



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

ESTUDO COMPARATIVO DA VAZÃO PARA NOVAS SEÇÕES
TRANSVERSAIS DE UM CATETER DUPLO LÚMEN DE
ASPIRAÇÃO DE SECREÇÕES PULMONARES

BRUNA LUIZA TADEU DOS SANTOS LIMA

Belo Horizonte, 29 de agosto de 2019

Bruna Luiza Tadeu dos Santos Lima

**ESTUDO COMPARATIVO DA VAZÃO PARA NOVAS SEÇÕES
TRANSVERSAIS DE UM CATETER DUPLO LÚMEN DE
ASPIRAÇÃO DE SECREÇÕES PULMONARES**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Estruturas da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Engenharia de Estruturas.

Área de concentração: Bioengenharia

Orientador (a): Prof. Estevam Barbosa de Las Casas

Co-orientador (a): Prof^a. Maria da Glória Rodrigues Machado

Belo Horizonte

Escola de Engenharia da UFMG

Ano 2019



Universidade Federal de Minas Gerais

Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Estruturas

Av. Antônio Carlos, 6627 - Pampulha - 31.270-901 - Belo Horizonte – MG

Tel.: +55 31 3409-1980

www.pos.dees.ufmg.br- E-mail: posees@dees.ufmg.br

**ESTUDO COMPARATIVO DA VAZÃO PARA NOVAS SEÇÕES
TRANSVERSAIS DE UM CATETER DUPLO LÚMEN DE
ASPIRAÇÃO DE SECREÇÕES PULMONARES**

BRUNA LUIZA TADEU DOS SANTOS LIMA

Dissertação defendida e aprovada em (dia), de setembro de 2019, pela Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Estruturas da Universidade Federal de Minas Gerais, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de "**Mestre em Engenharia de Estruturas**", na área de concentração de "**Bioengenharia**".

Prof. Estevam Barbosa de Las Casas – UFMG (Orientador)

Prof^ª. Maria da Glória Rodrigues Machado – CMMG (Co-orientadora)

Prof. Marcelo Greco – UFMG

Prof^ª. Marina Spyer Las-casas – UFMG

Prof. Ramon Pereira da Silva – UFMG

Prof^ª. Simone Nascimento Santos Ribeiro – CMMG

DEDICATÓRIA

Dedico em especial para minha mãe Cláudia Maria dos Santos e para meu noivo Jair Mazzini.

Dedico à minha família e companheiros de jornada.

Dedico também à todas as pessoas que me apoiaram e me fizeram merecedora desse título.

ATA DA DEFESA DE DISSERTAÇÃO DE MESTRADO EM ENGENHARIA DE ESTRUTURAS Nº: 360 da aluna **Bruna Luiza Tadeu dos Santos Lima**.

Às **14:30** horas do dia **23** do mês de **setembro** de **2019**, reuniu-se, na Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais - UFMG, a Comissão Examinadora indicada pelo Colegiado do Programa em **10 de setembro de 2019**, para julgar a defesa da Dissertação de Mestrado intitulada "**Estudo Comparativo da Vazão para Novas Secções Transversais de um cateter Duplo Lúmen de Aspiração de Secreções Pulmonares**", cuja aprovação é um dos requisitos para a obtenção do Grau de MESTRE EM ENGENHARIA DE ESTRUTURAS na área de ESTRUTURAS.

Abrindo a sessão, o Presidente da Comissão, **Prof. Dr. Estevam Barbosa de Las Casas**, após dar a conhecer aos presentes o teor das Normas Regulamentares passou a palavra à candidata para apresentação de seu trabalho. Seguiu-se a arguição pelos examinadores, com a respectiva defesa da candidata. Logo após, a Comissão se reuniu, sem a presença da candidata e do público, para julgamento e expedição do resultado final. Foram atribuídas as seguintes indicações:

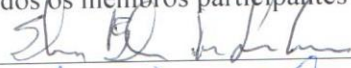
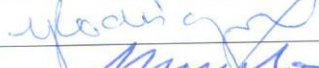

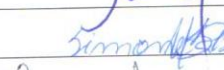
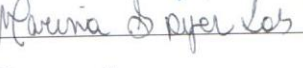

(Aprov./Repr.)

Prof. Dr. Estevam Barbosa de Las Casas - DEES - UFMG (Orientador) Aprovada
Profa. Dra. Maria da Glória Rodrigues Machado-Ciências Médicas-MG (Coorientadora) Aprovada
Prof. Dr. Marcelo Greco - DEES-UFMG APROVADA
Prof. Dr. Ramon Pereira da Silva - DEES - UFMG APROVADA
Profa. Dra. Simone Nascimento Santos Ribeiro - Hospital Sofia Feldman APROVADA
Profa. Dra. Marina Spyer Las-Casas - FioCruz APROVADA

Pelas indicações acima, a candidata foi considerada APROVADA, conforme pareceres em anexo.

O resultado final foi comunicado publicamente à candidata pelo Presidente da Comissão.

Nada mais havendo a tratar, o Presidente encerrou a reunião e lavrou a presente ATA, que será assinada por todos os membros participantes da Comissão Examinadora. Belo Horizonte, 23 de setembro de 2019.

Observações:

- 1) A aprovação da candidata na defesa da Dissertação de Mestrado não significa que a mesma tenha cumprido todos os requisitos necessários para obtenção do Grau de Mestre em Engenharia de Estruturas;
- 2) Este documento não terá validade sem a assinatura e carimbo do Coordenador do Programa de Pós-Graduação.

L732e

Lima, Bruna Luiza Tadeu dos Santos.

Estudo comparativo da vazão para novas seções transversais de um cateter duplo lúmen de aspiração de secreções pulmonares [recurso eletrônico] / Bruna Luiza Tadeu dos Santos Lima. - 2019.

1 recurso online (113 f. : il., color.) : pdf.

Orientador: Estevam Barbosa de Las Casas.

Coorientadora: Maria da Glória Rodrigues Machado.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Engenharia.

Bibliografia: f. 109-113.

Exigências do sistema: Adobe Acrobat Reader.

1. Engenharia de estruturas - Teses. 2. Biomecânica - Teses.
3. Cateteres - Teses. 4. Fluidos não-newtonianos - Teses. 5. Pulmões -
Secreções - Teses. 6. Sucção - Teses. I. Las Casas, Estevam Barbosa de.
II. Machado, Maria da Glória Rodrigues. III. Universidade Federal de
Minas Gerais. Escola de Engenharia. IV. Título.

CDU: 624(043)

AGRADECIMENTOS

Agradecimento em primeiro lugar à Deus por cuidar de todos os detalhes e por me proporcionar a superação desse desafio. Agradeço meus mentores espirituais, guias e santos.

À minha família por me abraçar e me erguer quando foi preciso, e por acreditar em mim.

Ao meu noivo Jair Mazzini por sempre me apoiar, incentivar, ajudar, amparar e por querer, sempre, me ver voando alto.

À toda contribuição dos professores, Estevam Barbosa e Rudolf Huebner, e em especial à professora Maria da Glória Rodrigues Machado por todo apoio, ensinamentos, “puxões de orelha”, por não me deixar desistir e, por me ver capaz para execução deste estudo.

Agradeço, também, aos colegas da Engenharia, em especial Marina Las Casas, Igor Florencio, Patrícia Muniz e Clarice Magnani. Aos colegas Plínio Santos, Elissa Talma, Edwin Rodