias aéreas intrapulmonares apresenta células secretoras que liberam diferentes moléculas antimicrobianas, moléculas imunomoduladoras e grandes glicoproteínas chamadas de mucinas que se ligam a uma quantidade considerável de água, o que gera o muco (MUNKHOLM; MORTENSEN, 2014; BANSIL; TURNER, 2017). A FIG. 7 apresenta a disposição da camada de muco, cílios e revestimento epitelial.

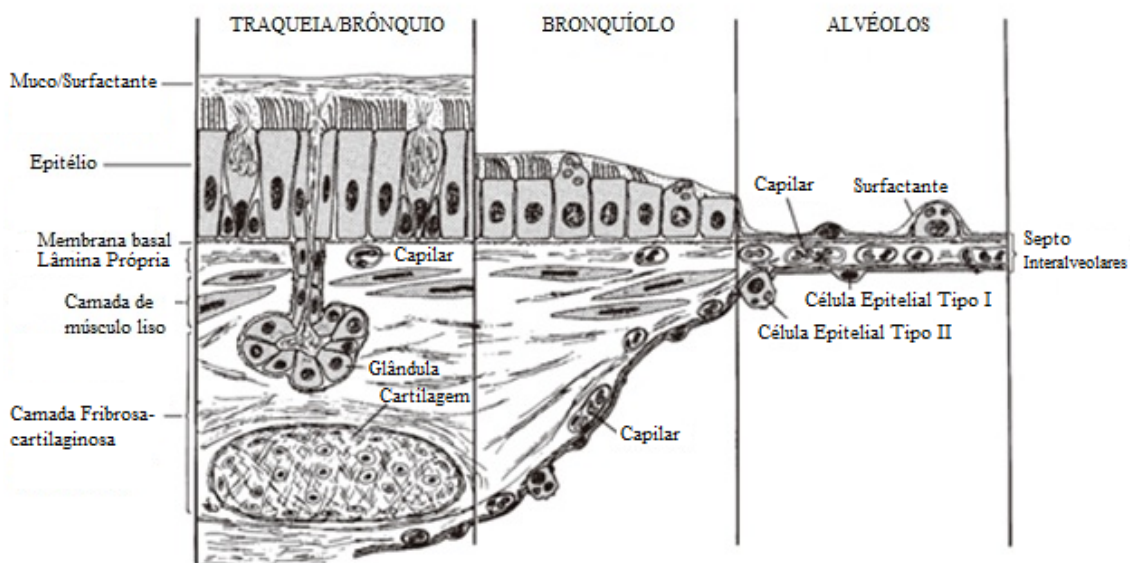


FIGURA 7 - Desenho esquemático do epitélio respiratório

FONTE: KUCKI et al., 2014 (Adaptado)

Quando o muco está na sua consistência normal, ele pode ser facilmente retirado das vias aéreas pelo batimento ciliar. Entretanto, ele pode mudar suas propriedades e tornar mais elástico e mais difícil de ser retirado das vias aéreas (MUNKHOLM; MORTENSEN, 2014). Por ser o muco um material viscoelástico, a relação viscosidade/elasticidade tem ações antagônicas quanto ao efeito da limpeza das vias aéreas por meio da tosse ou transporte mucociliar. As características viscosas do muco facilitam a formação de ondas por ação do escoamento de ar produzido por uma tosse e a característica elástica do muco auxilia o transporte mucociliar (RODRIGUES-MACHADO, 2018).

3.2.3 Doenças e situações relacionadas à disfunção mucociliar

A limpeza ciliar pode ser insuficiente por problemas relacionados ao movimento do cílio ou à camada de muco. Os distúrbios mais comuns relacionados ao movimento ciliar são a discinesia ciliar primária e a fibrose cística, ambas doenças hereditárias. Também existem distúrbios do cílio das vias aéreas adquiridos pela poluição, uso de cigarros e outras drogas. A limpeza mucociliar também se torna insuficiente nas seguintes doenças ou situações: doença pulmonar crônica obstrutiva (DPOC), bronquiectasia, asma, infecção aguda e crônica, doença intersticial pulmonar,

transplante pulmonar, transplante de medula óssea, efeito de drogas, câncer pulmonar, HIV e ventilação mecânica (TILLEY et al., 2015).

A ventilação mecânica invasiva, necessária para tratamento de insuficiência respiratória, também pode lesar o epitélio das vias aéreas e levar à disfunção ciliar, devido à colocação de vias aéreas artificiais. Entretanto, a obtenção de um acesso para as vias aéreas do paciente é uma etapa fundamental para a ventilação mecânica invasiva. As vias aéreas artificiais podem ser do tipo tubos endotraqueais, máscara laríngea ou cânulas de traqueostomia. Os tubos endotraqueais são dotados de *cuff* que assegura a pressão positiva dentro dos pulmões, promovendo melhor vedação e menor possibilidade de vazamento aéreo, além de impedir a aspiração de secreção das vias aéreas superiores ou de conteúdo gástrico para as vias aéreas inferiores (abaixo da glote). Existem diferentes tipos de tubo: tubos de duplo lúmen para ventilação pulmonar independente, tubos que permitem a administração de medicamentos sem a interrupção da ventilação mecânica e tubos que fazem a aspiração das secreções subglóticas.

As máscaras laríngeas são indicadas na intubação difícil ou em pacientes com traumatismos cervicais e faciais. A intubação endotraqueal pode ser oral ou nasal, como pode ser visto na FIG. 8. É comumente utilizada a intubação oral por lesar menos o paciente e permitir melhor visualização da introdução do tubo endotraqueal (RODRIGUES-MACHADO, 2018).

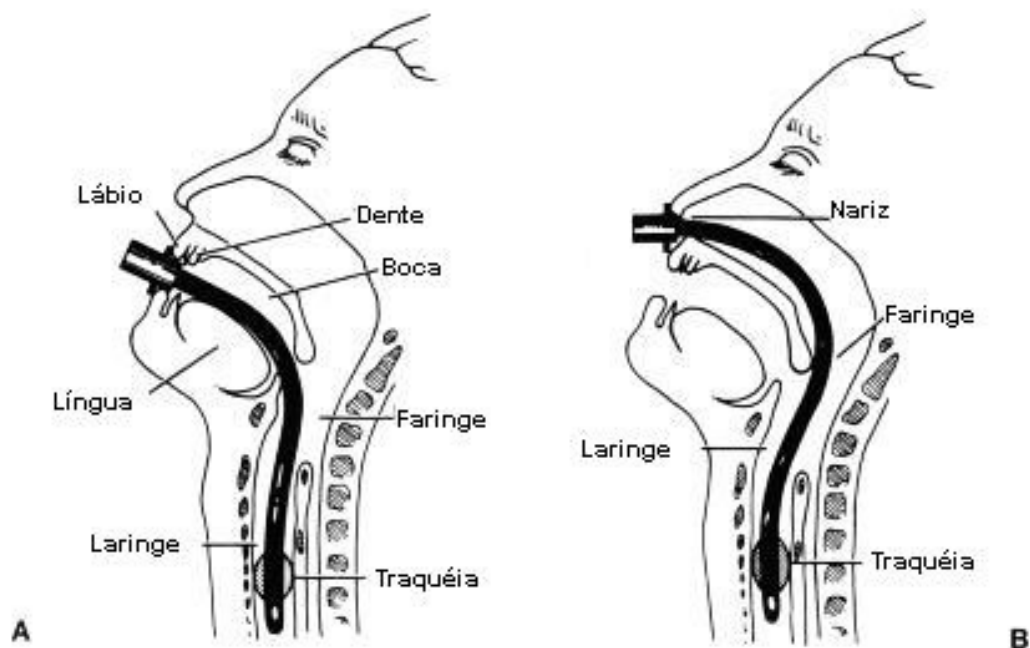


FIGURA 8 - Representação esquemática de intubação endotraqueal (a) Intubação oral (b) Intubação nasal
 FONTE: RODRIGUES-MACHADO, 2018

A traqueostomia é a abertura de um orifício na traqueia para colocação de uma cânula, o que permite a passagem de ar (FIG. 9). Esse procedimento é indicado, entre outras situações, para pacientes submetidos ao suporte ventilatório prolongado. A traqueostomia traz inconvenientes ao paciente.

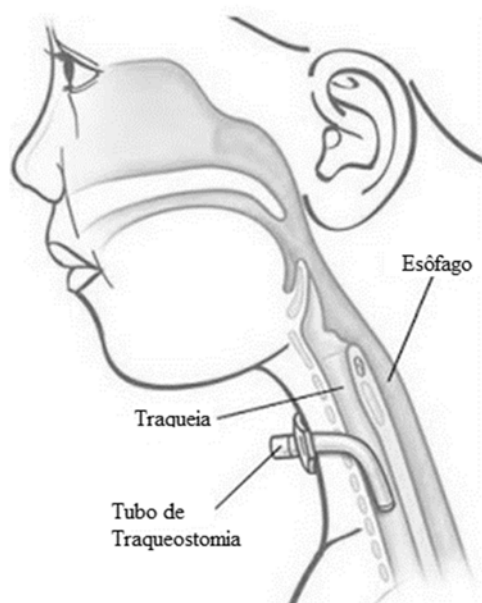


FIGURA 9 - Traqueostomia

Pacientes com vias aéreas artificiais necessitam procedimentos de rotina para evitar complicações, como tais: monitoração da pressão do balonete (*cuff*), umidificação do ar inalado e técnicas de higiene brônquica (SOLE; BENNETT; ASHWORTH, 2015). O *cuff* é o principal causador de lesão na traqueia e seus riscos podem ser reduzidos mantendo sua pressão no valor mínimo possível para garantir a vedação do espaço peritubular. Quando a pressão do *cuff* ultrapassa a pressão de perfusão da mucosa da via aérea, podem ocorrer isquemia, ulceração, necrose e exposição da cartilagem. A umidificação inadequada das vias aéreas leva ao espessamento das secreções e diminuição da função de batimento dos cílios, e, conseqüentemente, retenção de secreções. Pacientes com vias aéreas artificiais podem apresentar atenuação dos mecanismos fisiológicos de limpeza mucociliar e da tosse, tornando o sistema respiratório vulnerável a infecções oportunistas, com excessiva produção de secreções. Neste caso, aspirações frequentes são necessárias para a retirada das secreções e evitar a oclusão do tubo, o aumento do trabalho respiratório, atelectasia e infecções pulmonares (RODRIGUES-MACHADO, 2018). Entretanto, apesar da aspiração endotraqueal ser essencial, ela não é isenta de riscos, podendo resultar em hipoxemia, arritmia e lesão da mucosa das vias aéreas (SOLE; BENNETT; ASHWORTH, 2015).

3.3 Aspiração de secreção pulmonar

A aspiração pode ser endotraqueal ou nasotraqueal. Aspiração nasotraqueal é a introdução do cateter através do nariz até a traqueia sem o tubo endotraqueal. Esse procedimento é realizado para evitar a intubação do paciente. Essa técnica é mais difícil de ser realizada, apresenta maiores riscos ao paciente, sendo, portanto, pouco utilizada. Por outro lado, a colocação de via aérea artificial (tubos endotraqueais ou cânulas de traqueostomia) atenuam os mecanismos fisiológicos. Tornando-se, assim, necessária a aspiração pulmonar periódica para a retirada de secreção e evitar a oclusão da via aérea, o aumento do trabalho respiratório, atelectasia e infecções pulmonares (AARC, 2010). Em 2010, a AARC publicou as diretrizes de prática clínica atualizadas para sucção endotraqueal, com o objetivo de otimizar o processo e reduzir os riscos (AARC, 2010). Esse procedimento traz desconforto para o paciente, deve, portanto, ser utilizado de forma criteriosa. A AARC recomenda que a aspiração seja realizada apenas quando as secreções estejam presentes e não rotineiramente (AARC, 2010).

O procedimento de aspiração pode levar a algumas complicações:

- Hipoxemia pode ser causada pela interrupção da ventilação dos pulmões, aspiração do ar do pulmão, redução da complacência pulmonar (variação do volume por unidade de pressão) e formação de atelectasias (colapso alveolar). A hipoxemia causa arritmias cardíacas, lesões do sistema nervoso central, parada respiratória e morte. Esse efeito pode ser reduzido utilizando a hiperoxigenação e hiperinsuflação antes, durante e após o procedimento de aspiração. Cateteres inadequados, pressões de sucção excessivas e prolongado tempo de aspiração contribuem para a ocorrência desse efeito adverso.
- Trauma de vias aéreas é frequentemente observado nesse procedimento, podendo prejudicar o transporte mucociliar e causar hemorragia.
- Outras complicações como: estimulação vagal, broncoespasmo, aumento da pressão intracraniana e infecções.

Um estudo realizado por Maggiore et al. (2013) no Hospital Universitário Henri Mondor, Créteil - França, em 79 pacientes mecanicamente ventilados durante 3 meses, descreveu a ocorrência dos fatores adversos frequentes resultantes de sucções. Foram eles: dessaturação de oxigênio em 46,8% dos indivíduos e em 6,5% das aspirações, secreções com sangue em 31,6% dos indivíduos e 4% das aspirações, mudança de pressão arterial em 24,1% dos indivíduos e 1,6% das aspirações e alterações da frequência cardíaca em 10,1% dos indivíduos e 1,1% de das aspirações. Esses efeitos adversos foram reduzidos por meio da elaboração de procedimento de sucção e treinamento dos profissionais, o que foi confirmado por uma nova avaliação das sucções realizadas no hospital durante mais três meses (MAGGIORE et al., 2013). Serão discutidas a seguir as variáveis do procedimento.

3.3.1 Sistema aberto ou fechado

A aspiração endotraqueal pode ser realizada por sistema fechado ou aberto e ambos são eficazes na remoção de secreções (JERRE et al., 2007). No sistema aberto, o paciente é desconectado do ventilador e um cateter de sucção é introduzido dentro do tubo endotraqueal. Já no sistema fechado um sistema acoplado ao circuito permite a

introdução do cateter sem a desconexão da ventilação mecânica (AARC, 2010). O circuito fechado mantém a pressão positiva no final da expiração (PEEP) e evita a exposição do cuidador as secreções do paciente. Entretanto, no sistema fechado, o ventilador não é desconectado durante a aspiração e existem indícios de que a adição de fluxo para a via aérea empurra as secreções para longe do cateter, o que justificaria o resultado inferior desse tipo de sistema na remoção de secreção, como observado por Branson, et al. (BRANSON; GOMAA; RODRIQUEZ, 2014). O estudo de Lasocki et al. (2006) confirmou que o sistema fechado tem menor remoção de secreção, por outro lado observou que esse sistema previne hipoxemia.

Galbiati e Paola (2015) elaboraram uma revisão bibliográfica para avaliar qual a técnica apropriada para pacientes com lesão cerebral grave e concluíram que, apesar de alguns estudos apontarem para o sistema fechado, ainda existe a necessidade de mais estudos para determinar a melhor técnica.

A AARC (2010) sugere não desconectar o paciente do ventilador para a realização da aspiração e que a sucção endotraqueal seja realizada em sistema fechado para recém-nascidos e adultos com alto FiO_2 , ou PEEP, ou em risco para desrecrutamento pulmonar.

3.3.2 Profundidade de sucção

De acordo com a profundidade de sucção também existem dois métodos: sucção profunda ou superficial. Na sucção profunda, o cateter é introduzido até a carina com a cabeça do paciente centralizada, volta-se 1 cm, e então, é aplicada a pressão negativa (AARC, 2010). É possível reconhecer que o cateter chegou à carina quando ocorre uma resistência a introdução do cateter ou quando há estímulo da tosse. A sucção deverá ser feita somente durante a retirada do cateter. Na sucção superficial existe a inserção do cateter de sucção até uma profundidade pré-determinada, normalmente o comprimento da via aérea artificial mais o adaptador. A AARC sugere o uso da sucção superficial ao invés da sucção profunda (AARC, 2010).

Um trabalho desenvolvido por Campos (2010) mostra a influência da pressão negativa e do nível de inserção da sonda na aspiração de secreções pulmonares e concluiu que o

nível de inserção da sonda é mais influente que o nível de pressão negativa para a predição do colapso alveolar. O estudo foi feito utilizando seis suínos saudáveis para realização de aspirações que se diferenciaram pela pressão aplicada (sem vácuo, 80 mmHg e 200 mmHg) e o nível de inserção da sonda (traqueal, carina e brônquica). Os seguintes parâmetros foram monitorados antes, depois e durante o procedimento: colapso pulmonar medido pela impedância elétrica, mecânica respiratória (complacência dinâmica e resistência do sistema respiratório) e variáveis clínicas (frequência cardíaca, pressão arterial média, saturação periférica de oxigênio e níveis de pressão dos gases arteriais) (CAMPOS, 2010).

3.3.3 Tempo do procedimento

O grau de colapso do pulmão durante a aspiração depende da complacência combinada da parede torácica e pulmonar e do tempo exposto à pressão negativa (VANNER; BICK, 2008). Portanto, recomenda-se que a duração do procedimento de sucção não deve ser maior que 15s (AARC, 2010). Um estudo realizado com porcos anestesiados mostrou uma redução do volume pulmonar de 1514 ml para 302 ml e aparecimento de atelectasia na tomografia computadorizada quando o tempo de sucção é maior que 20s (REISSMANN et al., 2005).

3.3.4 Pressão de sucção

A pressão de sucção utilizada para retirada da secreção é um importante variável e deve ser conhecido para que a modelagem computacional esteja o mais próximo possível da realidade. Vários estudos recomendam o uso da pressão de sucção mais baixa possível para reduzir o risco de atelectasia, hipoxemia e danos na mucosa traqueal. As recomendações de pressão de sucção máxima são baseadas exclusivamente na experiência, nenhum estudo clínico avalia o limite exato (PEDERSEN et al., 2009).

Morrow et al. (2004) estudaram experimentalmente a sucção, usando uma caixa rígida para simular o tórax, um saco inflável para simular o pulmão, diversas combinações de diâmetros de tubos endotraqueais (ETT) e cateteres, três tipos de muco, dois diferentes comprimentos de cateteres e três diferentes pressões enquanto a variação de pressão na caixa foi medida. Apesar desse estudo não ter sido quantitativo, várias observações

qualitativas muito interessantes puderam ser feitas: a aplicação de sucção somente durante a retirada do cateter produz alterações de pressão muito menores no pulmão e existe uma pressão de sucção limite para a qual, depois desse valor, não há aumento da quantidade de muco succionado (MORROW; FUTTER; ARGENT, 2004).

Baseando em experiência clínica, em 2008, Pederson et al. afirmaram que a pressão de sucção deve estar entre 80 a 120 mmHg abaixo da pressão atmosférica, entretanto, pode ser utilizada a pressão de 200 mmHg quando o cateter de sucção apropriado é utilizado (PEDERSEN et al., 2009). Um estudo realizado na Nova Zelândia e Australia mostrou que a pressão de sucção utilizada na prática clinica é maior do que o recomendado (GILDER et al.,2018).

3.3.5 Cateteres

As sondas ou cateteres utilizados no procedimento de aspiração são de cloreto de polivinila. Sondas de aspiração devem ser transparentes para permitir a inspeção visual de secreções, rígidas o suficiente para passar através do tubo endotraqueal, e ainda suficientemente flexíveis para atravessar as vias aéreas sem danificar a mucosa (BRANSON, 2007). O diâmetro externo dos cateteres de sucção não pode exceder 50% do diâmetro do tubo endotraqueal em crianças e adultos e 70% em recém-nascidos, conforme recomendação da AARC (AARC, 2010). Essa e outras recomendações que encontramos atualmente são baseadas em evidências e não levam em consideração a variabilidade das características do muco, a pressão de sucção e a técnica de sucção empregada (MORROW; FUTTER; ARGENT, 2004). Não existem padronizações quanto à quantidade, posição, formato e diâmetro dos orifícios das sondas (CAMPOS et al., 2005).

Estudo realizado por Vanner e Bick (2008) mostrou que quando o diâmetro externo do cateter de sucção é menor ou igual a 50% do diâmetro interno do tubo endotraqueal, a pressão subatmosférica traqueal não será maior que 2 mmHg. Não existem evidências na literatura que apontem para o nível de pressão subatmosférica traqueal aceitável, mas sendo a complacência pulmonar e torácica em adultos de 70 ml.mmHg^{-1} ($50 \text{ ml.cmH}_2\text{O}^{-1}$), a redução do volume pulmonar seria apenas 140 ml, o que, segundo o autor, não

deve ser prejudicial em curtos espaços de tempo. Os experimentos foram realizados com pressão de sucção de 500 mmHg (VANNER; BICK, 2008).

O estudo de Campos et al. (2005) avaliou a influência da quantidade de orifícios da sonda na pressão de sucção e concluiu que sondas com 3 e 5 orifícios, sendo um na ponta e os demais laterais, são mais apropriadas para o procedimento porque as pressões nos orifícios ficaram dentro de limites superiores aceitáveis, o que reduz o risco de lesão ao tecido pulmonar. Os autores mediram a vazão de uma sonda da Embramed tamanho 12 com 3 orifícios (um na ponta e dois laterais) quando aplicada uma pressão negativa de 120 mmHg na saída (CAMPOS et al., 2005). Após medir a área dos orifícios lateral e ponta da sonda utilizada anteriormente, quantificaram a área de entrada para sondas com 1, 2 e 5 orifícios baseando na sonda anterior. A partir da equação de Bernoulli, $\frac{P_1}{\gamma} + \frac{V_1^2}{2g} + h_1 = const$, e das seguintes considerações: a diferença de altura pode ser desconsiderada, pressão de sucção de saída é -120 mmHg e a velocidade do fluido pode ser obtida por meio da equação de continuidade ($Q_1 = Q_2 \rightarrow A_1 \cdot V_1 = A_2 \cdot V_2$), foram encontradas as pressões nos orifícios de entrada. A perda de energia devido ao atrito foi desconsiderada, portanto, foi considerada uma pressão constante ao longo de todo o cateter.

Link et al. realizaram um estudo em 1976 que avaliou o risco de lesão e a eficiência das sondas comercialmente vendidas na época (FIG. 10) utilizando cachorros anestesiados e simulação *in vitro*, respectivamente. A tendência dos cateteres de "agarrar" a mucosa brônquica foi observada com um bronco fibroscópio durante a aspiração. O agarramento foi raramente visto, mesmo em altos níveis de vácuo (300 mmHg). Depois de realizadas repetidas sucções em cachorros anestesiados foi feita a excisão traqueobrônquica, observação grosseira, e exame histológico de biópsias de tecidos da mucosa que demonstrou diferenças significativas na frequência e gravidade das lesões causadas pelo procedimento de sucção. Os autores observaram que todos os cateteres danificaram a mucosa das vias aéreas e para os cateteres com vários orifícios laterais (cateter 1, 2 3 e 4 da FIG. 10) o dano parece estar associado inteiramente com o ato de inserção do cateter e não com a aplicação de vácuo. Só o cateter Whistle-Tip produziu maiores danos que os autores sugerem não estarem relacionados somente com a inserção do cateter. A eficiência de cada sonda foi determinada *in vitro* por meio da aspiração de uma fina

camada de simulador de muco, sendo que os cateteres Tri-flo e Whistle-Tip foram os que apresentaram melhores resultados. Os autores tentaram confirmar a diferença de eficiência entre os cateteres com maior e menor eficiência segundo o teste *in vitro* utilizando um procedimento de aspiração clínico padronizado, mas não foi revelado nenhuma diferença significativa no percentual de muco removido por qualquer cateter (LINK et al., 1976).

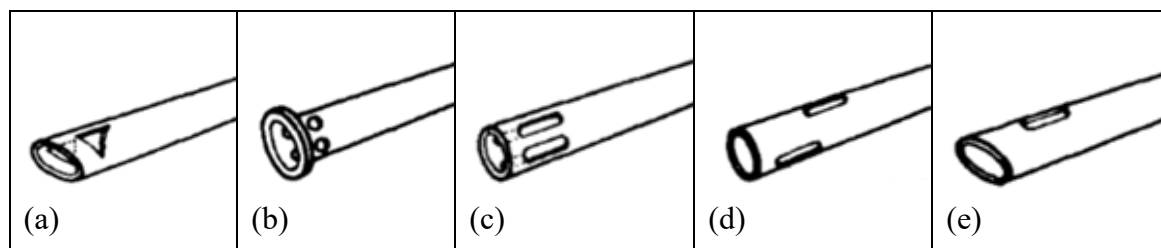


FIGURA 10 - Cateteres de sucção traqueobronquial analisados (a) Pharmaseal Tri-Flo, (b) Argyle Aero-Flo, (c) National Catheter Corporation Gentle-Flo, (d) Argyle Dual Side-Hole, (e) Pharmaseal Whistle-Tip

FONTE: LINK et al., 1976

Lv et al. criaram e testaram uma sonda com 3 lúmens, sendo um para sucção com diâmetro interno de 2,5 mm, outro para passagem de oxigênio e outro para passagem de uma fibra óptica que é ligada a um monitor o que permite que a sucção seja realizada visualizando onde se encontra o muco (LV et al., 2013). A sonda de 3 lúmens foi comparada com uma sonda convencional de 1 lúmen e mesmo diâmetro externo (5 mm) em um modelo humano através da boca, nariz, tubo endotraqueal e cânula. Apesar da redução significativa do diâmetro interno disponível para sucção do muco, ou seja, de 4,7 mm para 2,5 mm, a possibilidade de visualizar onde o muco se encontra fez a diferença e a sonda de 3 lúmens conseguiu succionar maior quantidade de substância simuladora de muco.

Em 1982, Lomholt, desenvolveu um estudo para chegar às características de uma sonda mais eficiente e menos traumática ao paciente. A primeira parte do estudo mediu a força no orifício da ponta da sonda com a ajuda de uma balança com e sem a influência do orifício lateral e variando a distância entre o orifício da ponta e a balança (0,3 a 2 mm). As observações feitas pelo autor foram que, com uma distância de 1 mm, a força reduz para um décimo do valor quando existe o orifício lateral. A segunda parte do trabalho comparou duas sondas com um e três orifícios laterais e com a mesma resistência de

escoamento. Os orifícios laterais tinham 3 e 2 mm de diâmetro, respectivamente. Essas duas sondas foram avaliadas quanto à sua capacidade de sugar ar, água e clara de ovo. A capacidade de sugar ar foi a mesma para as duas sondas, mostrando que elas têm a mesma resistência de escoamento. Entretanto, a sonda com um orifício lateral conseguiu aspirar mais água e mais clara de ovo, mostrando que a sonda com 3 orifícios é mais influenciada pelo aumento da viscosidade. O autor também observou que, quando um ou mais orifícios succionam ar ao invés da substância simuladora de muco, a eficiência de sucção caiu consideravelmente. Esse trabalho levou à conclusão que: a força de sucção pode ser reduzida pela redução do vácuo, orifício de alívio ou mantendo o orifício a uma distância da mucosa. O autor sugere que um orifício lateral é necessário para diminuir os riscos de lesões; entretanto, sondas com apenas um orifício lateral são mais eficientes do que com muitos orifícios laterais. Indicam que a sonda deve ter 2 orifícios: um lateral e um na ponta. Ambos devem manter uma distância da mucosa e a ponta deve ser angulada (LOMHOLT, 1982).

Shah et al. (2005) compararam seis diferentes cateteres de sucção endotraqueal de mesmo tamanho (14 Fr) e diferentes formatos. Os seis cateteres têm o mesmo tamanho de orifício na ponta (3 mm) e aproximadamente o mesmo comprimento (60 cm), já os orifícios laterais são de 3, 4 ou 5 mm (FIG. 11). Os testes foram realizados utilizando um tubo endotraqueal 8.0 e três simuladores de muco para abranger a ampla faixa de propriedades que o muco pode ter. A quantidade de 4 ml de simulador de muco foi posicionada simulando uma situação real dentro do tubo endotraqueal e a sucção foi realizada com diferentes cateteres e a mesma pressão (-100 mmHg) durante 10s. O cateter com maior diâmetro (5 mm) de orifício lateral (Kendall Sensi-Vac) apresentou melhores resultados para todos os simuladores de muco, apesar que, para o muco quase líquido a diferença foi insignificante em relação aos demais, segundo o autor. Apesar desse resultado não se pode concluir que a eficiência do cateter aumenta com o aumento do diâmetro dos orifícios laterais, já que o cateter com orifícios laterais alinhados e 3 mm (Cardigal Tri-Flo) apresentou em alguns casos melhores resultados que os cateteres com orifícios laterais alinhados e 4 mm (Medline Whistle Tip e Portex Suction Tray). Os cateteres com orifícios laterais desalinhados (Kendall Regu-vac e Medline Delee) apresentaram melhores resultados que os cateteres com o mesmo tamanho de orifício lateral e alinhado (Medline Whistle Tip e Portex Suction Tray).





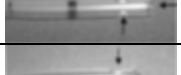

Cateter	Diâm. do orifício lateral	Tamanho	Posição dos orifícios
Cardinal Tri-Flo	3 mm	14 Fr	
Kendall Regu-vac	4 mm, 6,35 mm de distância	14 Fr	
Kendall Sensi-vac	5 mm, 9,52 mm de distância	14 Fr	
Medline Delee	4 mm, 9,52 mm de distância	14 Fr	
Medline Whistle Tip	4 mm	14 Fr	
Portex suction tray	4 mm	14 Fr	

FIGURA 11 - Cateteres comparados no estudo de Shah et al. mostrando a posição dos orifícios laterais, seus tamanhos e afastamento entre eles

FONTE: SHAH et al., 2005

Ortis (2015) realizou testes *in vitro* relacionando a pressão de sucção, o diâmetro do cateter de aspiração e a quantidade de massa aspirada para três simuladores de muco (quase sólido, intermediário e quase líquido), assim como, a pressão intrapulmonar com o diâmetro do cateter e pressão de sucção. Os simuladores de muco foram elaborados usando como ponto de partida a receita descrita no trabalho de Hassan et al. (2006) à base de alfarroba, e a bancada foi construída utilizando um tubo endotraqueal de 8 mm com *cuff* inflado e cano corrugado para simular a traqueia com um lado aberto para a atmosfera e o outro fechado com um sensor de pressão para medir a pressão na região intrapulmonar em cada situação. Foram testados os cateteres de 8, 10, 12, 14 e 16 Fr em três diferentes pressões de sucção: 100, 150 e 200 mmHg e para as três substâncias simuladoras de muco já citadas. Foi obtido de cada teste a quantidade de substância aspirada. Considerando a sucção de 3,2 g de muco ou mais após 3 repetições como uma quantidade satisfatória, concluiu-se que para o simulador de muco quase líquido, todas as situações foram satisfatórias. Já para o simulador de muco intermediário é necessária uma pressão de sucção maior ou igual a 150 mmHg e cateteres de diâmetro de 12 Fr ou maior. Para o simulador de muco quase sólido, foi necessário um cateter 14 Fr e pressão de sucção de 200 mmHg. A autora concluiu que aumentar a pressão de sucção para o mesmo diâmetro do cateter é mais seguro e eficaz do que aumentar o diâmetro para o cateter imediatamente maior em uma mesma pressão de sucção (ORTIS, 2015).

3.3.6 Instilação

É comum a aplicação de 3 a 5 ml de solução salina nas vias aéreas do paciente para fluidificar as soluções mais espessas, apesar de sua eficácia duvidosa e redução na saturação de oxigênio (RODRIGUES-MACHADO, 2018). Shults et al. (2017) associaram diminuição transitória da saturação de oxigênio em sucção endotraqueal pediátrica. Uma pesquisa realizada, em 2003, com 1665 enfermeiros e terapeutas respiratórios em 27 localidades nos Estados Unidos, mostrou que 74% das localidades pesquisadas possuem políticas de instilação de solução de cloreto de sódio isotônica para secreções espessas, apesar de um número bem menor de profissionais ter o costume de realizar essa prática. Estudos reportam os efeitos adversos dessa prática. Entretanto, a falta de padronização e pequeno número amostral desses estudos explicam porque a instilação ainda é recomendada nos livros (SOLE, et al., 2003). Ensaios clínicos de alta qualidade são necessários para determinar a segurança e a eficácia da instilação salina normal e para informar a prática clínica, segundo (SCHULTS, et al., 2017).

Estudos mostraram que o escarro e solução salina não se misturam *in vitro* (ACKERMAN, 1993; BLACKWOOD, 1999) e que a instilação de solução salina leva a uma queda da oxigenação (ACKERMAN; GUGERTY, 1990) e aumenta o risco de infecção (RUTALA; STIEGEL; SARUBBI, 1984).

Uma solução para fluidificar a secreção espessa a ser considerada é a umidificação dos gases inspirados utilizando a nebulização e hidratação do corpo por meio da ingestão de água (RODRIGUES-MACHADO, 2018).

Giakoumidakis et al. (2011) avaliaram a instilação de soro fisiológico analisando a quantidade de muco aspirado e saturação de oxigênio de 103 pacientes. Os autores concluíram que a instilação de soro traz efeitos negativos na oxigenação do paciente por um período prolongado após a sucção, mas permite maior remoção de muco. Foi feita instilação de 5 ml da solução salina. A média de muco aspirado para o procedimento realizado com instilação foi de 2g e sem instilação de 1g (GIAKOUMIDAKIS et al., 2011). Considerando o peso colocado no pulmão pela instilação como aproximadamente 5g o procedimento com a instilação não se mostrou eficiente.

As diretrizes de práticas clínicas elaboradas pela AARC recomendam que não seja utilizada rotineiramente a instilação de soro (AARC, 2010).

3.3.7 Pré-oxigenação ou hiperoxigenação

A AARC (2010) sugere considerar o uso da pré-oxigenação somente se o paciente tiver uma importante redução clínica na saturação do oxigênio durante a sucção.

3.3.8 Umidificação das vias aéreas

Umidificação e aquecimento dos gases médicos frios e secos são cuidados padrão durante a ventilação mecânica (RESTREPO; WALSH, 2012), mas existem poucos argumentos que apoiam a necessidade desses cuidados (BRANSON; GOMAA; RODRIQUEZ, 2014). A eficiência dos equipamentos para prevenir o ressecamento das secreções dependerá da temperatura e umidade relativa do gás emitido (WILLIAMS et al., 1996). A umidificação e o aquecimento do ar podem ser ativos, quando forem utilizados umidificadores aquecidos (UAs), ou passivos, por meio de trocadores de calor e umidade (HMEs - Heat and Moisture Exchangers) (JERRE et al., 2007). Umidade absoluta é a quantidade máxima de água que o gás pode carregar. Umidade relativa representa a quantidade de água que o gás carrega em relação a umidade absoluta.

3.4 Propriedades reológicas do muco do sistema respiratório

O muco resiste à deformação a uma baixa taxa de deformação, mas começa a solubilizar a maiores taxas de deformação (DEMOUVEAUX et al., 2017) caracterizando-se, portanto, como um material pseudoplástico. É importante levar em consideração a diferença entre muco e escarro. O muco é a secreção normal de células mucosas ou glândulas submucosas. Ele é composto de água (95%), mucina (glicoproteínas que fornecem propriedades gelificantes e viscoelásticas), lipídios, proteínas, células epiteliais desprendidas, DNA e sais inorgânicos (TAHERALI; VARUM; BASIT, 2017). Já o escarro é a secreção expectorada que contém restos celulares, bactérias e muito pouca mucina (RUBIN, 2007).

Na prática, todas as amostras biológicas são viscosas e elásticas, e são caracterizadas de acordo com a taxa de deformação, amplitude ou duração (DEMOUVEAUX et al., 2017). Considerar um material viscoelástico apenas por suas características viscosas pode induzir a erros. Entretanto, em situações bem definidas, nada impede que o muco seja considerado como um líquido ou sólido. Um exemplo disso é o trabalho realizado por Norton et al. (2011) onde foi modelado o deslocamento imposto pelo cílio ao muco, considerando o muco como um sólido (NORTON; ROBINSON; WEINSTEIN, 2011).

O muco do sistema respiratório é muito elástico e *in vivo* apresenta uma situação que não justifica o teste de fluxo contínuo que desconsidera as propriedades elásticas do muco. Entretanto, a resposta do muco para uma faixa de taxa de deformação grande revela características do fluido que não são obtidas por teste com pequenas perturbações.

Apresenta-se a seguir uma revisão de artigos que avaliaram as propriedades reológicas do muco respiratório. Shah et al. (2005) avaliaram a eficiência da sucção endotraqueal de diversos cateteres vendidos comercialmente. Para isso, foi feita a caracterização do muco encontrado no tubo endotraqueal, do escarro de pacientes com fibrose cística e de três simuladores de muco desenvolvidos para a realização da pesquisa. Foram feitos ensaios de fluência (*creep*) para encontrar os valores de G' e G'' dos simuladores de muco utilizados em seu trabalho e de amostras nas seguintes condições: 20 microlitros da substância, carregamento aplicado de 5 dyne/cm^2 ($0,5 \text{ Pa}$) por 2 minutos na temperatura de $37,8^\circ\text{C}$ (SHAH et al., 2005). Nesse mesmo artigo também foi realizado o ensaio de fluxo para encontrar a viscosidade em função da tensão cisalhante imediatamente após o ensaio de fluência. Os resultados estão apresentados na FIG. 12 para os três simuladores de muco desenvolvidos nesse trabalho assim como para três amostras de muco. Os valores de coesividade e tensão superficial também foram encontrados para os simuladores e amostras de muco.

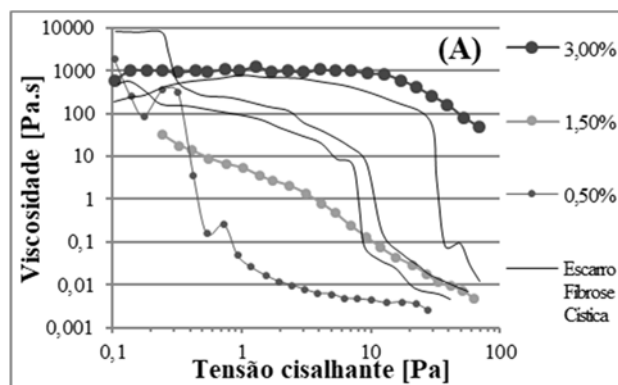


FIGURA 12 - Viscosidade por tensão de cisalhamento para o simulador de muco quase líquido (pequenos círculos), intermediário (círculos médios) e quase sólido (círculos grandes) e três amostras de catarro de pacientes com fibrose cística (linhas lisas)

FONTE: SHAH et al., 2005

No trabalho de Hassan et al. (2006), avaliou-se a quantidade retirada de dois simuladores de muco viscoelástico em um canal retangular. Os autores utilizaram um simulador de muco à base de bórax, goma de alfarroba e água deionizada com duas diferentes concentrações que foram denominadas pelos autores de muco quase sólido e quase líquido. Medidas das propriedades G' e viscosidade foram feitas para os simuladores de muco utilizando um reômetro MCR-300, mas não foi informado a partir de qual técnica os resultados foram obtidos. Apenas a faixa de velocidade angular de 1 a 100 rad/s foi informada. Gráficos de $\text{tg}(\delta)$ por velocidade angular (1 a 100 rad/s) e tensão superficial (64 e 565 dyne/cm) dos fluidos também foram apresentados.

As propriedades reológicas do muco de animais são estudadas com maior frequência que dos seres humanos. Existem também estudos das propriedades reológicas do muco em humanos com doenças que geram o excesso de muco, como já foi descrito. Entretanto, as propriedades do muco saudável são muito pouco estudadas, principalmente pela pequena quantidade de muco que existe na traqueia. Jeanneret-Grosjean et al. desenvolveram uma técnica de amostragem do muco brônquico e apresentaram valores das propriedades reológicas para muco traqueobrônquico humano normal (JEANNERET-GROSJEAN et al., 1988). Nesse artigo, as propriedades do muco foram caracterizadas usando um micro reômetro magnético, que permite a análise de pequenas quantidades de material. Foram encontrados os valores das variáveis G^* e $\text{tg} \delta$. Segundo os autores, a viscoelasticidade pode ser caracterizada ou pelas variáveis G^* e $\text{tg} \delta$ ou por G' e μ' . Como as variáveis da segunda opção (G' e μ') estão geralmente

correlacionadas entre si, foi escolhido realizar a caracterização do muco pela primeira opção (G^* e $\text{tg } \delta$). Por meio das relações $G' = G^* \cdot \cos \delta$ e $\mu' = (G^* \cdot \text{sen } \delta) / \text{frequência}$ é possível encontrar os valores de G' e μ' quando se tem os valores de G^* e $\text{tg } \delta$. Alguns dos valores obtidos nessa pesquisa estão apresentados na TAB. 1. A tabela apresenta os valores para dois grupos de controle porque esses grupos foram posteriormente medicados cada um com um medicamento diferente (Atropina e Diazepam) para avaliar a influência deles na propriedade da secreção.

TABELA 1 - Parâmetros reológicos do muco humano saudável.

Parâmetros Reológicos do muco da Traqueia Humana Saudável		
Log G^* , 1 rad/s	$2,15 \pm 0,35$	$2,19 \pm 0,39$
Tg δ , 1 rad/s	$0,276 \pm 0,068$	$0,295 \pm 0,072$
Log G^* , 100 rad/s	$2,53 \pm 0,36$	$2,58 \pm 0,40$
Tg δ , 100 rad/s	$0,86 \pm 0,25$	$0,99 \pm 0,26$

FONTE: JEANNERET-GROSJEAN et al., 1988.

Sturgess et al. desenvolveram um dos primeiros estudos que avaliou as propriedades reológicas do muco (STURGESS; PALFREY; REID, 1971). Esse estudo foi feito para uma ampla faixa de taxa de deformação e, portanto, a utilização de dois equipamentos diferentes se fez necessária. Foram eles: um reômetro do tipo cone e placa (*Weissenberg rheogoniometer*) para valores mais baixos de taxa de deformação e um viscosímetro Ferranti-Shirley para valores mais altos. Várias informações importantes foram encontradas nesse estudo:

- Utilizando o viscosímetro com rotações que vão de 0 a 100 RPM, verificou-se que o comportamento do muco altera depois da realização do teste, mas retorna ao seu comportamento inicial depois que fica em descanso por algumas horas.
- Partes diferentes de uma mesma amostra possuem as mesmas características reológicas.
- Por meio de um gráfico da viscosidade pela taxa de deformação verificou-se que em taxas de cisalhamento mais elevadas o comportamento não-Newtoniano do muco é substituído por praticamente Newtoniano (FIG. 13).

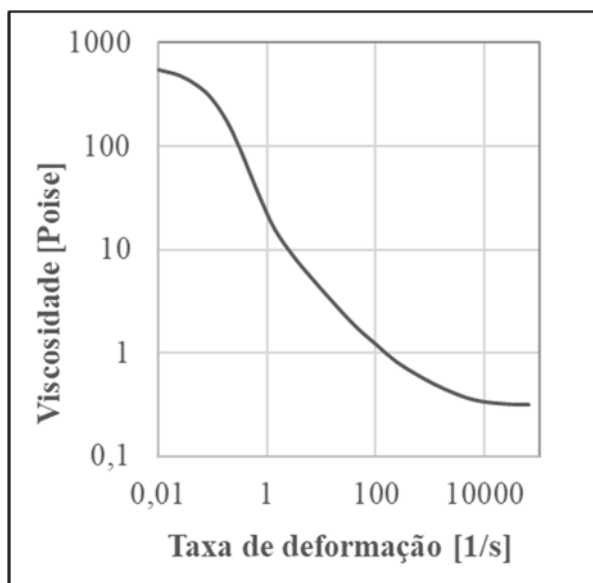


FIGURA 13 - Viscosidade do muco para a uma ampla taxa de deformação

FONTE: STURGESS, PALFREY e REID, 1971

- A viscosidade do muco é altamente influenciada pela temperatura. A viscosidade do muco a 37°C cai pela metade quando sua temperatura é 20°C. Todos os testes de Sturgess et al. foram realizados a 20°C.
- A viscosidade do muco muda de acordo com sua forma de armazenamento, tempo que ele é colocado em repouso e tipo de muco (purulento ou de pacientes com catarro pituitário ou bronquite serosa). Esse trabalho foi feito com amostras frescas retirados do paciente entre 2 a 3 horas (STURGESS; PALFREY; REID, 1971).

Martins et al. avaliaram as propriedades reológicas do muco antes e durante um tratamento de 3 dias de fisioterapia respiratória em 9 pacientes (MARTINS; JAMAMI; COSTA, 2005). O muco foi obtido por expectoração antes do início do tratamento e após cada um dos 3 dias de tratamento (1º, 2º e 3º dia). O muco foi armazenado a -20°C por até 3 meses em lugar apropriado e revestido com óleo mineral para evitar desidratação. As propriedades reológicas foram obtidas utilizando o reômetro Dynamic Stress Rheometer AR1000N, com placa paralela, com 40 mm de diâmetro, distância entre placas de 0,1 mm, temperatura de 37°C obtida por meio da placa de Peltier, deformação de 0,01 Pa, faixa de frequência de 1 a 20 Hz. Para evitar o ressecamento da amostra durante a mensuração foi utilizado um sistema de cobertura denominado *solvent trap*, que permite a manutenção da umidade local. Foram obtidos valores de G'

(módulo elástico), G'' (módulo viscoso), μ'' (viscosidade dinâmica) e μ^* (viscosidade complexa) por frequência (FIG. 14). Os parâmetros reológicos G' e η^* caíram significativamente no 2º e no 3º dia de tratamento em relação ao pré-tratamento em todas as frequências. O volume de muco obtido no pré-tratamento foi significativamente menor se comparado aos outros. Considerando os resultados obtidos, os autores consideraram que houve melhora no perfil reológico do muco coletado após intervenção fisioterapêutica.

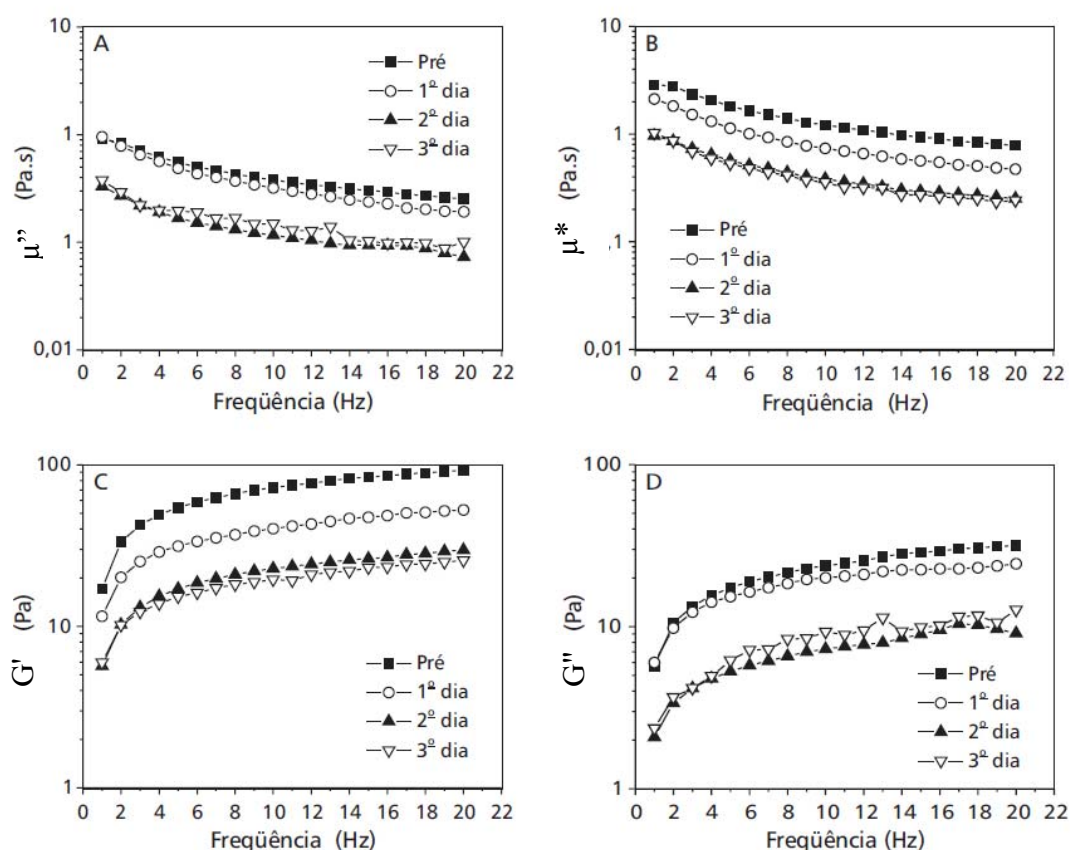


FIGURA 14 - Comportamento das propriedades reológicas (em log) do muco brônquico coletado antes do tratamento (pré) e após cada sessão de Fisioterapia Respiratória

FONTE: MARTINS, JAMAMI e COSTA, 2005

Hamed e Fiegel (2013) desenvolveram um simulador de muco traqueal com propriedades químicas e físicas aproximadas do muco natural saudável. O muco criado pelos autores possui os mesmos componentes e com concentrações similares ao do muco real. Uma série de simuladores de muco foram produzidos e testados. Esses vários simuladores se diferenciaram pela concentração *cross-linker* e duração do processo de *cross-linking* (HAMED; FIEGEL, 2014).

3.5 Novos desenvolvimentos

Serão descritos os equipamentos desenvolvidos recentemente para a retirada de secreções pulmonares. O primeiro deles é o tubo traqueal *Mucus Slurper*. *Mucus Slurper* é um novo tubo endotraqueal que se limpa sozinho por meio de um anel com oito orifícios (D interno 1,3 mm) radiais e conectados a uma linha de sucção. O anel foi colocado na extremidade distal do tubo endotraqueal e sua aspiração é automática (KOLOBOW; BASSI; CURTO, 2009). Para evitar o acúmulo de secreção depois do *cuff*, este foi realocado bem próximo ao anel, como pode ser visto na FIG. 15. Em estudos realizados em ovelhas por um período de 24 horas, o equipamento se mostrou seguro e eficiente, já que não afetou os níveis de PEEP aplicados e evitou todo o acúmulo de muco no ETT (KOLOBOW et al., 2006).

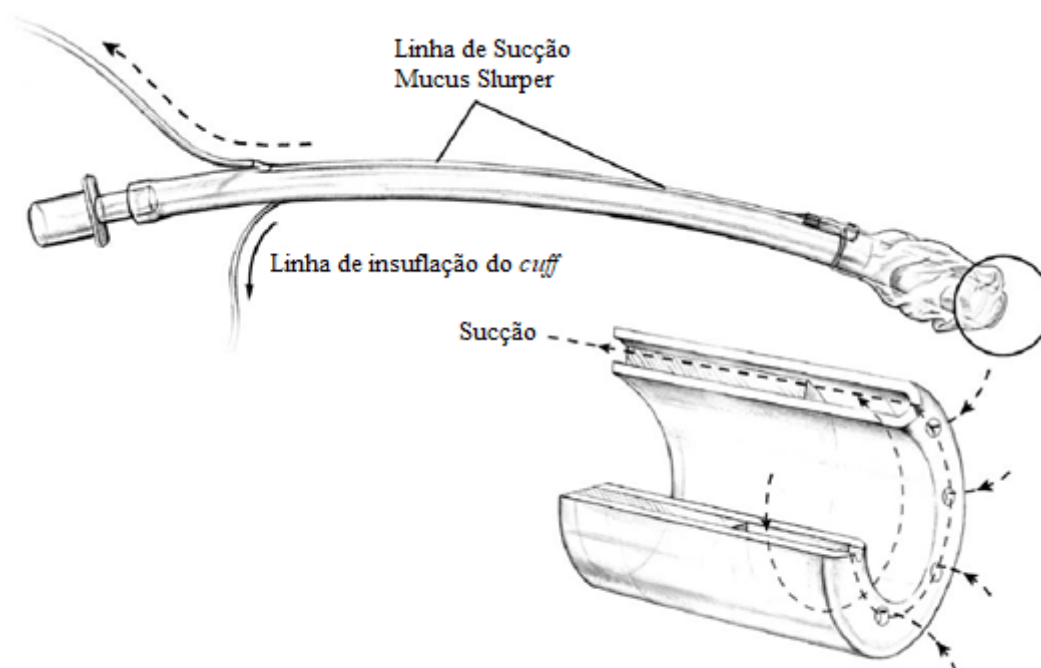


FIGURA 15 - Tubo traqueal *Mucus Slurper*, com um detalhe da sua ponta com um anel com 8 orifícios radiais ligados a uma linha de sucção automática para retirada do muco acumulado

FONTE: KOLOBOW et al., 2005

Foi realizado outro estudo com 12 ovelhas durante 72 h para comprovar a eficiência e segurança do tubo traqueal *Mucus Slurper*. Esse estudo dividiu as ovelhas em dois grupos. O primeiro grupo foi entubado com o novo equipamento e a sucção automática

era repetida a cada 2 minutos por 0,3 segundos. O segundo grupo foi entubado com tubo traqueal convencional e a aspiração foi realizada a cada 6 horas ou quando necessário. No primeiro grupo não houve acúmulo de secreção dentro do tubo endotraqueal, enquanto que no segundo grupo houve acúmulo progressivo de secreções dentro do tubo, segundo o autor. A realização de uma autópsia após o procedimento verificou a ausência de lesões em ambos os grupos (BASSI et al., 2007).

Outro dispositivo interessante para remoção de secreções dentro do ETT foi nomeado como *MucusShaver*. O equipamento é introduzido dentro do tubo, quando um balão é inflado e, então, o *MucusShaver* vai sendo retirado enquanto raspa as paredes do tubo endotraqueal para retirada das secreções (KOLOBOW et al., 2005).

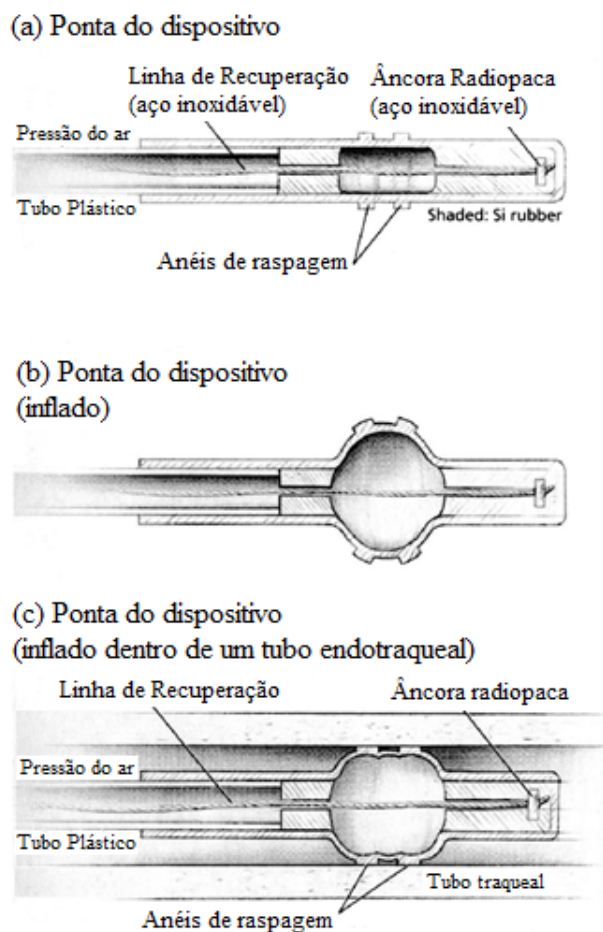


FIGURA 16 - (A) Desenho esquemático do *MucusShaper* (B) *MucusShaver* inflado (C) *MucusShaver* inflado dentro de um tubo endotraqueal

FONTE: KOLOBOW et al., 2005

Foi feito um estudo utilizando 24 pacientes divididos em dois grupos: o primeiro utilizando o novo produto e o segundo utilizando a aspiração convencional. Os ETTs utilizados nos pacientes foram removidos e analisados por Microscopia Eletrônica de Varredura, onde se verificou uma colonização consideravelmente menor de bactérias quando se utiliza o novo equipamento, assim como menor quantidade de secreções. Segundo o autor, o equipamento é seguro, o procedimento é possível de ser realizado e eficiente (BERRA et al., 2012).

A obstrução do ETT pode levar a morte do paciente e, portanto, vem sendo propostos novos equipamentos para a sua reabertura. Exemplos são o endOclear (Endoclear, San Ramon, Califórnia) (MIETTO et al., 2013) e o CAM RescueCath (Omneotech, Tavernier, Florida) (STONE; BRICKNELL, 2011). Os dois equipamentos já foram testados em hospitais com sucesso.

Várias ideias sugeriram tentando evitar a formação de biofilme utilizando revestimentos. A prata evita a formação de biofilme e reduz colonização de bactérias e inflamação, e por isso, foi utilizada em tubos de traqueostomia, cateteres urinários e cateteres venosos central com o intuito de reduzir infecções (BRANSON; GOMAA; RODRIQUEZ, 2014). Estudos foram realizados em animais (OLSON; HARMON; KOLLEF, 2002) e pacientes mecanicamente ventilados (RELLO et al., 2006) com tubos endotraqueais com e sem revestimento de prata e verificou-se que os tubos revestidos reduziram a quantidade de bactérias e diminuíram a velocidade de deposição de secreções ao redor do tubo. Outros pesquisadores avaliaram a eficiência de diferentes revestimentos para a prevenção de biofilme (BERRA et al., 2004, 2008) e já foram encontrados materiais com uma eficiência superior à prata e menor custo (RAAD et al., 2011). Terapia fotodinâmica também é uma opção que tem sido estudada para reduzir a formação de biofilme e já tem apresentado bons resultados (BIEL et al., 2011).

Um tubo endotraqueal com dois lúmens, sendo um para a respiração e outro específico para sucção de secreção também foi patenteado (ROTH, 2011). Vários cateteres também foram patenteados nesses últimos anos. Dentre os mais importantes, podemos citar um cateter magneticamente guiável e vibratório, vibração possível por meio da mistura de pó magnético em sua estrutura. Dessa modo, o cateter pode ser guiado no interior do corpo por um dispositivo externo, assim como vibrar em várias frequências e

intensidades, o que evita a sua adesão às paredes vasculares, e pode tornar a secreção mais líquida, o que facilitaria a aspiração (CASEY, 2005). Outra patente importante é do ano de 1993 e trata-se de um cateter com um balão inflável que desaloja mecanicamente a secreção pulmonar quando este está sendo retirado e possui um tubo de oxigênio que atravessa o balão para que o paciente seja continuamente ventilado (HAKKI, 1993). O desenho esquemático da ponta desse cateter pode ser visto na FIG. 17.

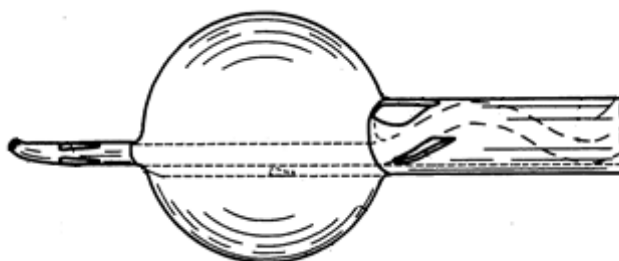


FIGURA 17 - Desenho esquemático da ponta do cateter de aspiração pulmonar que desloca mecanicamente a secreção pulmonar enquanto fornece oxigênio ao paciente

FONTE: HAKKI, 1993

O presente estudo irá desenvolver uma sonda duplo lúmen. Algumas patentes de cateteres duplo lúmen foram encontradas para sucção e insuflação de gás umidificado (Patente N° U.S. 4,674,495, 1987), instilação de medicamento (SCHMIDT; SCHON; RUSS, 1989), fornecimento de oxigênio com (Patente N° U.S. 12/158,669, 2006) (Patente N° U.S. 11/285,743, 2005) e sem umidificação (JINOTTI, 1991; CAMPBELL; LOVELAND, 1977; GANDI; MARTINO, 1981). Também foram patenteadas sondas duplo lúmen sem especificar seu uso, apenas seu formato (LE et al., 2009).

Também foram encontradas patentes de cateter com três lúmens, sendo eles para sucção, instilação de soro e oxigenação (Patente N° U.S. 5,029,580, 1991; Patente N° U.S. 5,167,622, 1992).

4 METODOLOGIA

O presente estudo descreve o projeto e montagem de um protótipo de aspirador pulmonar que permite a aspiração de secreção associada à oferta contínua de oxigênio umidificado nas vias aéreas. Esse é o objetivo principal deste estudo, entretanto, outros objetivos específicos precisaram ser atingidos. Sendo assim, este projeto foi dividido em etapas e essas etapas foram numeradas de acordo com a ordem de execução. A **Etapa 5** é a etapa final através da qual o objetivo principal do estudo foi atingindo: projeto e montagem do protótipo de aspirador de secreção pulmonar.

Esse novo aspirador trouxe a necessidade de um cateter de dois lúmens com material flexível para evitar lesão e transparente para permitir visualização de sangue o que indica lesão da mucosa das vias aéreas, assim como são os cateteres atualmente utilizados. Uma vez que o novo aspirador de secreção pulmonar não faria sentido sem o cateter duplo lúmen para ser utilizado com ele ou com um cateter que traga um maior desconforto ou que tenha menor eficiência, este estudo analisou a possibilidade de se obter um cateter duplo lúmen com mesmo diâmetro externo e eficiência que o cateter de um lúmen. Essa é a **Etapa 4** do estudo. O projeto do novo cateter será realizado em estudos futuros.

Um cateter mais eficiente é aquele com maior vazão para uma mesma pressão de sucção. A pressão de sucção, como já foi visto anteriormente, deve ser a menor possível para reduzir o risco de lesão. Sendo assim, o cateter mais eficiente é o que possui menor perda de carga. A perda de carga total é considerada como a soma das perdas de carga distribuídas, devido ao efeito de atrito no escoamento completamente desenvolvido em tubos de seção constante, com as perdas de carga localizadas, devido as entradas, mudanças de área e outras (FOX; PRITCHARD; MCDONALD, 2000). A perda de carga pode ser expressa como perda de pressão. As perdas de carga localizadas são relativamente menores quando o sistema inclui longos trechos de seção constante (FOX; PRITCHARD; MCDONALD, 2000).

Adicionalmente, realizou-se o estudo do escoamento de secreção dentro do cateter de um lúmen através de modelos numéricos (**Etapa 2** – Simulação computacional do

cateter de um lúmen). Esta parte do estudo permitiu comparar a grandeza da perda de carga localizada e da perda de carga distribuída no cateter padrão. Também foram obtidas conclusões a cerca da perda de carga localizada, ou seja, influência da quantidade, posição e área dos orifícios de entrada de secreção na perda de pressão do cateter. Poucos estudos que discutem a influência dos orifícios de entrada do cateter em sua eficiência foram encontrados (item **Erro! Fonte de referência não encontrada.** - Sondas) e essa informação é importante para o projeto do cateter duplo lúmen, assim como, para o projeto de novos cateteres de um lúmen mais eficientes.

Toda simulação computacional precisa ser validada. A validação da simulação computacional foi realizada através de testes de bancada utilizando um simulador de muco respiratório viscoelástico (**Etapa 3** - Validação da simulação computacional). O muco respiratório é um material viscoelástico com grande variabilidade de propriedades. Na situação em que o muco está sendo analisado, passagem do muco através da sonda, ele está submetido a altas taxas de cisalhamento o que leva a acreditar que seu comportamento elástico pode ser desprezado. Sendo assim, a simulação computacional foi realizada considerando o muco como um fluido não-Newtoniano. Para verificar a validade desta hipótese testes de bancada para validação dos resultados foram realizados com material viscoelástico. Foram criados três mimetizadores de muco que simulam a variabilidade de propriedades do muco (**Etapa 1** - Mimetizadores de muco respiratório).

O estudo desenvolvido por Ortis (2015) mostrou que aumentar a pressão de sucção é mais seguro que aumentar o diâmetro do cateter, já que o aumento do diâmetro do cateter para um mesmo tubo endotraqueal aumenta ainda mais a pressão vacuométrica intrapulmonar, o que leva a efeitos colaterais como atelectasias, hipoxemia e traumas teciduais (AARC, 2010). Recaptulando o que foi dito, o presente estudo foi dividido em etapas que foram numeradas e descritas neste estudo pela ordem cronológica:

Etapa 1: Mimetizadores de muco respiratório.

Etapa 2: Simulação computacional do cateter de um lúmen.

Etapa 3: Validação da simulação computacional.

Etapa 4: Cateter duplo lúmen.

Etapa 5: Projeto e montagem do protótipo de aspirador de secreção pulmonar.

4.1 Mimetizadores do muco respiratório

Dois artigos foram selecionados por apresentarem um ponto de partida consistente para elaborar o simulador de muco. O primeiro deles descreve o estudo desenvolvido por Hassan, Evrensel e Krumpe (2006) que utilizaram como substância simuladora do muco uma combinação de três ingredientes: água deionizada, bórax e goma de alfarroba (HASSAN; EVRENSEL; KRUMPE, 2006). O segundo estudo foi desenvolvido por Shah et al. (2005) que utilizaram uma substância simuladora com base no polietilenoglicol, com peso molecular de 5.000.000 g/mol, em diferentes concentrações (SHAH et al., 2005).

Foram elaborados inicialmente mimetizadores de muco a partir da receita proposta em Hassan, Evrensel e Krumpe (2006) conforme descrito no trabalho de Ortis (2015). As propriedades da substância variavam muito com a temperatura e, portanto, optou-se para maior confiabilidade nos resultados por utilizar o simulador de muco com polietilenoglicol, substância mais estável que a goma de alfarroba que é um produto alimentício. Shah et al. elaboraram 3 simuladores de muco nas concentrações 0,5%, 1,5% e 3% e compararam os valores de G' e G'' dos mimetizadores e amostras reais de muco. Os valores de G' e G'' foram obtidos a partir da transformação de espectros de retardo e relaxamento de um experimento de fluência realizada a 0,5 Pa (5 dyne/cm²) durante 2 minutos a 37,8°C e foram muito diferentes dos valores de G' e G'' encontrados neste estudo por meio de ensaio oscilatório. Acredita-se que a transformação utilizada por Shah et al. não apresentou bons resultados, portanto, optou-se por encontrar novas concentrações das soluções.

As concentrações das soluções de polietilenoglicol que foram utilizadas para descrever as propriedades de muco foram encontradas comparando os resultados dos ensaios oscilatórios e testes fluxo com artigos que caracterizaram as propriedades do muco apresentados na seção 3.4 - Propriedades Reológicas do Muco do Sistema Respiratório.

Para garantir que as propriedades da solução aquosa se mantêm, os testes de oscilação forçada foram feitos 24 horas depois da sua elaboração e repetidos 14 dias depois. Adicionalmente, testou-se a estabilidade das soluções em função da variação de temperatura.

Elaboração do Mimetizador de Muco

Foram elaboradas soluções de óxido de polietileno, ou polietilenoglicol, com peso molecular de 5.000.000 g/mol, nas seguintes concentrações: 0,5%, 0,75%, 1,0%, 1,5%, 2,0% e 3,0%. A viscosidade desse polímero, em solução a 1,0% e a 25° C, está entre 5000 a 7500 cP, conforme informação do fabricante.

As soluções aquosas foram preparadas do seguinte modo: a água destilada foi aquecida com um ebulidor até atingir 95°C. A água aquecida (300 mL) foi, então, colocada em um becker sob uma chapa de aquecimento para manter sua temperatura. O agitador mecânico foi ligado na máxima velocidade em que era possível realizar a mistura sem projetar a água para fora do recipiente e a resina foi adicionada cuidadosamente, para evitar perdas e aglomeração de substância. Depois que a resina foi acrescentada, a chapa de aquecimento foi removida e a substância agitada por mais duas horas em velocidade de aproximadamente 30 Hz. O impelidor escolhido para mistura das substâncias foi o do tipo hélice naval. Outros impelidores haviam sido testados, mas o fluido tendia a subir pela haste devido à sua natureza viscoelástica. O modelo hélice naval inibiu esse comportamento da substância. As soluções aquosas ficaram em repouso por pelo menos 24 horas para saída das bolhas e somente depois foram realizados os testes de oscilação forçada e de fluxo e a medição da massa específica.

Propriedades reológicas das soluções de polietilenoglicol

Foram realizados testes de oscilação forçada e de fluxo com amostras das soluções elaboradas. Para ambos os testes foi utilizado o reômetro rotacional ARG2 da TA Instruments, com a geometria placa-cone (diâmetro de 60 mm, 1°) na temperatura de 25° C e ajuste de temperatura do tipo Peltier.

Para caracterizar as propriedades viscoelásticas das soluções foi definida, inicialmente, a região de viscoelasticidade linear. Para tanto, foram realizados ensaios oscilatórios, nos quais uma faixa de porcentagem de deformação é varrida (*StrainSweep*). Na região de viscoelasticidade linear, os valores de G' e G'' são praticamente constantes, o que garante a uniformidade dos resultados para diferentes reômetros e não compromete a

estrutura da amostra. Depois da execução do ensaio *StrainSweep*, foi realizado o ensaio oscilatório de varredura frequência (*FrequencySweep*). Esse experimento foi realizado com frequência variando de 1 a 100 rad/s e distância entre o cone e placa (*gap*) de 50 μm .

Massa específica dos mimetizadores de muco

A massa específica dos mimetizadores de muco foi determinada utilizando um picnômetro de 50 ml a 20°C, seguindo recomendações do fabricante. O picnômetro foi previamente calibrado conforme o seguinte procedimento: primeiramente foi pesado vazio e seco e seu peso, anotado. Depois, foi preenchido com água destilada em temperatura previamente medida (24°C) e tampado – o excesso de água foi escoado pelo capilar. Verificou-se que nenhuma bolha de ar ficou aprisionada no interior do picnômetro. O líquido presente na parte externa do picnômetro foi retirado, o recipiente com água foi novamente pesado e o valor, anotado. Utilizando uma tabela de massas específicas de água para várias temperaturas, encontramos o valor de 997,296 kg/m³ para a massa específica da água na temperatura medida. A diferença entre a massa do picnômetro com água e vazio e a massa específica da água permitiram calcular o volume do instrumento, de 56,25 mL. Após a calibração, o picnômetro foi pesado com cada uma das três soluções escolhidas para mimetizar o muco. Para cada solução, a pesagem foi realizada três vezes, com o fim de estabelecer a média dos valores.

LIMITAÇÕES: Não foram utilizadas amostras de muco respiratório para determinação dos mimetizadores de muco.

4.2 Simulação computacional do cateter de um lúmen

O cateter mais eficiente é o que apresenta uma menor perda de carga, ou seja, maior vazão para a mesma pressão de sucção. Para reduzir o risco de atelectasia, hipoxemia e danos à mucosa traqueal, a pressão de sucção deve ser a menor possível. Esta parte do estudo permitiu comparar a perda de carga localizada e perda de carga distribuída no cateter padrão. Fox et al. (2000) afirmam que as perdas de carga localizadas são

relativamente menores quando o sistema inclui longos trechos de seção constante. Também foram obtidas conclusões acerca da perda de carga localizada, ou seja, influência da quantidade, posição e área dos orifícios de entrada de secreção na perda de pressão do cateter. O estudo foi realizado por meio da dinâmica dos fluidos computacional onde 4 parâmetros foram analisados, sendo que o último parâmetro analisou a perda de carga distribuída.

- Parâmetro 1 - Área de entrada.
- Parâmetro 2 - Distância entre os dois orifícios laterais.
- Parâmetro 3 - Quantidade de orifícios para uma mesma área de entrada.
- Parâmetro 4 - Comprimento da sonda.

Foram dimensionadas 10 sondas para cada um dos 04 parâmetros analisados, sendo que, uma dessas sondas sempre foi igual à sonda padrão, cujas dimensões são similares às do cateter normalmente utilizado em adultos, tamanho 12Fr. A FIG. 18 mostra o formato e a TAB. 2 mostra as dimensões do cateter padrão. Os orifícios laterais são elípticos; portanto, o maior e menor diâmetro dos orifícios laterais estão listados na TAB. 2. Cada uma das 40 sondas foi simulada em 9 situações, ou melhor, para 3 pressões de sucção (100, 150 e 200 mmHg) e 3 fluidos (mimetizadores de muco quase líquido, intermediário e quase sólido).

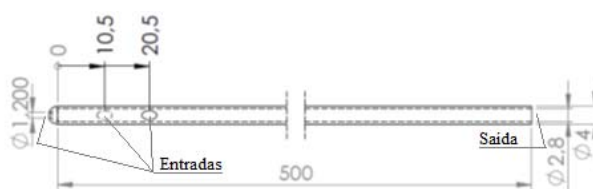


FIGURA 18 - Cateter padrão utilizado nas simulações computacionais

TABELA 2 - Dimensões do cateter padrão

Dimensões do Cateter	[mm]
Diâmetro externo	4,0
Diâmetro interno	2,8
Comprimento	500
Orifícios Laterais	3,4x2,0
Diâmetro orifício da ponta	1,2
Distância do centro do 1º orifício até a ponta	10,5
Distância do centro do 2º orifício até a ponta	20,5

Para verificação da influência da área de entrada (Parâmetro 1) foram variados somente uma dimensão da elipse que origina os orifícios laterais, enquanto, todas as outras dimensões foram mantidas constantes, inclusive posição dos orifícios. A FIG. 19 mostra a geometria dos cateteres testados para o parâmetro 1.

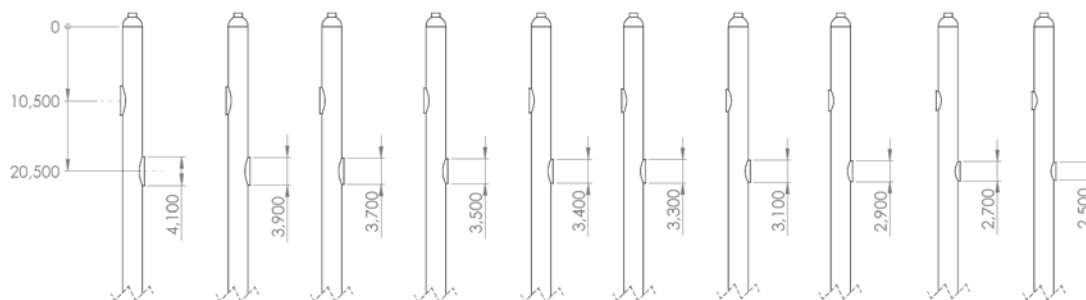


FIGURA 19 - Sondas criadas para verificação do parâmetro 1 - Área de entrada. Dimensões em mm.

Para verificação da influência da distância entre os dois orifícios laterais (parâmetro 2) a distância entre os orifícios foi variada de 0 a 18 mm, como mostra a FIG. 20.

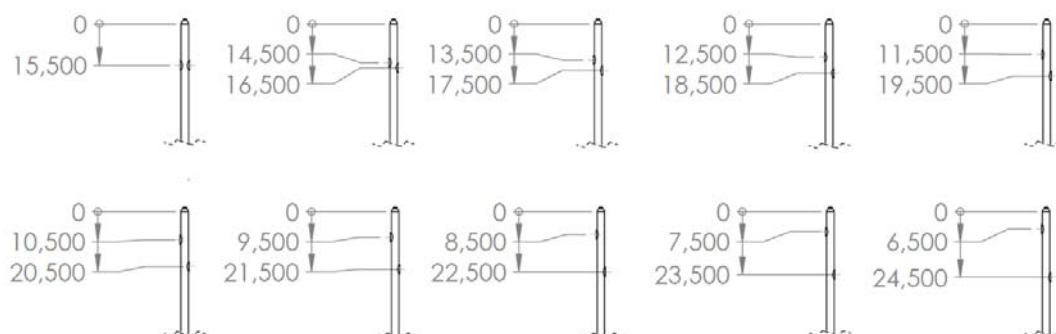


FIGURA 20 - Sondas criadas para verificação do parâmetro 2 - Distância entre orifícios laterais. Dimensões em mm.

Para verificar o parâmetro 3, o número de orifícios laterais variou de 1 a 10. As dimensões dos orifícios elípticos variaram proporcionalmente para manter a área de entrada constante. A FIG. 21 mostra os cateteres com 1, 4, 7 e 10 orifícios.

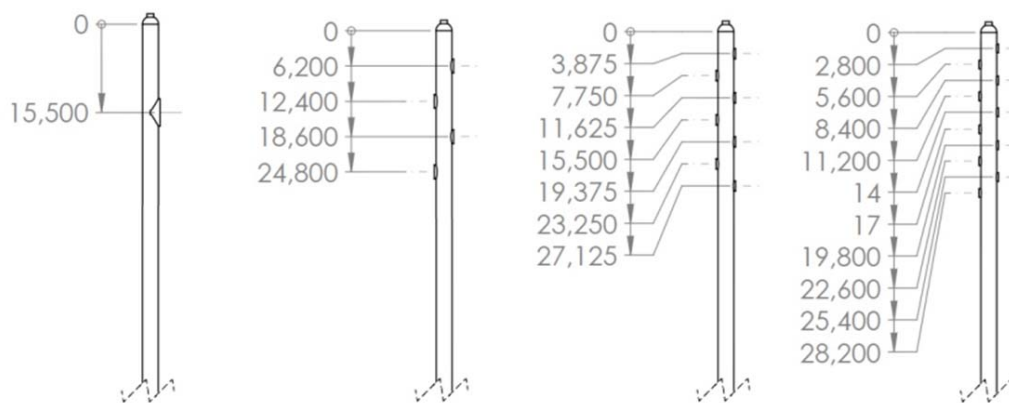


FIGURA 21 - O design dos cateteres utilizado para verificar o parâmetro 3 - Número de orifícios laterais para a mesma área de entrada. Dimensões em mm.

Para verificação da perda de carga distribuída, melhor dizendo, comprimento da sonda (Parâmetro 4) as sondas criadas variaram o comprimento de 500 a 275 mm.

Os cateteres foram modelados utilizando o SolidWorks e importados para o Ansys Design Modeler. A malha foi gerada utilizando o software Ansys® Meshing™ v15. Foi aplicado um refinamento da malha ao redor dos orifícios de entrada. Foram definidos os valores para a malha: *min. size* 2.00E-4 m, *max. face size* 4.00E-4 m e *max. tet size* 4.00E-4 m. Testes de malha foram realizados para definição desses valores. A malha foi refinada progressivamente para a geometria de uma sonda padrão, e foi realizada a simulação do mimetizador intermediário passando por ela. Depois de um certo valor de refinamento de malha o custo operacional é aumentado, mas o ganho de precisão dos resultados não se torna importante, sendo assim, foi escolhida a malha com boa precisão e menor custo operacional.

Durante a geração de malha, os valores de "*min. size*", "*max. face size*" e "*max. tet size*" sofreram pequenas alterações para que a "Qualidade Ortogonal Mínima" não fosse menor que 0,2 e que a "Qualidade Ortogonal Média" fosse maior que 0,85. Foram gerados aproximadamente 95.000 nós em cada simulação, com exceção das sondas criadas para verificação do parâmetro 4. Nesse caso, o número de nós diminuiu com a redução do volume total do cateter, já que foram criados limites para o tamanho dos elementos.

As simulações foram feitas no Ansys, usando o Fluent®. O fluido foi configurado como incompressível, não-Newtoniano aproximado pelo modelo de fluido de potência, cujos valores de densidade, k , n , viscosidade mínima e máxima serão apresentados no item 5 (Resultados). O escoamento foi considerado laminar e estacionário.

O escoamento pode ser confirmado como laminar utilizando a EQ. 4 apresentada no item 3.2 (Reologia). Para fluidos não-Newtonianos, o regime de escoamento é encontrado pela velocidade crítica. Quando a velocidade média do escoamento é menor que a velocidade crítica, o escoamento é laminar. Todas as velocidades encontradas para o movimento do fluido através do cateter estão bem abaixo dos valores apresentados na TAB. 3.

TABELA 3 - Velocidade crítica dos mimetizadores de muco

Mimetizador (concentração da solução)	Velocidade Crítica [m/s]
Quase Líquido (1%)	9,97
Intermediário (1,5%)	12,68
Quase Sólido (2%)	16,00

Foi utilizado para solução do sistema de equações procedimento baseado em pressão e formulação de velocidade foi definida como relativa. O algoritmo de acoplamento pressão-velocidade escolhido foi o acoplado. O gradiente escolhido de discretização espacial foi *Green Gauss Node Based*. O esquema de interpolação de pressão escolhido foi PRESTO! O esquema de discretização da equação de conservação da quantidade de movimento *First-Order Upwind*. Como critério de convergência dos resíduos foi utilizado o valor 1E-4 para o resíduo de continuidade e 1E-3 para os resíduos de velocidade em X, Y e Z. O número máximo de iterações foi definido como 300.

Como condição de contorno foi utilizada a velocidade na entrada e pressão na saída da sonda. A velocidade de saída da sonda foi encontrada utilizando a EQ. 5 apresentada anteriormente, que vale para fluidos regidos pela lei de potência no interior de tubos para a perda de pressão de 100, 150 e 200 mmHg. A velocidade de entrada foi encontrada a partir da velocidade de saída considerando-se que a vazão é constante ao longo do cateter. A análise dos resultados foi realizada comparando a variação de

pressão (perda de carga), para uma mesma vazão para as diferentes sondas. A TAB. 4 apresenta os valores de velocidade de saída e vazão utilizados para o cálculo da velocidade de entrada em cada uma das 9 situações.

TABELA 4 - Valores de velocidade de saída e vazão para cada uma das 09 situações para verificação dos parâmetros 1, 2, 3 e 4

Mimetizador (concentração da solução)	Veloc. saída [m/s]	Vazão [m³/s]
Quase líquido (1%)	0,06839	4,21125E-07
Quase líquido (1%)	0,14253	8,77610E-07
Quase líquido (1%)	0,23997	1,47760E-06
Intermediário (1,5%)	0,00324	1,99201E-08
Intermediário (1,5%)	0,00939	5,78041E-08
Intermediário (1,5%)	0,02000	1,23091E-07
Quase sólido (2%)	0,00034	2,11885E-09
Quase sólido (2%)	0,00116	7,12343E-09
Quase sólido (2%)	0,00273	1,68387E-08

Cada uma das 10 sondas criadas para analisar o parâmetro 1 possui um valor diferente de área de entrada, portanto, a velocidade de entrada será diferente em cada simulação e pode ser facilmente calculada com as dimensões dos orifícios e velocidade de saída já apresentados. As modelagens das sondas foram realizadas no SolidWorks, entretanto, as áreas de entrada sofrem pequenas alterações no Ansys. Para que os valores de vazão e velocidade de saída fossem mantidos constantes para cada situação em todas as sondas criadas para verificar os parâmetros 1 e 3, foram utilizadas para cálculo da velocidade de entrada as áreas ajustadas do Ansys, ao invés das áreas de entrada reais. As condições de contorno em cada situação para as sondas criadas para verificação do parâmetro 2 e do parâmetro 4 estão apresentadas nas TAB. 5 e para as sondas criadas para verificação do parâmetro 3 estão apresentadas na TAB. 6.

TABELA 5 - Condições de contorno para as 9 situações em que foram simuladas as 10 sondas criadas para verificação do parâmetro 2 e 4

Mimetizador (concentração da solução)	Condições de Contorno	
	Entrada: Veloc. [m/s]	Saída: Pressão [mmHg]
Quase líquido (1%)	3,56512E-02	0
Quase líquido (1%)	7,42958E-02	
Quase líquido (1%)	1,25089E-01	
Intermediário (1,5%)	1,68637E-03	
Intermediário (1,5%)	4,89352E-03	
Intermediário (1,5%)	1,04205E-02	
Quase sólido (2%)	1,79375E-04	
Quase sólido (2%)	6,03047E-04	
Quase sólido (2%)	1,42551E-03	

TABELA 6 - Condições de contorno para as 9 situações em que foram simuladas as 10 sondas criadas para verificação do parâmetro 3

Mimetizador (concentração da solução)	Condições de Contorno	
	Entrada: Veloc. [m/s]	Saída: Pressão [mmHg]
Quase líquido (1%)	3,57116E-02	0
Quase líquido (1%)	7,44217E-02	
Quase líquido (1%)	1,25301E-01	
Intermediário (1,5%)	1,68923E-03	
Intermediário (1,5%)	4,90181E-03	
Intermediário (1,5%)	1,04382E-02	
Quase sólido (2%)	1,79679E-04	
Quase sólido (2%)	6,04069E-04	
Quase sólido (2%)	1,42793E-03	

LIMITAÇÕES: A simulação foi realizada considerando apenas a passagem do muco, ou seja, monofásica. Na prática o escoamento durante o procedimento de sucção é bifásico onde ar e muco atravessam a sonda simultaneamente. As simulações consideraram o material como um fluido não-Newtoniano, sendo que na verdade o material é viscoelástico. Essa aproximação foi verificada através dos testes de bancada e se mostrou satisfatória.

4.3 Validação da simulação computacional

A validação da simulação computacional foi realizada de dois modos. A primeira por meio da comparação da formulação apresentada na EQ. 5 e simulação computacional e a segunda por meio da comparação dos testes de bancada e simulação computacional.

Para a validação da simulação computacional realizada com a equação para fluidos não-Newtonianos aproximados pela lei de potência passando por uma tubulação (EQ. 5), primeiramente foi encontrada a velocidade média dos mimetizadores quase líquido, intermediário e quase sólido passando por um tubo com comprimento de 0,5 m e diâmetro interno de 0,0028 m nas pressões de 50, 100, 150, 200 e 250 mmHg. Os valores de velocidade média em cada situação foram utilizados na simulação computacional e a diferença de pressão utilizada na equação e obtidos nas simulações foram comparados e são apresentados nos resultados deste trabalho.

Para os testes de bancada foram utilizados os seguintes itens: reservatório, balança, sonda, vacuômetro, reservatório de secreção com regulagem de pressão e bomba de vácuo, como mostrado na FIG. 22. Os testes foram realizados utilizando o mimetizador de muco intermediário. Uma balança foi conectada ao computador para o qual o valor de peso foi enviado a uma velocidade de 6 medidas por segundo, durante 10 segundos. O teste de bancada foi realizado 3 vezes para cada pressão e desses testes foram obtidos os valores de vazão. A média dos valores de vazão foram utilizados como condição de contorno de entrada para a simulação computacional. A pressão medida durante os testes de bancada foram comparados com a pressão obtida na simulação computacional e serão apresentados na seção de resultados.

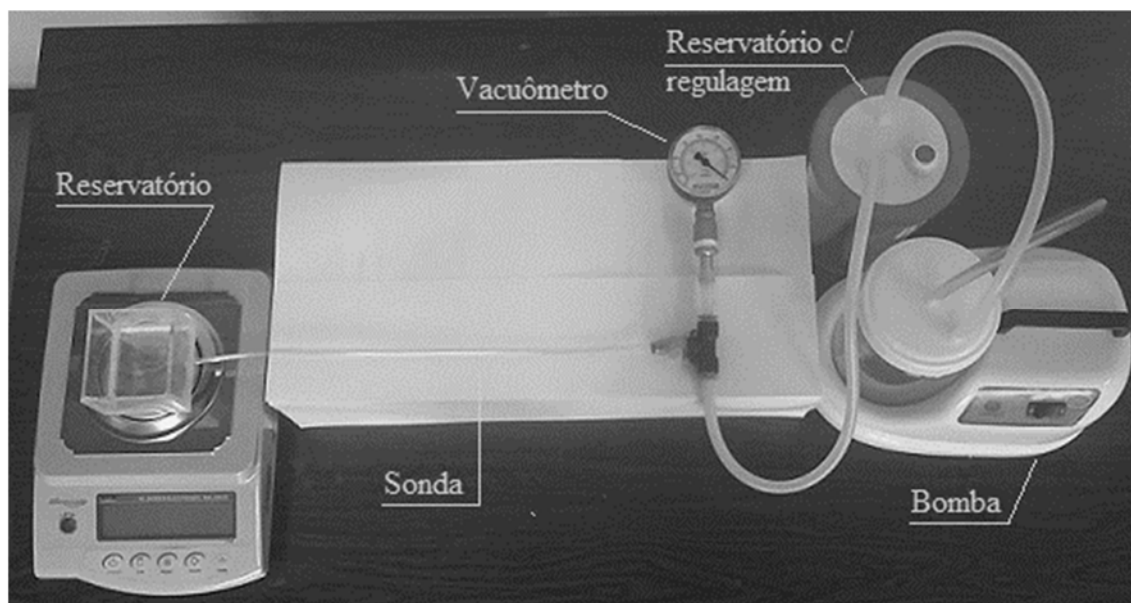


FIGURA 22 – Bancada para validação da simulação computacional

A simulação foi feita utilizando-se a geometria da bancada e está apresentada na FIG. 23. As demais configurações utilizadas na simulação foram as mesmas utilizadas para a simulação computacional da sonda de uma via, já descritas no item 4.2.

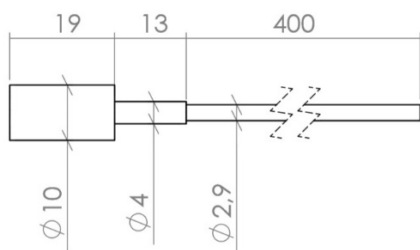


FIGURA 23 - Geometria utilizada para validação da simulação computacional. Dimensões em mm

LIMITAÇÕES: A geometria real do cateter não foi utilizada, os testes de bancada e simulação computacional foram realizados utilizando a geometria de um tubo.

4.4 Cateter duplo lúmen

Uma vez que o novo aspirador de secreção pulmonar não faria sentido sem o cateter duplo lúmen para ser utilizado com ele ou com um cateter que traz um maior desconforto ou que tenha menor eficiência, este estudo analisou a possibilidade de se

obter um cateter duplo lúmen com mesmo diâmetro externo e eficiência que o cateter de um lúmen. Levando em conta os resultados encontrados por Ortis (2015) que mostram que aumentar a pressão de sucção é mais seguro que aumentar o diâmetro do cateter, o diâmetro externo da sonda será mantido. Consequentemente, a seção transversal para passagem de secreção terá que ser reduzida. Foi, então, estudada a influência da redução da seção transversal para passagem de secreção na perda de carga do cateter, considerando uma redução da seção transversal de até 50%. Para uma determinada vazão foram encontradas as pressões de sucção necessárias para uma sonda com área da seção transversal padrão e 90, 80, 70, 60 e 50% do valor padrão. Essa análise foi feita a partir da EQ. 5, apresentada no item 3.2 Reologia, válida para fluidos não-Newtonianos aproximados pelo modelo de fluido de potência e regime laminar passando por um tubo. Na situação do muco atravessando o cateter, ele está sendo submetido a altas taxas de cisalhamento e, portanto, acredita-se que a característica elástica do muco pode ser desconsiderada. Essa hipótese pode ser confirmada através dos testes de bancada. Substituindo, na EQ. 5, o valor da velocidade média por Vazão/área ($v=Q/A=Q/(\pi D^2/4)$) temos a EQ. 7.

$$\Delta P = \frac{4KL}{D} \cdot \left(\frac{4Q}{\pi D^3} \cdot \frac{6n+2}{n} \right)^n \quad (7)$$

Essa análise pretende obter parâmetros iniciais para o projeto da sonda duplo lúmen como qual a área de seção transversal deve estar disponível para passagem de secreção pulmonar. Os mesmos cálculos foram refeitos alterando o valor do comprimento da sonda de 0,5 m para 0,4 m, e 0,15 m, que é uma alternativa para reduzir a seção transversal disponível para passagem de muco sem que aconteçam grandes alterações na perda de carga do cateter. Sugere-se que, 0,4m é o comprimento suficiente de uma sonda introduzida pelo tubo endotraqueal e 0,15m é o comprimento suficiente de uma sonda introduzida por uma cânula de traqueostomia. Os comprimentos de 0,4 m e 0,15 m correspondem ao comprimento do tubo endotraqueal e cânula de traqueostomia, respectivamente, mais 0,04m para ser uma folga. O trajeto entre o reservatório de secreção e cateter é feito por uma mangueira com maior diâmetro e, consequentemente, perda de carga bem menor.

A área disponível para passagem do oxigênio umidificado deverá ser a menor possível para que uma área maior fique disponível para passagem de secreção. Portanto, também foi analisada a área da seção transversal disponível necessária para passagem de oxigênio umidificado. Nebulizadores a jato convencionais disponíveis no mercado apresentam partículas com tamanhos entre 0,5 a 8 μm (Nevoni) ou com 80% das partículas menores que 5 μm (Soniclear) e vazão varia entre 6-10 L/min (RODRIGUES-MACHADO, 2018 p. 203). O aspirador proposto neste estudo precisa de uma vazão menor que o de um nebulizador, já que o fluxo estará sendo fornecido diretamente aos pulmões. Visando um paciente crônico sem distúrbio de oxigenação, até 3L/min de oxigênio puro seriam suficientes para evitar hipoxemia (RODRIGUES-MACHADO, 2018). O diâmetro interno das tubulações de um nebulizador é de 3,2 mm. As condições de escoamento podem ser mantidas mantendo um mesmo coeficiente de Reynolds ($Re=\rho.v.D/\mu$). Qual o diâmetro interno necessário para passagem de oxigênio puro para manter as mesmas condições de fluxo? Igualando a equação do coeficiente de Reynolds para o ar e oxigênio e, considerando, que os valores de densidade (ρ) e viscosidade dinâmica (μ) do ar umidificado e oxigênio puro são muito próximas temos: $(v.D)_{\text{ar}}=(v.D)_{\text{ox}}$. Sendo, $Q=v.A$ e $A=(\pi.D^2)/4$, temos: $[(4.Q)/(\pi.D)]_{\text{ar}}=[(4.Q)/(\pi.D)]_{\text{O}_2}$. $\rightarrow (Q/D)_{\text{ar}}=(Q/D)_{\text{O}_2}$. Para, $Q_{\text{ar}}=10$ L/min, $Q_{\text{O}_2}=3$ L/min e $D_{\text{ar}}=3,2$ mm, logo, $D_{\text{O}_2}=0,96$ mm. Sendo assim, a área de seção transversal disponível para passagem de oxigênio deve ser aproximadamente correspondente aquela de uma circunferência com 1 mm de diâmetro.

LIMITAÇÕES: Não foi estudada a influência do oxigênio durante o procedimento, nem os valores de vazão de oxigênio aceitáveis. A sonda não foi projetada neste estudo, uma vez que informações principalmente sobre forma de fabricação e espessura de material que satisfaça os requisitos de flexibilidade da sonda ainda precisam ser estudados.

4.5 Projeto e montagem do protótipo de aspirador de secreção pulmonar

O primeiro protótipo montado será utilizado em testes e verificação da eficiência do equipamento em estudos futuros e será descrito a seguir. Na sequência serão descritos as

diferenças entre o primeiro protótipo e o equipamento que posteriormente poderá ser comercializado.

Na primeira linha estão presentes uma bomba de vácuo, um reservatório para acumular as secreções, um vacuômetro com regulador de pressão e uma eletroválvula *on/off*. Na segunda linha estão um soprador, um fluxômetro com regulagem, eletroválvula *on/off* e umidificador. O desenho esquemático do primeiro protótipo do aspirador proposto está apresentado na FIG. 24.

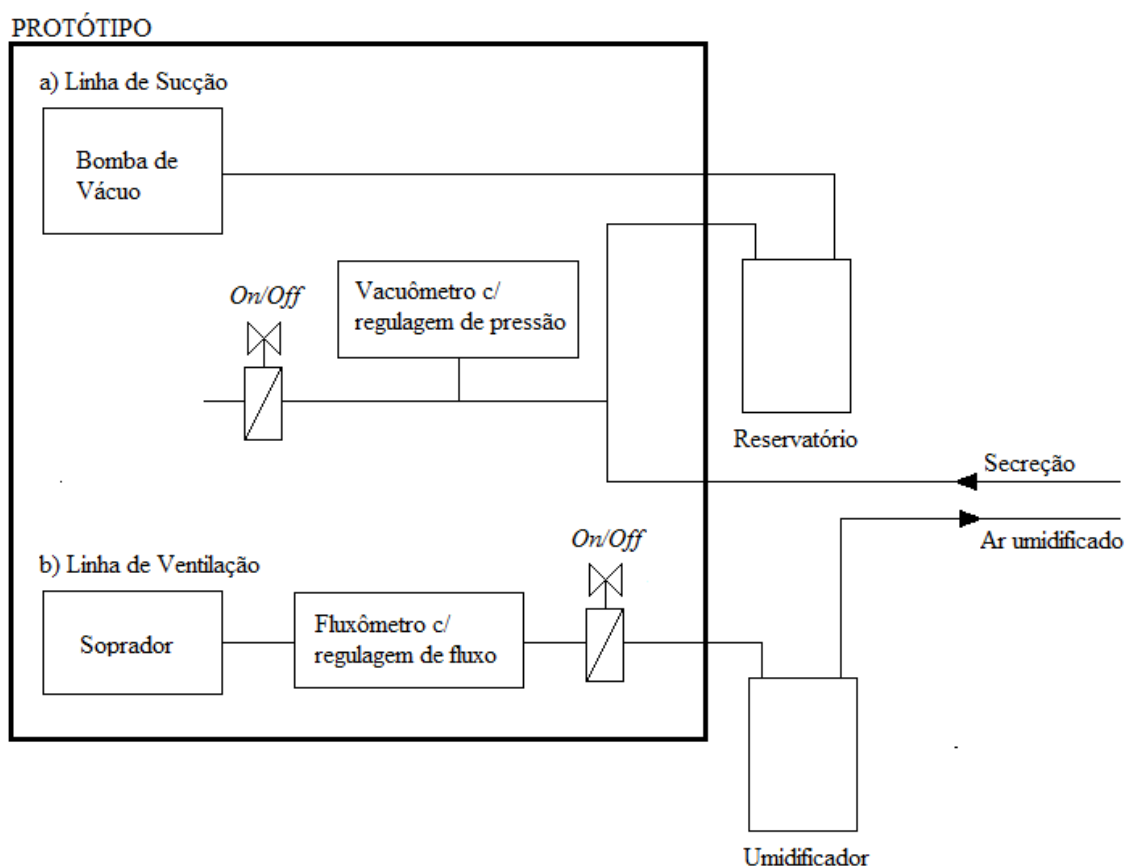


FIGURA 24 - Desenho esquemático do aspirador pulmonar

Como o primeiro protótipo será utilizado para testes de verificação da eficiência do equipamento, foram incluídos sensores digitais de vácuo e vazão que possuem melhor precisão. No equipamento para comercialização o vacuômetro digital será substituído por um reservatório de secreção com vacuômetro e regulagem e o fluxômetro digital por um fluxômetro com regulagem conectado ao cilindro de oxigênio para que o equipamento possua um menor custo. O soprador será substituído pelo cilindro de oxigênio quando o equipamento for desenvolvido para uso residencial. Se o

equipamento for para uso hospitalar, a bomba de vácuo e cilindro de oxigênio não serão necessários, uma vez que, poderá ser utilizada a linha de vácuo e oxigênio do próprio hospital.

O equipamento tem um microcontrolador com o qual serão dados os comandos de abrir e fechar as eletroválvulas. O equipamento irá permitir a escolha entre vácuo intermitente ou contínuo, o tempo de procedimento, que não poderá ser maior que 15 segundos e, para o vácuo intermitente, o tempo de vácuo aberto e o tempo de vácuo fechado. O vácuo intermitente já é utilizado por fisioterapeutas, porém, exige uma habilidade ainda maior do profissional que abre e fecha o vácuo manualmente por meio da válvula existente em algumas sondas de aspiração endotraqueal. O equipamento também terá a opção de somente oxigenar o paciente. A linha de oxigênio será a primeira e a última a ser desligada, para manter a oxigenação e preservar a capacidade residual funcional. O equipamento pretende evitar erros e facilitar a execução do procedimento aspiração por meio da sua automatização. O tempo de sucção será controlado evitando a sucção por um tempo maior do que o recomendado ou por tempo insuficiente para fazer a limpeza adequada das vias aéreas. A opção de sucção alternada acaba com a necessidade da intervenção constante do fisioterapeuta respiratório (abrir e fechar a válvula de vácuo intermitentemente) permitindo a realização do procedimento por profissionais com menor habilidade. De uma forma geral, o novo aspirador de secreção pulmonar permitirá um maior controle do procedimento. A seguir lista-se as especificações dos componentes propostos para o protótipo.

Linha de sucção

Bomba de vácuo: tipo diafragma, vácuo aproximado 600 mmHg, vazão livre 20 L/min, motor 1/33 HP, potência 160 VA, frequência 60 Hz. Possui dispositivo térmico de proteção contra superaquecimento com acionamento automático na temperatura de 130°C +/- 5°C. Possui filtro de ar.

Reservatório: capacidade 1300 ml, divisão 100 ml, com regulagem de vácuo de 0 a 100%.

Vacuômetro: modelo VAC-001 da PLANATC Tecnologia automotiva Ltda., analógico, Faixa de indicação: 0 a 760 mmHg, Escala: 10 mmHg

Eletroválvula *On/Off*: solenoide, 12v, DN ½”, corpo termoplástico, filtro aço inox, partes metálicas aço zincado, membrana borracha, terminais latão, pressão de operação: 20 a 785 kPa, rigidez dielétrica 1.500 Vca-1min, tensão da bobina 12V DC (500 a 600mA).

Linha de ventilação

Cilindro de Oxigênio Gasoso Medicinal: capacidade volumétrica de 3, 5, 7 ou 10 L, com pressão de serviço de 15 ou 20 MPa, com válvula redutora de pressão.

Compressor: tipo diafragma, Compressão 18 Kg, vazão livre 15 L/min, vazão com nebulizador 7,5 L/min, motor de 1/30 Hp, Consumo de Energia 70/80 W. Possui dispositivo térmico de proteção contra superaquecimento com acionamento automático na temperatura de 130°C +/- 5°C. Possui filtro de ar.

Eletroválvula *On/Off*: idem a válvula já descrita na linha de sucção de secreção.

Fluxômetro: Faixa de indicação: 1 a 15 L/min, Escala: 1 L/min.

Umidificador: tamanho das partículas de 0,3-8 microns.

Componentes eletrônicos

Módulo Relés: 4 Canais 5v Optoisolados

Teclado: Matricial 16 Teclas 4x4 Membrana

Placa de circuito impresso: Arduino Mega 2560 Rev3

Fontes: 1 fonte de alimentação 5V para a placa e 1 fonte de alimentação saída tripla -5V/12V/5V para as eletroválvulas, vacuômetro, fluxômetro e módulo de relés.

LIMITAÇÕES: A escolha das peças do protótipo nem sempre levou em consideração os materiais que são permitidos para utilização em equipamentos médicos. As conexões do protótipo são improvisadas, assim como a carcaça do equipamento. As peças utilizadas foram adaptadas para a nossa finalidade.

5 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Os resultados aqui apresentados são referentes a cada etapa citada na metodologia. Primeiramente, são apresentados como foram escolhidos os mimetizadores de muco quase líquido, intermediário e quase sólido e os valores das propriedades dessas soluções que foram utilizados para a simulação computacional. Na sequência são apresentados os resultados das simulações computacionais em forma de gráficos que mostram a influência de cada um dos 4 parâmetros geométricos da sonda em sua eficiência e os resultados da validação computacional. Apesar desse trabalho não abranger o projeto da nova sonda duplo lúmen, foi feita a verificação da possibilidade de existir um cateter duplo lúmen de mesmo diâmetro externo e eficiência que o cateter de um lúmen. Por último, é apresentado o objetivo principal deste trabalho: um protótipo do aspirador de secreção pulmonar que agrega oxigenação e sucção.

5.1 Mimetizadores do muco respiratório

Para encontrar as concentrações das soluções de polietilenoglicol que mimetizam a faixa de propriedades do muco respiratório, inicialmente, comparou-se as propriedades viscoelásticas das amostras elaboradas com o estudo de Dawson et al. (DAWSON, et al., 2003), que analisaram o escarro de pacientes com fibrose cística entre 18 e 21 anos, do sexo feminino e masculino. A caracterização foi realizada por meio do teste de oscilação forçada realizado por um reômetro com tensão controlada (ARES-100, Rheometrics, Piscataway, NJ) e geometria cone-placa. Na FIG. 25 são apresentados os resultados do trabalho de Dawson et al. e os resultados obtidos por meio de testes de oscilação forçada para amostras de substâncias de polietilenoglicol em diferentes concentrações. As curvas para as soluções com concentrações de 0,5%, 0,75% e 3,0% foram desconsiderados porque os valores obtidos estão fora da área de interesse.

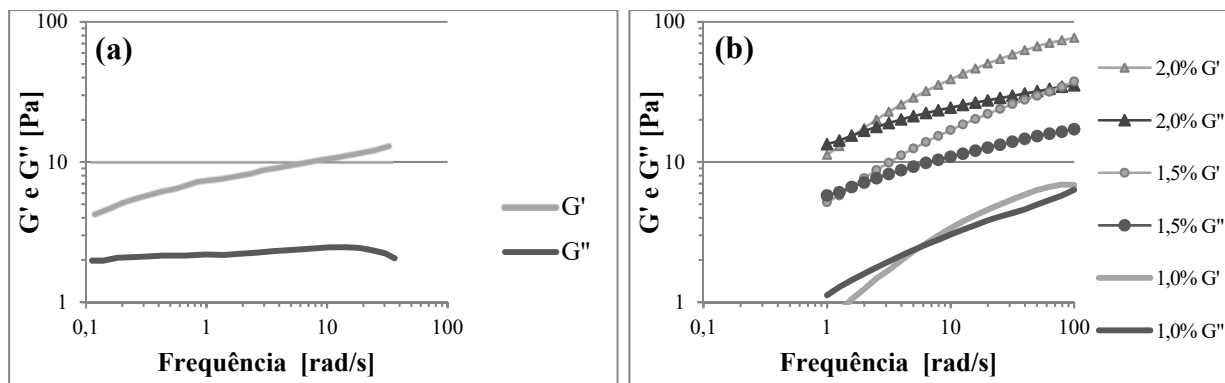


FIGURA 25 - Relação entre o Módulo elástico G' e módulo viscoso G'' por frequência de escarro de pacientes com fibrose cística (a) de acordo com Dawson, Wirtz e Hanes (2003) e (b) dos simuladores de muco em diferentes concentrações

A solução com concentração de 1,0% foi a que mais se aproxima dos valores apresentados em Dawson, Wirtz e Hanes (2003), entretanto, com inclinações de curvas diferentes. Todos os simuladores mostraram uma prevalência no comportamento elástico a partir de um determinado valor de frequência, assim como a curva apresentada pelos autores. Vale observar que as amostras aqui analisadas são de escarro, com propriedades diferentes das propriedades do muco, como foi dito na seção 3.5 – Propriedades reológicas do muco do sistema respiratório.

Lai et al. (2009) agregaram vários resultados de viscosidade oscilatória dinâmica, μ'' , para diversos casos, pesquisando diferentes autores, como pode ser visto na FIG. 26 (A). A FIG. 26 (B) mostra a viscosidade oscilatória dinâmica por frequência para as soluções de polietilenoglicol em diferentes concentrações. A curva para a concentração 0,5% não foi apresentada porque os valores de viscosidade foram muito baixos. A TAB. 7 mostra quantitativamente os valores dos gráficos da FIG 26 (A) e (B). Por meio do programa Digitizer foram geradas as FIGs 25 (A), 26 (A), 27 (A), 28 (A) e a TAB. 7.

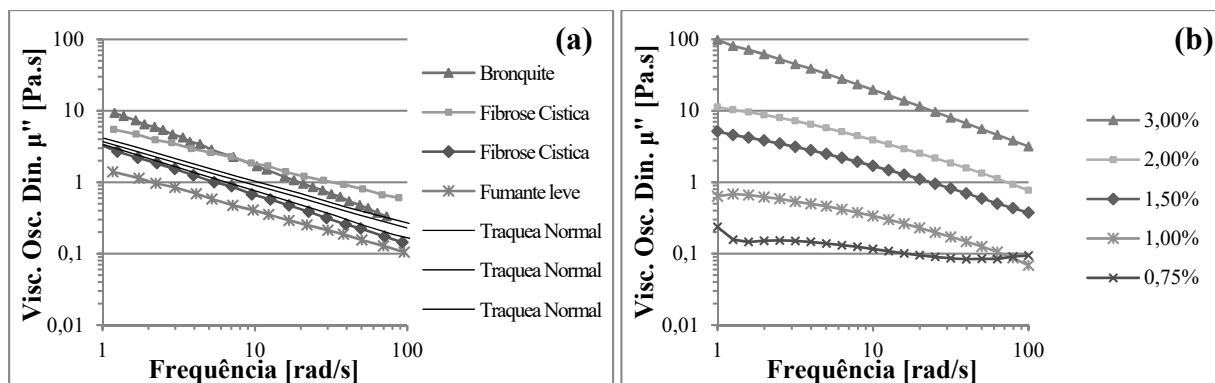


FIGURA 26 - Viscosidade Oscilatória dinâmica em função da frequência do muco respiratório (a) de acordo com o trabalho de Lai et al. (b) dos simuladores de muco em diferentes concentrações

TABELA 7 - Viscosidade oscilatória dinâmica μ'' para as frequências de cisalhamento de 1 e 100 rad/s da secreção pulmonar de pacientes com bronquite, fibrose cística e fumante leve e das soluções de polietilenoglicol

Viscosidade Oscilatória Dinâmica [Pa.s]		
	1 rad/s	100 rad/s
Bronquite*	10,13	0,27
Fibrose Cística*	5,86	0,58
Fibrose Cística*	3,14	0,14
Fumante Leve*	1,52	0,10
Solução 2%	11,25	0,77
Solução 1,5%	5,17	0,38
Solução 1%	0,64	0,07

* Valores obtidos do trabalho de Lai et al. (2009)

Considerando a grande variabilidade do muco, os erros dos sistemas de medição e forma de obtenção dos valores dos trabalhos aqui citados, chegou-se à conclusão que a solução com concentração de 2,0% se assemelha com a secreção de um paciente com bronquite e/ou fibrose cística e a concentração de 1,0% é um pouco menos viscosa que a secreção de um fumante leve.

O trabalho de Lai et al. (2009) foi decisivo para a escolha das concentrações dos simuladores de muco quase líquido, intermediário e quase sólido, que são respectivamente, 1,0%, 1,5% e 2,0%, entretanto, outros artigos ainda serão comparados nessa mesma seção.

Shah et al. (2005) apresentaram um gráfico obtido a partir do teste de fluxo de 3 amostras de escarro de pacientes com fibrose cística e do teste de fluxo dos três simuladores de muco desenvolvidos por eles (soluções de polietilenoglicol com concentração de 0,5%, 1,5% e 3,0%), FIG. 27 (A). Este gráfico pode ser comparado com o teste de fluxo realizado aqui para as soluções de polietilenoglicol em diferentes concentrações, FIG. 27 (B).

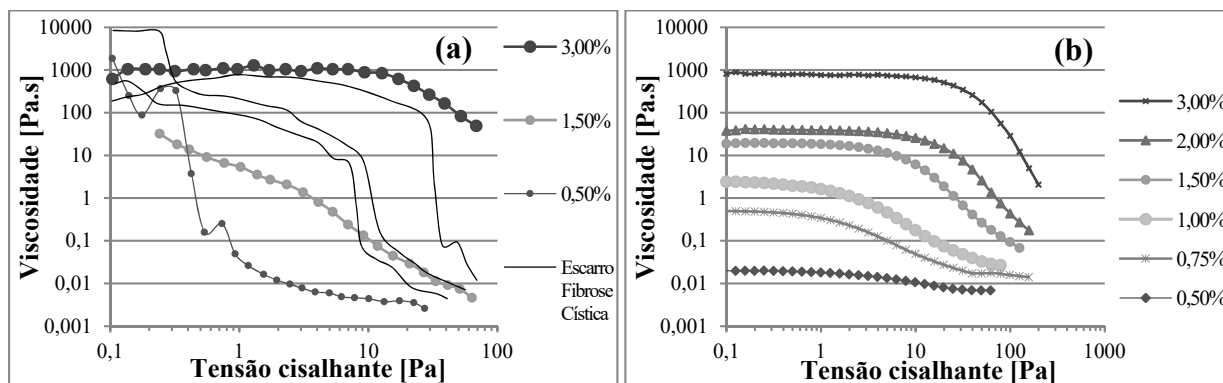


FIGURA 27 - Viscosidade em função da tensão cisalhante (a) para os simuladores de muco com concentrações de 0,5% (círculos pequenos), 1,5% (círculos médios) e 3,0% (círculos grandes) e três amostras de escarro de pacientes com fibrose cística (linhas) de acordo com Shah et al. (2005) e (b) para as soluções de polietilenoglicol em diferentes concentrações

Comparando o gráfico apresentado por Shah et al. (2005) e os do presente estudo, observa-se que as curvas para o simulador de muco com concentração de 3,0% foram muito próximas, assim como, para a concentração de 0,5%, se for desconsiderada a descontinuidade apresentada no gráfico dos autores do presente estudo na parte inicial da curva. As curvas apresentadas para a solução com concentração de 1,5% dos dois gráficos foram diferentes quanto à forma, mas não muito quanto aos valores. Os resultados dos testes rotativos desenvolvidos nesse estudo foram coerentes e apresentaram substâncias uniformes, todas as curvas apresentaram formatos similares à medida que houve uma redução na concentração de polietilenoglicol.

O estudo de Dawson, Wirtz e Hanes (2003) analisaram, além das propriedades viscoelásticas já citadas, as propriedades viscosas do escarro de pacientes com fibrose cística. Os testes de fluxo de 6 amostras de escarro de pacientes com fibrose cística foram obtidos por meio da aplicação de deformações cisalhantes em taxas de

cisalhamento controladas. O gráfico apresentado na FIG. 28 (A) é a média dos resultados das 6 amostras.

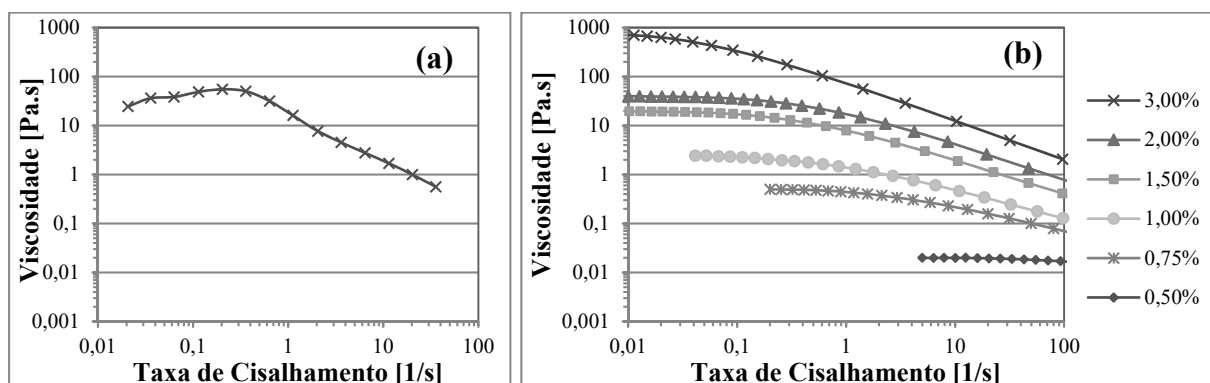


FIGURA 28 - Viscosidade em função da taxa de cisalhamento (a) de seis amostras de escarro de pacientes com fibrose cística de acordo com Dawson, Wirtz e Hanes (2003) (b) dos simuladores de muco a partir de soluções de polietilenoglicol em diferentes concentrações

Comparando o gráfico apresentado por Dawson, Wirtz e Hanes (2003) na FIG. 28 (A), e o gráfico dos simuladores de muco deste estudo, FIG. 28 (B), observou-se que as propriedades das soluções de polietilenoglicol com concentração de 2,0 e 1,5% estão bem próximas da propriedade do escarro de pacientes com fibrose cística. Já a solução de polietilenoglicol com concentração de 3,0% tem seu valor de viscosidade acima do esperado, e as concentrações de 1,0%, 0,75%, 0,5% estão abaixo.

A TAB. 8 apresenta as informações dos mimetizadores de muco respiratório quase líquido, intermediário e quase sólido obtidas por meio do teste de fluxo e aproximadas para um fluido não-Newtoniano. Utilizando-se as curvas de tensão cisalhante [Pa] por taxa de cisalhamento [1/s] foram obtidos os valores máximo e mínimo de viscosidade e por aproximação dessas curvas pelo modelo de Ostwald de Waele (Power Law Fluid) foi possível encontrar os valores de k e n . A secreção pulmonar é um fluido pseudoplástico, ou seja, possui forte resistência à deformação em baixas taxas de cisalhamento e baixa resistência em altas taxas de cisalhamento (LAI et al., 2009). Fluidos pseudoplásticos possuem valores de índice de comportamento, n , abaixo de 1. Todos os valores de n encontrados são menores do que 1 e, portanto, confirma-se o esperado.

TABELA 8 - Informações dos mimetizadores de muco retiradas dos testes rotativos e valores de densidade utilizadas para simulação computacional.

Mimetizador de Muco	Quase líquido (1,0%)	Intermediário (1,5%)	Quase sólido (2,0%)
Índice de consistência, K [Pa.s]	0,916	7,031	16,400
Índice de comportamento, n	0,5522	0,3806	0,3344
Limite mínimo viscosidade [Pa.s]	0,0269	0,0674	0,1748
Limite máximo viscosidade [Pa.s]	2,42	19,46	41,34
Massa específica [kg/m ³]	996,70	997,42	998,24

Testes de oscilação forçada foram realizados em amostras de soluções de polietilenoglicol com concentração de 2%, 24h e 14 dias depois da elaboração da substância. A FIG. 29 apresenta a comparação dos testes. O erro percentual máximo, mínimo e médio obtidos para G' foi 3,5%, 0% e 0,4%, respectivamente, e para G'' encontrou-se erros de 1,3%, 0% e 0,3%. Esses resultados sugerem que as substâncias mantêm suas propriedades por no mínimo 14 dias.

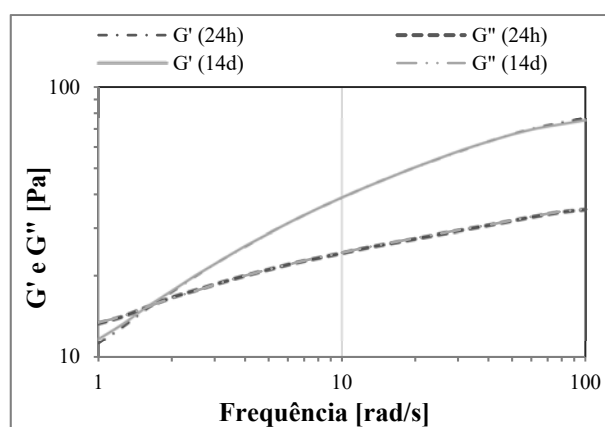


FIGURA 29 - Resultado dos testes de oscilação forçada realizado em amostra de solução de polietilenoglicol com concentração de 2%, 24h e 14 dias

Testes que mostram a influência da temperatura no valor de viscosidade (Temperature Ramp) também foram realizados e os resultados estão apresentados na FIG. 30. Esse teste foi realizado no mesmo reômetro já citado anteriormente e com taxa de cisalhamento constante de 100 1/s. A linha de tendência apresentada na FIG. 30 mostra uma variação de viscosidade de 0,002 Pa.s a cada grau. A 25°C, a viscosidade, de 0,14 Pa.s, varia apenas 1,4% a cada grau, confirmando que a solução é também estável quanto existe pequenas variações climáticas.

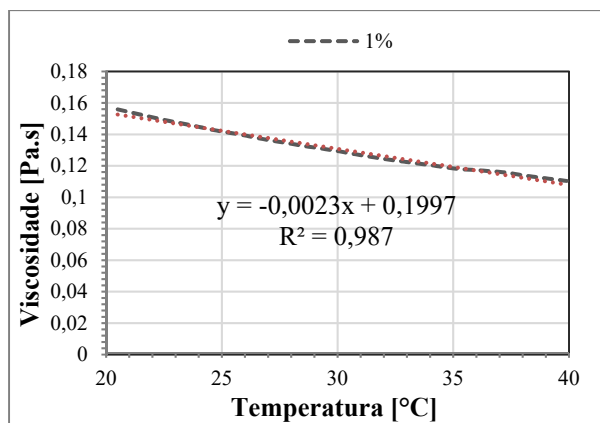


FIGURA 30 - Influência da temperatura no valor de viscosidade para a solução com concentração de 1%

5.2 Simulação computacional do cateter de um lúmen

Nessa seção serão analisados os resultados das simulações computacionais para encontrar a influência de 4 parâmetros geométricos na eficiência da sonda. Os três primeiros parâmetros estão relacionados à perda de carga localizada e o último parâmetro avalia a perda de carga distribuída ao longo do cateter, o que permitiu relacionar quantitativamente as perdas de carga localizadas e distribuídas.

Os resultados aqui apresentados para cada um dos parâmetros estão separados em três gráficos para facilitar a visualização. Os gráficos estão separados pelo valor de diferença de pressão. Cada uma das 10 sondas criadas foram simuladas em 9 situações: três pressões (100, 150 e 200 mmHg) e três fluidos (quase líquido, intermediário e quase sólido). Na verdade, os valores de pressão foram utilizados para calcular o valor de vazão através da EQ. 5 e o resultado obtido pela simulação computacional foi a diferença de pressão para uma dada vazão. Os resultados apresentados nas FIGs 31, 32 e 33 foram divididos em 03 gráficos de acordo com os valores pressão (a) 100 mmHg (b) 150 mmHg (c) 200 mmHg utilizados para cálculo do valor de vazão. O valor de vazão foi utilizado como condição de contorno na simulação computacional.

- Parâmetro 1 - Área de entrada.

Quanto maior a área de entrada, menor é a perda de carga da sonda para qualquer fluido em qualquer pressão, FIG. 31. A diferença entre a perda de carga para a sonda com

maior e menor área de entrada para cada vazão, ou seja, cada curva apresentada na FIG.31, foi de $0,37 \pm 0,05\%$.

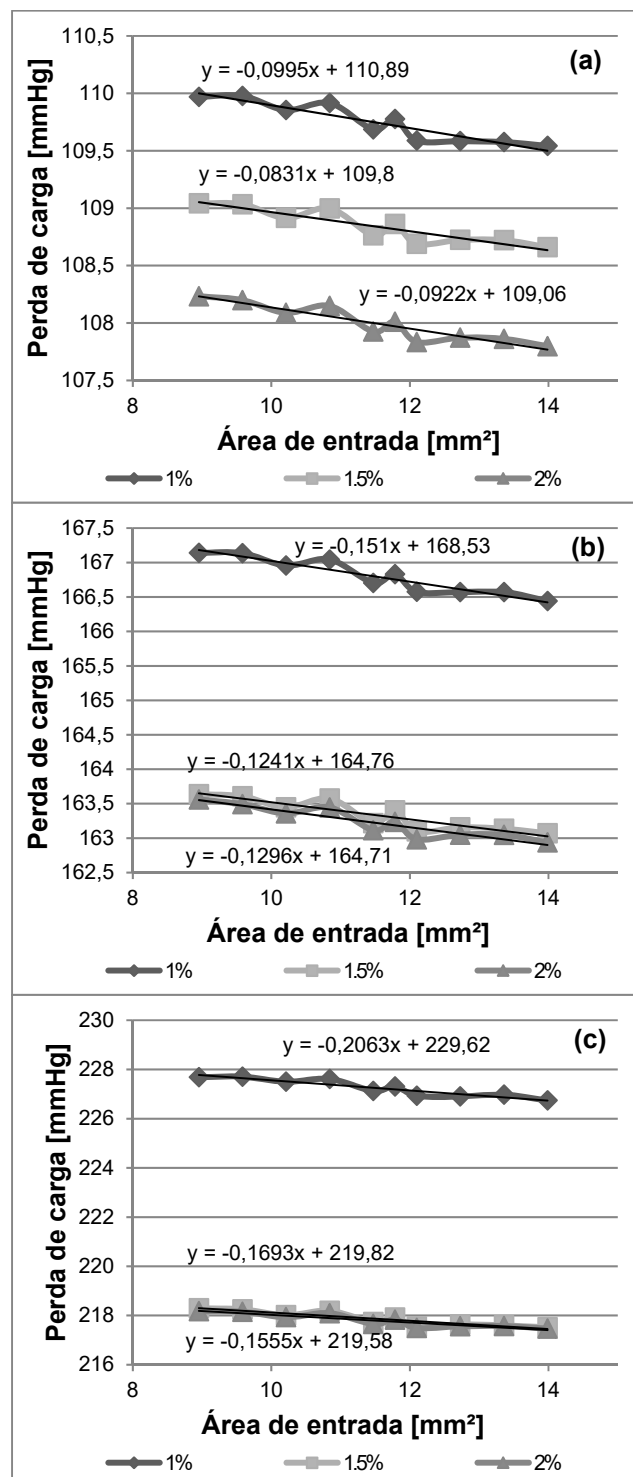


FIGURA 31 - Perda de carga por área de entrada da sonda

- Parâmetro 2 - Distância entre os dois orifícios laterais.

Orifícios desalinhados apresentaram melhores resultados, como visto na revisão bibliográfica. As simulações mostraram que um desalinhamento de 2 mm entre os orifícios laterais tem a menor perda de carga, FIG. 32. A diferença entre a perda de carga para orifícios alinhados e desalinhados 2 mm para cada uma das situações apresentadas é de $0,88 \pm 0,23\%$.

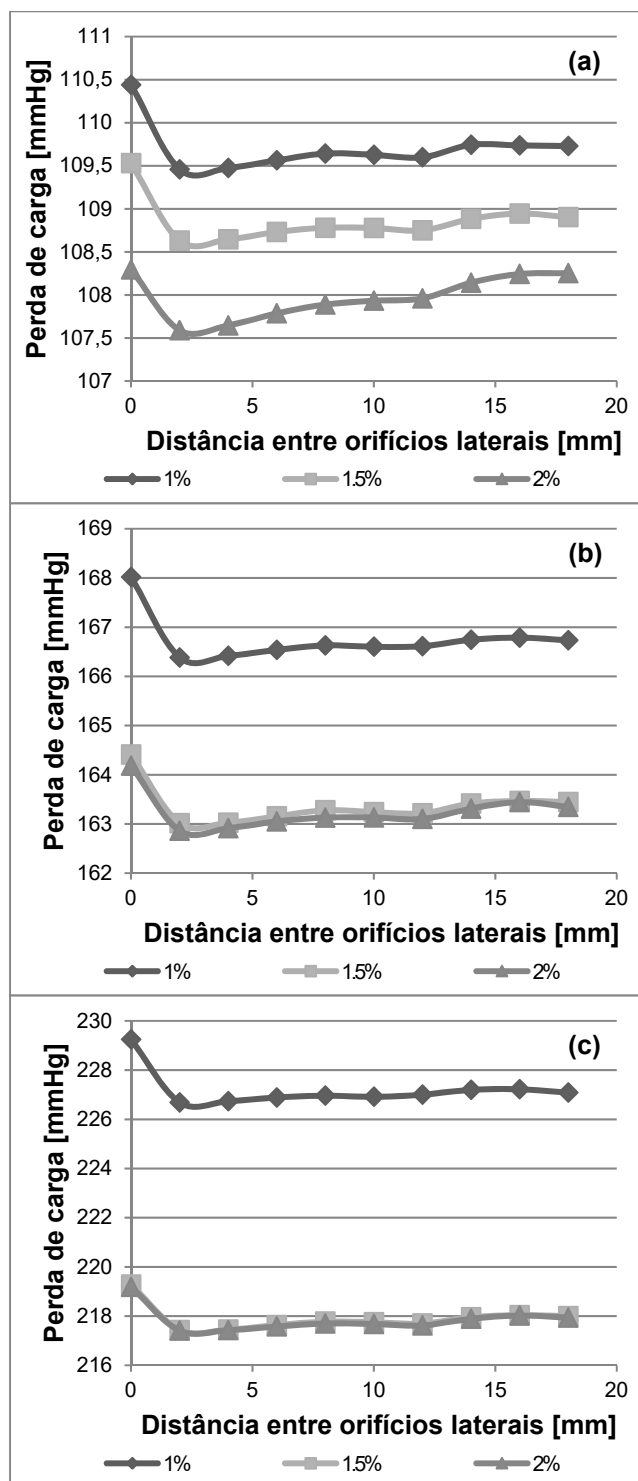


FIGURA 32 – Perda de carga por distância entre orifícios laterais

- Parâmetro 3 - Quantidade de orifícios para uma mesma área de entrada.

A perda de carga aumentou com o aumento da quantidade de orifícios. A diferença entre a perda de carga para 1 e 10 orifícios em cada situação foi de $0,42 \pm 0,22\%$, FIG. 33.

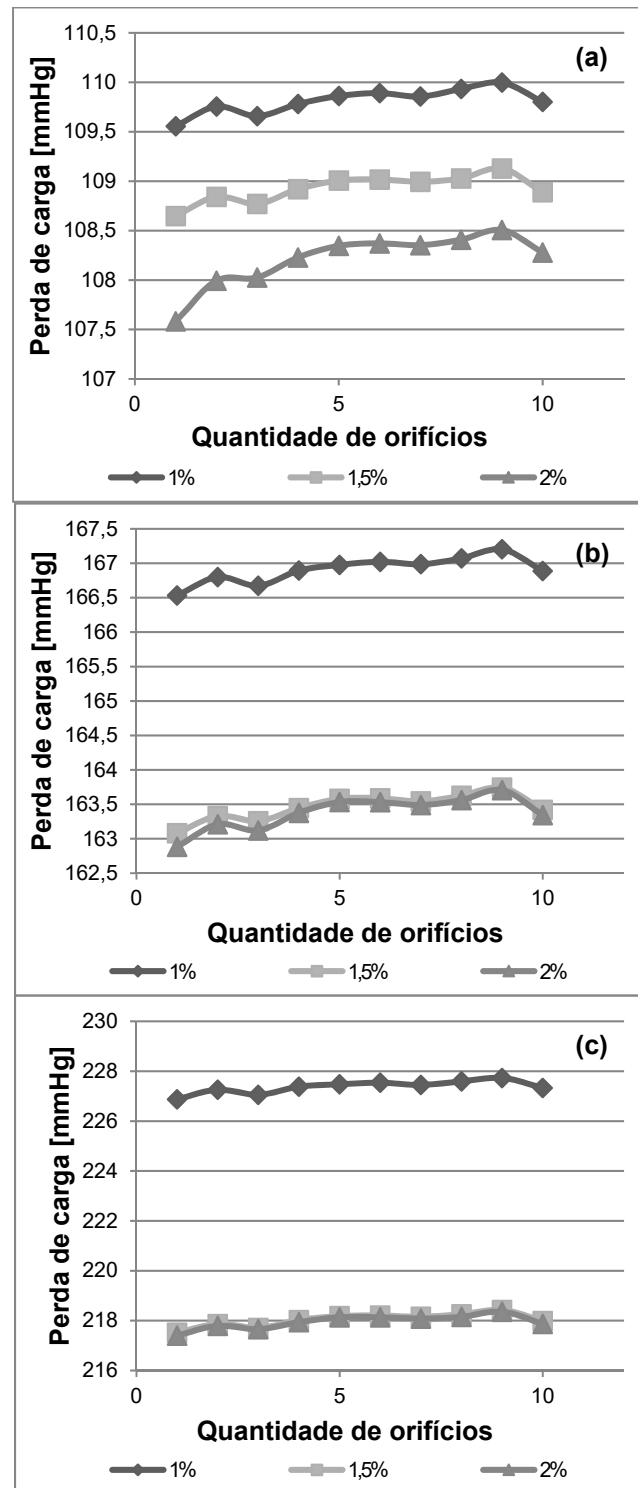


FIGURA 33 - Perda de carga por quantidade de orifícios laterais

- Parâmetro 4 - Comprimento da sonda.

O comprimento da sonda tem uma influência muito grande na perda de carga para qualquer fluido, como pode ser visto na FIG. 34.

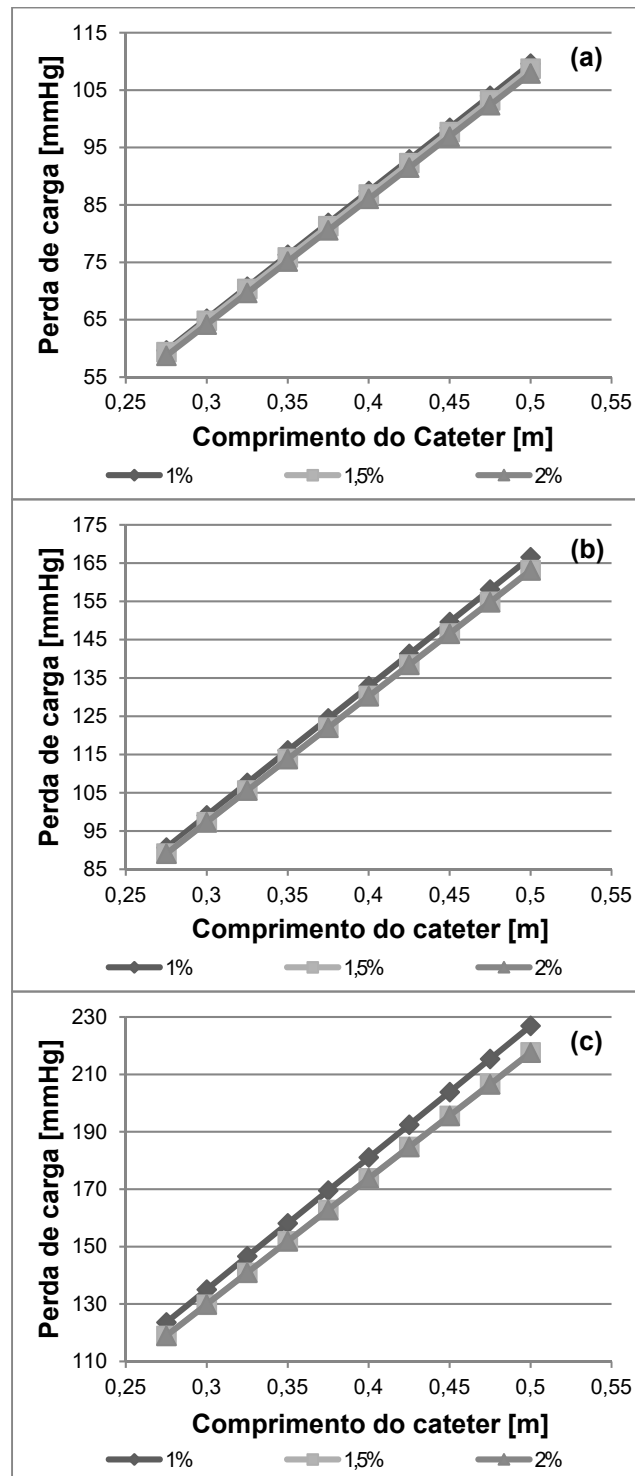


FIGURA 34 - Perda de carga por comprimento do cateter

Para uma vazão baixa, FIG. 34 (a), calculada para uma diferença de pressão de 100 mmHg a perda de pressão média para os três fluidos por unidade de comprimento é de 2,20 mmHg/cm. Para uma vazão média, FIG. 34 (b), calculada para uma diferença de pressão de 150 mmHg a perda de pressão média para os três fluidos por unidade de comprimento é de 3,32 mmHg/cm. Para uma vazão alta, FIG. 34 (c), calculada para uma diferença de pressão de 200 mmHg a perda de pressão média para os três fluidos por unidade de comprimento é de 4,46 mmHg/cm.

Alterando a área de entrada do cateter, a diferença de pressão foi reduzida em 0,41 mmHg, 0,63 mmHg e 0,81 mmHg para as vazões calculadas para uma pressão de 100, 150 e 200 mmHg, respectivamente, o que corresponde a uma redução do comprimento do cateter de **0,19, 0,19 e 0,18 cm**, considerando as perdas de pressão por unidade de comprimento dadas no parágrafo anterior. Alterando a distância entre os orifícios laterais do cateter a diferença de pressão foi reduzida em 0,86 mmHg, 1,45 mmHg e 2,06 mmHg para as vazões calculadas para uma pressão de 100, 150 e 200 mmHg, respectivamente, o que corresponde a uma redução do comprimento do cateter de **0,39, 0,44 e 0,46 cm**. Alterando a quantidade de orifícios laterais do cateter a diferença de pressão foi reduzida em 0,62 mmHg, 0,72 mmHg e 0,91 mmHg para as vazões calculadas para uma pressão de 100, 150 e 200 mmHg, respectivamente, o que corresponde a uma redução do comprimento do cateter de **0,28, 0,22 e 0,20 cm**.

A posição dos furos laterais é o que mais influencia na perda de carga localizada. A perda de carga distribuída é mais significativa, portanto, o comprimento do cateter deve ser o menor possível. Um bom projeto dos orifícios de entrada reduz a perda de carga localizada trazendo maior eficiência ao cateter quando o comprimento do cateter não pode mais ser reduzido.

5.3 Validação da simulação computacional

A primeira parte da validação foi realizada comparando a solução analítica simplificada com a simulação. Os valores de velocidade encontrados utilizando a EQ. 5 foram utilizados na simulação computacional e a pressão utilizada na equação e a diferença de pressão obtida na simulação foram comparadas e são apresentados na TAB. 9.

TABELA 9 - Validação da simulação computacional por meio de formulação matemática

Pressão [mmHg]	Formulação Velocidade [m/s]			Simulação Comp. Pressão [mmHg]			Diferença %		
	Líqu.	Inter.	Sol.	Líqu.	Inter.	Sol.	Líqu.	Inter.	Sol.
50	0,01948	0,00052	0,00004	53,10	55,06	27,33*	6,2%	10,1%	-
100	0,06834	0,00324	0,00034	106,22	110,19	111,13	6,2%	10,2%	11,1%
150	0,14241	0,00939	0,00116	159,39	165,29	167,30	6,3%	10,2%	11,5%
200	0,23978	0,01999	0,00273	212,64	220,39	223,12	6,3%	10,2%	11,6%
250	0,35918	0,03593	0,00533	266,04	275,49	278,91	6,4%	10,2%	11,6%

*Devido aos valores muito baixos de velocidade os erros foram muito altos. Por meio de testes de bancada foi possível observar que a pressão de 50 mmHg não é suficiente para o fluido fluir.

As simulações conseguiram prever a influência da variação de pressão e com menor eficiência a influência das propriedades do fluido segundo a EQ. 5.

Os resultados dos testes de bancada estão apresentados na TAB. 10, onde foram comparadas as pressões obtidas em bancada e simulação computacional. A TAB. 10 mostra que a simulação computacional descreve bem a influência da pressão na vazão do fluido e tem valores mais conservativos, ou seja, maiores valores de perda de carga.

TABELA 10 - Validação da simulação computacional por meio de teste de bancada

Vazão [g/s]	Pressão [mmHg]		Diferença %
	Bancada	Simulação	
0,099	130	154	15,44
0,124	140	168	16,43
0,233	180	213	15,53
0,423	220	268	17,85

Na FIG. 35 estão apresentados os resultados dos testes de bancada, simulações computacionais e EQ. 5. É possível observar que a simulação e a equação são mais conservativas, resultando em maior perda de carga para a mesma vazão. A diferença percentual encontrada entre a simulação e equação é de $10,29 \pm 0,27\%$ para as pressões de 110, 130, 140, 180 e 220 mmHg.

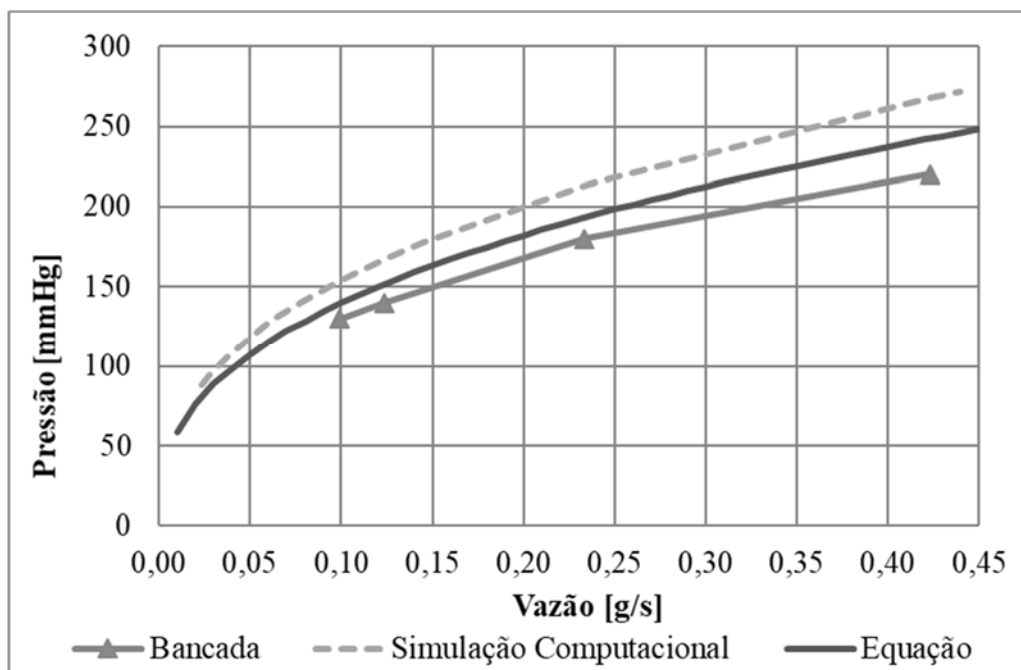


FIGURA 35 - Comparação dos resultados dos testes de bancada, simulação computacional e Equação para fluidos não-Newtonianos aproximados pelo modelo de lei de potência dentro de tubos com escoamento laminar

5.4 Cateter duplo lúmen

Os resultados aqui analisados são para encontrar um cateter duplo lúmen com mesma eficiência que o cateter de um lúmen 12 Fr mantendo o diâmetro externo. Uma alternativa aqui proposta é a redução do comprimento do cateter, portanto, as TABs. 11, 12 e 13 relacionam a redução da área de seção transversal para passagem de muco com a redução do comprimento do cateter. A área de seção transversal padrão foi determinada considerando o diâmetro externo do cateter 12 Fr, ou seja, 4mm e a espessura de parede medida do cateter 12 Fr da Embramed. As TABs. 11, 12 e 13 mostram a influência da redução da área de seção transversal para passagem de muco na perda de carga em tubos com comprimento de 0,5, 0,4 e 0,15 m para os três mimetizadores de muco (quase líquido, intermediário e quase sólido).

TABELA 11 - Influência da redução da área na perda de carga para o mimetizador de muco quase líquido

Mimetizador quase líquido - Pressão de sucção [mmHg]						
Vazão		4,21E-07 [m ³ /s]				
Comprimento [m]	Área seção transversal					
	Padrão	90%	80%	70%	60%	50%
0,50	100	115	135	161	197	251
0,40	80	92	108	128	158	201
0,15	30	35	40	48	59	75
Vazão		8,78E-07 [m ³ /s]				
Comprimento [m]	Área seção transversal					
	Padrão	90%	80%	70%	60%	50%
0,50	150	173	202	241	296	377
0,40	120	138	161	193	237	301
0,15	45	52	61	72	89	113
Vazão		1,48E-06 [m ³ /s]				
Comprimento [m]	Área seção transversal					
	Padrão	90%	80%	70%	60%	50%
0,50	200	230	269	321	394	502
0,40	160	184	215	257	315	402
0,15	60	69	81	96	118	151

TABELA 12 - Influência da redução da área na perda de carga para o mimetizador de muco intermediário

Mimetizador intermediário - Pressão de sucção [mmHg]						
Vazão		1,99E-08 [m ³ /s]				
Comprimento [m]	Área seção transversal					
	Padrão	90%	80%	70%	60%	50%
0,50	100	112	127	147	173	210
0,40	80	90	102	117	138	168
0,15	30	34	38	44	52	63
Vazão		5,78E-08 [m ³ /s]				
Comprimento [m]	Área seção transversal					
	Padrão	90%	80%	70%	60%	50%
0,50	150	168	190	220	259	315
0,40	120	134	152	176	207	252
0,15	45	50	57	66	78	95
Vazão		1,23E-07 [m ³ /s]				
Comprimento [m]	Área seção transversal					
	Padrão	90%	80%	70%	60%	50%
0,50	200	224	254	293	346	420
0,40	160	179	203	234	277	336
0,15	60	67	76	88	104	126

TABELA 13 - Influência da redução da área na perda de carga para o mimetizador de muco quase sólido

Mimetizador quase sólido - Pressão de sucção [mmHg]						
Vazão 2,12E-09 [m ³ /s]						
Comprimento [m]	Área seção transversal					
	Padrão	90%	80%	70%	60%	50%
0,50	100	111	125	143	167	200
0,40	80	89	100	114	133	160
0,15	30	33	38	43	50	60
Vazão 7,12E-09 [m ³ /s]						
Comprimento [m]	Área seção transversal					
	Padrão	90%	80%	70%	60%	50%
0,50	150	167	188	214	250	300
0,40	120	133	150	172	200	240
0,15	45	50	56	64	75	90
Vazão 1,68E-08 [m ³ /s]						
Comprimento [m]	Área seção transversal					
	Padrão	90%	80%	70%	60%	50%
0,50	200	222	250	286	334	400
0,40	160	178	200	229	267	320
0,15	60	67	75	86	100	120

Reduzindo o comprimento da sonda para 0,4 m sugere-se uma redução da área de seção transversal em 80%, pois essa redução não afetaria a eficiência da sonda no caso crítico, ou seja, muco mais espesso, e influenciaria pouco para os demais tipos mucos. Reduzindo o comprimento da sonda para 0,15 m, qualquer que seja a redução da seção transversal, essa sonda, ainda assim, apresentaria uma eficiência muito maior que a sonda com comprimento de 0,5 m. Portanto, este trabalho sugere que sondas para aspiração de secreção pulmonar específicas para traqueostomia sejam criadas.

Sugere-se que 0,4 m é o comprimento suficiente de uma sonda introduzida pelo tubo endotraqueal e 0,15 m é o comprimento suficiente de uma sonda introduzida por uma cânula de traqueostomia. Os comprimentos de 0,4 m e 0,15 m correspondem ao comprimento do tubo endotraqueal e cânula de traqueostomia, respectivamente, mais 0,04m para ser uma folga. O trajeto entre o reservatório de secreção e cateter é feito por uma mangueira com maior diâmetro e, conseqüentemente, perda de carga bem menor.

5.5 Projeto e montagem do protótipo de aspirador de secreção pulmonar

Como resultado desse estudo foi montado um primeiro protótipo de um aspirador pulmonar que agregar a oxigenação umidificada à sucção, FIG. 36. O equipamento foi elaborado de forma a facilitar a execução do procedimento e evitar erros por meio da sua automatização. O equipamento permite configuração do seu modo de sucção alternado ou contínuo e o tempo de sucção que não pode ser maior que 15 segundos. O procedimento de aspiração pulmonar requer habilidade e prática do profissional de saúde ou responsável pelo paciente no caso do uso residencial e, portanto, no desenvolvimento deste estudo tentou-se simplificar o procedimento. Simplificando o procedimento, acredita-se que será possível dar uma maior atenção ao risco de infecção que é de grande importância. O tempo de sucção é um importante parâmetro do procedimento, uma vez que um tempo excessivo pode trazer problemas como atelectasia e em um tempo reduzido não é feita a limpeza suficiente das vias aéreas.

O protótipo foi construído com peças facilmente encontradas no mercado o que o torna de fácil manutenção, mas por outro lado nem sempre levou em consideração os materiais que são permitidos para utilização em equipamentos médicos. As conexões do protótipo são improvisadas, assim como a carcaça do equipamento. As conexões, fixações e carcaça do equipamento devem ser projetadas para tornar o equipamento comercializável. As peças utilizadas foram adaptadas para a nossa finalidade. Um pedido de patente foi gerado para o equipamento aqui proposto.

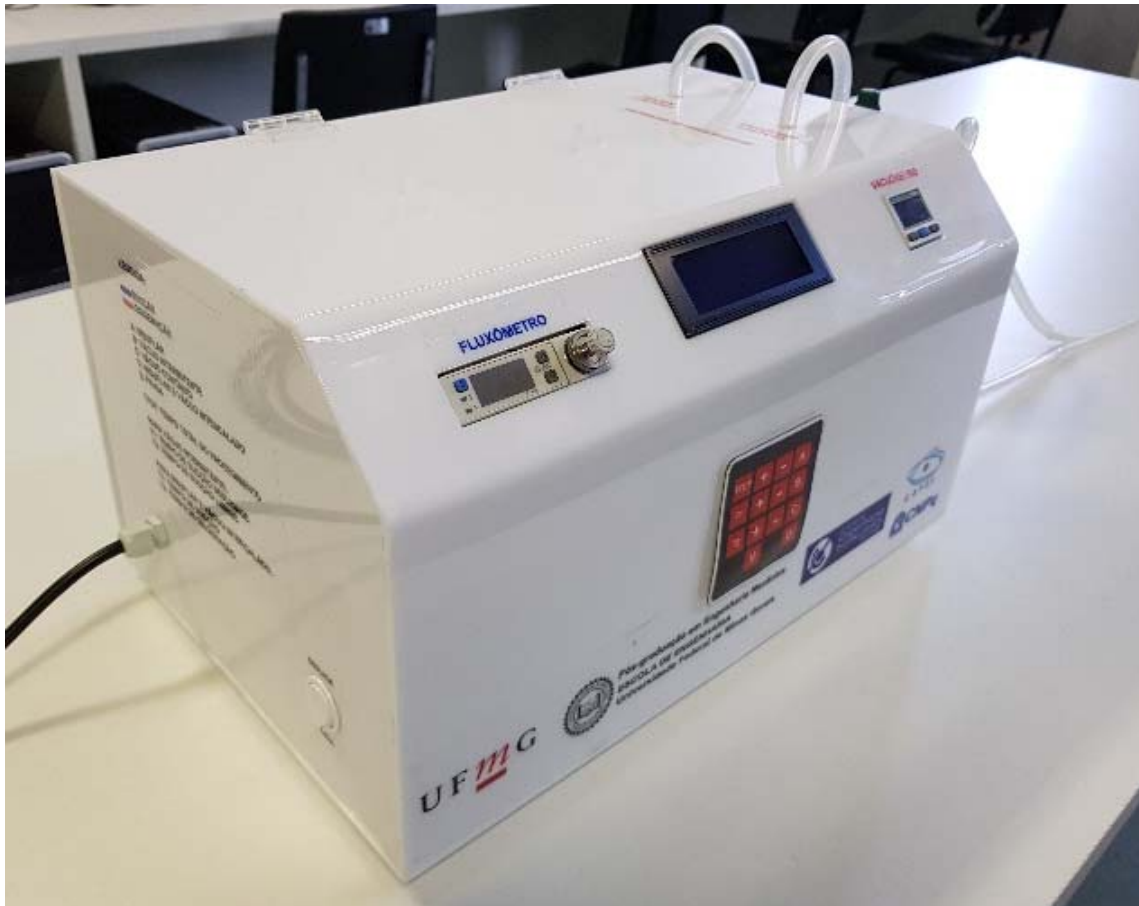


FIGURA 36 - Protótipo do novo aspirador de secreção pulmonar com oxigenação e umidificação

6 CONCLUSÕES

Pode-se concluir que o objetivo de projetar e construir um aspirador de secreção pulmonar que permita a utilização simultânea de diferentes pressões de sucção associadas à oferta contínua de oxigênio umidificado nas vias aéreas foi atingindo. O novo aspirador pulmonar desenvolvido também espera aumentar a segurança do paciente e facilitar a execução do procedimento por meio da sua automatização, entretanto o equipamento ainda não foi testado.

O objetivo de elaborar substâncias simuladoras do muco respiratório que mimetizem a ampla faixa de propriedades que esse pode ter também foi atingido e esses simuladores poderão ser utilizados em estudos do sistema respiratório.

Esse trabalho também obteve conclusões sobre a perda de carga localizada e distribuída do cateter. Sobre a perda de carga localizada concluiu-se que: maiores áreas de entrada do muco reduzem a perda de carga do cateter, os orifícios laterais devem ser desalinhados e um pequeno desalinhamento é o que traz menores perdas de carga e uma menor quantidade de orifícios tem melhores resultados. Este estudo confirmou que as perdas de carga localizadas são relativamente menores que as perdas de carga distribuídas no cateter. A perda de carga localizada pode ser compensada por uma redução de comprimento do cateter menor que 1 cm. A posição dos furos laterais é o que mais influencia na perda de carga localizada. Um bom projeto dos orifícios de entrada reduz a perda de carga localizada trazendo maior eficiência ao cateter quando o comprimento do cateter não pode mais ser reduzido. A sonda deve ter o menor comprimento possível. Entre o reservatório de secreção e a sonda devem ser utilizadas mangueiras que fornecem uma perda de carga bem menor.

As sondas duplo lúmen devem ter mesmo diâmetro externo que as sondas de um lúmen utilizadas para aspiração de secreção pulmonar e podem ter também a mesma perda de carga reduzindo o comprimento da sonda. Reduzindo o comprimento da sonda de 0,5 para 0,4 é possível reduzir 20% da seção transversal sem aumentar consideravelmente a

perda de carga da sonda. Para passagem do oxigênio umidificado, uma área de seção transversal correspondente a um círculo com diâmetro de 0,96 mm é suficiente.

7 SUGESTÕES PARA FUTUROS TRABALHOS

Muito ainda deve ser estudado para que o equipamento esteja pronto para comercialização. Como sugestão de trabalhos futuros para que o equipamento possa ser comercializado, podem ser listados:

1. Desenvolvimento de uma sonda duplo lúmen que atenda aos requisitos para aspiração endotraqueal, ou seja, transparente, rígida o suficiente para passar pelo tubo endotraqueal e flexível para não lesionar o paciente. E comparação da eficiência da sonda duplo lúmen e a sonda padrão para sucção de secreção pulmonar.
2. Verificação da influência da oxigenação na pressão intrapulmonar e na possibilidade de um colapso alveolar durante o procedimento de aspiração de secreção pulmonar. Essa comparação poderia ser feita em bancada, assim como, foi realizado o trabalho de Ortis (2015) onde foi utilizado um cano corrugado para simular a traqueia com um vacuômetro em um dos lados e um tubo endotraqueal por onde é inserida a sonda do outro lado do cano corrugado, uma sonda padrão de um lúmen e uma sonda duplo lúmen. Nessa mesma bancada também podem ser encontrados os valores de vazão de oxigênio ideais para que a interferência na pressão intrapulmonar durante a aspiração seja a menor possível em diferentes situações de pressão, características e quantidade de muco.
3. Melhoramentos e adequação dos componentes do equipamento para componentes validados para uso médico (válvulas, microcontroladores, conexões, fixações das peças do protótipo, etc.) para tornar o equipamento viável para comercialização.

ABSTRACT

The objective of this study is to design and assemble a new suction machine for endotracheal aspiration with oxygenation and humidification of the airways, low cost, easy to use, for open suctioning, residential or hospital use. The new suction machine intends to make the procedure safer and less uncomfortable for the patient and to facilitate the execution of the procedure that requires experience and skill of the professional who performs it. The new equipment allows the configuration of the suction mode which can be continuous or alternating, of the procedure time which cannot last longer than 15 seconds and in the case of the suction mode alternating the opened and closed vacuum time. With the humidification it is intended to fluidize the secretion and facilitate its removal, similarly to what occurs with the use of saline instillation, without the reduction in oxygenation and increased risk of infection that are related to this practice. With oxygenation it is intended to attenuate the risk of hypoxemia, offsetting the air which is inevitably removed from the patient's airway during the procedure.

The fluid dynamics study within the one lumen catheter was performed using the Ansys – Fluent program and validated by bench tests, to identify the important design points that lead to an efficient catheter and with less chance of patient injury. In this study, different pressures and mucus properties were considered. For the bench tests were used viscoelastics mucus simulators made from polyethylene glycol with molecular weight of 5,000,000 g/mol solutions, characterized by a TA Instruments ARG2 rheometer. The most significant pressure drop for the catheter is the distributed pressure drop, so the catheter should be as short as possible. However, when reduction of catheter length is no longer possible, larger areas for secretion entry, misaligned lateral orifices and fewer orifices increase catheter efficiency.

Keywords: *Mucus, Lung, Suction, Biomimetic materials, Catheter, Rheology, CFD.*

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ACKERMAN, M. e GUGERTY, B. 1990.** The effect of normal saline bolus instillation in artificial airways. *J Soc Otorhinolaryngol Head Neck Nurses*. v. 8, p. 14-17, 1990.
- ACKERMAN, M. H. 1993.** The effect of saline lavage prior to suctioning. *American journal of critical care*. v. 2, n. 4, p. 326-330, 1993, pp. 326-330.
- AMERICAN ASSOCIATION FOR RESPIRATORY CARE. 2010.** AARC Clinical Practice Guidelines: Endotracheal suctioning of mechanically ventilated patients with artificial airways 2010. *Respiratory care*. v. 55, n. 6, p. 758-764, 2010.
- AYHAN, H., et al. 2015.** Normal saline instillation before endotracheal suctioning:“What does the evidence say? What do the nurses think?”: Multimethod study. *Journal of critical care*. v. 30, n. 4, p. 762-767, 2015.
- BASSI, G. L., et al. 2007.** A 72-hour study to test the efficacy and safety of the" Mucus Slurper" in mechanically ventilated sheep. *Critical care medicine*. v. 35, n. 3, p. 906-911, 2007.
- BANSIL, R.; TURNER, B. S. 2018.** The biology of mucus: composition, synthesis and organization. *Advanced drug delivery reviews*, v. 124, p. 3-15, 2018.
- BERRA, L., et al. 2012.** A clinical assessment of the Mucus Shaver, a device to keep the endotracheal tube free from secretions. *Critical care medicine*. v. 40, n. 1, p. 119, 2012.
- BERRA, L., et al. 2008.** Antimicrobial-coated endotracheal tubes: an experimental study. *Intensive care medicine*. v. 34, n. 6, p. 1020-1029, 2008.
- BERRA, L., et al. 2004.** Endotracheal tubes coated with antiseptics decrease bacterial colonization of the ventilator circuits, lungs, and endotracheal tube. *The Journal of the American Society of Anesthesiologists*. v. 100, n. 6, p. 1446-1456, 2004.
- BIEL, M. A., et al. 2011.** Reduction of endotracheal tube biofilms using antimicrobial photodynamic therapy. *Lasers in surgery and medicine*. v. 43, n. 7, p. 586-590, 2011.
- BLACKWOOD, B. 1999.** Normal saline instillation with endotracheal suctioning: primum non nocere (first do no harm). *Journal of advanced nursing*. v. 29, n. 4, p. 928-934, 1999.

- BRANSON, R. D. 2007.** Secretion management in the mechanically ventilated patient. *Respiratory care*. v. 52, n. 10, p. 1328-1347, 2007.
- BRANSON, R. D., GOMAA, D. e RODRIQUEZ, D. 2014.** Management of the Artificial Airway Discussion. *Respiratory care*. v. 59, n. 6, p. 974-990, 2014.
- CAMPBELL, R. L. e LOVELAND, S. 1977.** *Double lumened catheter*. U.S. Patent n. 4,036,210, 19 de jul. de 1977.
- CAMPOS, S. L., et al. 2005.** *Suction Pressure Behavior in Function of the Holes in the Suction Devices of Lung Secretions*. Ouro Preto, MG, Brasil: 18th International Congress of Mechanical Engineering (COBEM), 2005.
- CAMPOS, S. L. 2010.** Influência da pressão negativa e do nível de inserção da sonda na aspiração do trato respiratório inferior sobre a impedância elétrica pulmonar, mecânica respiratória e variáveis clínicas. *Tese (doutorado) - Universidade Federal de Minas gerais, Escola de Engenharia*. Belo Horizonte - MG: 192f, enc, 2010.
- CASEY, D. 2005.** *Vibrating, magnetically guidable catheter with magnetic powder commingled with resin, extruded as an integral part the catheter*. U.S. Patent Application n. 10/837,116, 3 de nov. de 2005.
- DAWSON, M., WIRTZ, D. e HANES, J. 2003.** Enhanced Viscoelasticity of Human Cystic Fibrotic Sputum Correlates with Increasing Microheterogeneity in Particle Transport. *Journal of Biological Chemistry*. v. 278, n. 50, p. 50393-50401, 2003.
- DAY, T., WAINWRIGHT, S. P. e WILSON-BARNETT, J. 2001.** An evaluation of a teaching intervention to improve the practice of endotracheal suctioning in intensive care units. *Journal of Clinical Nursing*. v. 10, n. 5, p. 682-696, 2001.
- DEMOUVEAUX, B. et al. 2017.** Gel-forming mucin interactome drives mucus viscoelasticity. *Advances in colloid and interface science*, 2017.
- FOX, R. W., PRITCHARD, P. J., MCDONALD, A. T. 2000.** *Introdução À Mecânica Dos Fluidos*. Grupo Gen-LTC.
- FUNG, Y. C. 1990.** *Biomechanics*. New York, NY: Springer, 1990.
- GALBIATI, G. e PAOLA, C. 2015.** Effects of Open and Closed Endotracheal Suctioning on Intracranial Pressure and Cerebral Perfusion Pressure in Adult Patients With Severe Brain Injury: A Literature Review. *Journal of Neuroscience Nursing*. v. 47, n. 4, p. 239-246, 2015.
- GANDI, R. A. e MARTINO, A. P. 1981.** *Suction and oxygenation catheter*. U.S. Patent n. 4,300,550, 17 de nov. de 1981.

- GIAKOUMIDAKIS, K., et al. 2011.** Oxygen saturation and secretion weight after endotracheal suctioning. *British Journal of Nursing*. v. 20, n. 21, p. 1344-1351, 2011.
- GILDER, E., PARKE, R. L., JULL, A., & Australian and New Zealand Intensive Care Society Clinical Trials Group. 2018.** Endotracheal suction in intensive care: A point prevalence study of current practice in New Zealand and Australia. *Australian Critical Care*.
- HAKKI, S. I. 1993.** *Dynamic pressurized catheter with simultaneous oxygen delivery and suction*. U.S. Patent n. 5,188,592, 23 de fev. de 1993.
- HAMED, R. e FIEGEL, J. 2014.** Synthetic tracheal mucus with native rheological and surface tension properties. *Journal of biomedical materials research*. v. 102, n. 6, p. 1788-1798, 2014.
- HASSAN, A. A., EVRENSEL, C. A. e KRUMPE, P. E. 2006.** Clearance of viscoelastic mucus simulant with airflow in a rectangular channel, an experimental study. *Technology and Health Care*. v. 14, n. 1, p. 1-11, 2006.
- JEANNERET-GROSJEAN, A., et al. 1988.** Sampling technique and rheology of human tracheobronchial mucus. *American Review of Respiratory Disease*. v. 137, n. 3, p. 707-710, 1988.
- JERRE, G., et al. 2007.** Fisioterapia no paciente sob ventilação mecânica. *Jornal Brasileiro de Pneumologia*. v. 33, p. 142-150, 2007.
- JINOTTI, W. J. 1991.** *Dual-purpose catheter*. U.S. Patent n. 4,995,387, 26 de fev. de 1991.
- KOLOBOW, T., BASSI, G. L. e CURTO, F. 2009.** *Mucus slurping endotracheal tube*. U.S. Patent n. 7,503,328, 17 de mar. de 2009.
- KOLOBOW, T., et al. 2005.** Novel System for Complete Removal of Secretions within the Endotracheal Tube The Mucus Shaver. *The Journal of the American Society of Anesthesiologists*. v. 102, n. 5, p. 1063-1065, 2005.
- KOLOBOW, T., et al. 2006.** The Mucus Slurper: a novel tracheal tube that requires no tracheal tube suctioning. A preliminary report. *Intensive care medicine*. v. 32, n. 9, p. 1414-1418, 2006.
- KUCKI, M., et al. 2014.** The role of the protein corona in fiber structure-activity relationships. *Fibers*. v. 2, n. 3, p. 187-210, 2014.
- LAI, S. K., et al. 2009.** Micro-and macrorheology of mucus. *Advanced drug delivery reviews*. v. 61, n. 2, p. 86-100, 2009.

- LASOCKI, S., et al. 2006.** Open and closed-circuit endotracheal suctioning in acute lung injury: Efficiency and Effects on Gas Exchange. *Anesthesiology The Journal of the American Society of Anesthesiologists*. v. 104, n. 1, p. 39-47, 2006.
- LE, H. V., et al. 2009.** *Dual lumen aspiration catheter system*. U.S. Patent n. 7,608,063, 27 de out. de 2009.
- LINK, W. J., et al. 1976.** The Influence of Suction Catheter Tip Design on Tracheobronchial Trauma and Fluid Aspiration Efficiency. *Anesthesia & Analgesia*. v. 55, n. 2, p. 290-297, 1976.
- LOMHOLT, N. 1982.** Design and function of tracheal suction catheters. *Acta anaesthesiologica Scandinavica*. v. 26, n. 1, p. 1-3, 1982.
- LV, J., et al. 2013.** Laboratory Test of a Visual Sputum Suctioning System. *Respiratory care*. v. 58, n. 10, p. 1637-1642, 2013.
- MACHADO, J. C. V. 2002.** *Reologia e Escoamento de Fluidos-Ênfase na Indústria de Petróleo*. Rio de Janeiro : Editora Interciência, 2002.
- MAGGIORE, S. M., et al. 2013.** Decreasing the adverse effects of endotracheal suctioning during mechanical ventilation by changing practice. *Respiratory care*. v. 58, n. 10, p. 1588-1597, 2013.
- MARTINS, A. L. P., JAMAMI, M. e COSTA, D. 2005.** Estudo das propriedades reológicas do muco brônquico de pacientes submetidos a técnicas de fisioterapia respiratória. *Rev Bras Fisioter*. v. 9, n. 1, p. 33-9, 2005.
- MIETTO, C., et al. 2013.** Removal of Endotracheal Tube Debris Obstruction by a Clearing Secretion Device. *Respiratory care*. p. respcare. 02995, 2013.
- MORROW, B. M., FUTTER, M. J. e ARGENT, A. C. 2004.** Endotracheal suctioning: from principles to practice. *Intensive care medicine*. v. 30, n. 6, p. 1167-1174, 2004.
- MUNKHOLM, M. e MORTENSEN, J. 2014.** Mucociliary clearance: pathophysiological aspects. *Clinical physiology and functional imaging*. v. 34, n. 3, p. 171-177, 2014.
- MUTO, R. 1992.** *Triple conduit suction catheter*. U.S. Patent n. 5,167,622 1 de dez. de 1992.
- NORTON, M. M., ROBINSON, R. J. e WEINSTEIN, S. J. 2011.** Model of ciliary clearance and the role of mucus rheology. *Physical Review E*. v. 83, n. 1, p. 011921, 2011.

- OLSON, M. E., HARMON, B. G. e KOLLEF, M. H. 2002.** Silver-coated endotracheal tubes associated with reduced bacterial burden in the lungs of mechanically ventilated dogs. *CHEST Journal*. v. 121, n. 3, p. 863-870, 2002.
- ORR, D. P. 1987.** *Catheter with insufflation lumen*. U.S. Patent n. 4,674,495 23 de jun. de 1987.
- ORTIS, M. D. C. 2015.** Simulação in vitro da Aspiração Endotraqueal Correlacionando Pressão de vácuo, Diâmetro do Cateter e diferentes propriedades viscoelásticas para o Muco Respiratório. *Dissertação*. Belo Horizonte : UFMG, 2015.
- PACEY, J. A. 2006.** *Secretion clearing patient airway management system*. U.S. Patent Application n. 12/158,669 21 de dez. de 2006.
- . **2005.** *Secretion clearing ventilation catheter and airway management system*. U.S. Patent Application n. 11/285,743 21 de nov. de 2005.
- PEDERSEN, C. M., et al. 2009.** Endotracheal suctioning of the adult intubated patient—What is the evidence? *Intensive and Critical Care Nursing*. v. 25, n. 1, p. 21-30, 2009.
- RAAD, I. I., et al. 2011.** The prevention of biofilm colonization by multidrug-resistant pathogens that cause ventilator-associated pneumonia with antimicrobial-coated endotracheal tubes. *Biomaterials*. v. 32, n. 11, p. 2689-2694, 2011.
- RADFORD, F. R., LAMBERT, R. C. e PALMER, D. 1991.** *Medical aspirating apparatus with multi-lumen catheter tube and methods*. U.S. Patent n. 5,029,580 9 de jul. de 1991.
- REISSMANN, H., et al. 2005.** Suctioning through a double-lumen endotracheal tube helps to prevent alveolar collapse and to preserve ventilation. *Intensive care medicine*. v. 31, n. 3, p. 431-440, 2005.
- RELLO, J., et al. 2006.** Reduced burden of bacterial airway colonization with a novel silver-coated endotracheal tube in a randomized multiple-center feasibility study. *Critical care medicine*. v. 34, n. 11, p. 2766-2772, 2006.
- RESTREPO, R. D. e WALSH, B. K. 2012.** Humidification during invasive and noninvasive mechanical ventilation: 2012. *Respiratory Care*. v. 57, n. 5, p. 782-788 de 2012.
- ROCCO, P. R. M. e ZIN, W. A. 2009.** *Fisiologia respiratória aplicada*. Rio de Janeiro, RJ : Guanabara Koogan, 2009.
- RODRIGUES-MACHADO, M. G. 2018.** *Bases da Fisioterapia Respiratória: Terapia Intensiva e Reabilitação*. Rio de Janeiro : Guanabara Koogan, 2018. 2. ed.

- ROTH, G. J. 2011.** *Endotracheal tube with dual port subglottic secretion suctioning.* U.S. Patent Application n. 13/292,730, 9 de nov. de 2011.
- RUBIN, B. K. 2007.** Mucus structure and properties in cystic fibrosis. *Paediatric respiratory reviews.* v. 8, n. 1, p. 4-7, 2007.
- RUTALA, W. A., STIEGEL, M. M. e SARUBBI, F. A. 1984.** A potential infection hazard associated with the use of disposable saline vials. *Infection Control & Hospital Epidemiology.* v. 5, n. 4, p. 170-172, 1984.
- SCHMIDT, C., SCHON, R. e RUSS, J. 1989.** *Tubular flexible probe for introduction into the trachea and, respectively, into the bronchial system.* U.S. Patent n. 4,881,542, 21 de nov. de 1989.
- SCHULTS, J., et al. 2017.** Efficacy and safety of normal saline instillation and paediatric endotracheal suction: An integrative review. *Australian Critical Care*, 2017.
- SHAH, S., et al. 2005.** An in vitro evaluation of the effectiveness of endotracheal suction catheters. *Chest.* v. 128, n. 5, p. 3699-3704, 2005.
- SOLE, M. L., BENNETT, M. e ASHWORTH, S. 2015.** Clinical Indicators for Endotracheal Suctioning in Adult Patients Receiving Mechanical Ventilation. *American Journal of Critical Care.* v. 24, n. 4, p. 318-324, 2015.
- SOLE, M. L., et al. 2003.** A multisite survey of suctioning techniques and airway management practices. *American Journal of critical care.* v. 12, n. 3, p. 220-230, 2003.
- STONE, R. H. e BRICKNELL, S. S. 2011.** Experience with a new device for clearing mucus from the endotracheal tube. *Respiratory care.* v. 56, n. 4, p. 520-522, 2011.
- STURGESS, J., PALFREY, A. J. e REID, L. 1971.** Rheological properties of sputum. *Rheologica Acta.* v. 10, n. 1, p. 36-43, 1971.
- SUKI, B., et al. 2005.** Biomechanics of the lung parenchyma: critical roles of collagen and mechanical forces. *Journal of applied physiology.* v. 98, n. 5, p. 1892-1899, 2005.
- TAHERALI, F.; VARUM, F.; BASIT, A. W. 2018.** A slippery slope: On the origin, role and physiology of mucus. *Advanced drug delivery reviews,* v. 124, p. 16-33, 2018.
- TILLEY, A. E., et al. 2015.** Cilia dysfunction in lung disease. *Annual review of physiology.* v. 77, p. 379-406, 2015.
- VANNER, R. e BICK, E. 2008.** Tracheal pressures during open suctioning. *Anaesthesia.* v. 63, n. 3, p. 313-315, 2008.
- WEST, J. B. 2002.** *Fisiologia respiratoria moderna.* São Paulo : Manole, 2002.

WILLIAMS, R., et al. 1996. Relationship between the humidity and temperature of inspired gas and the function of the airway mucosa. *Critical care medicine*. v. 24, n. 11, p. 1920-1929, 1996.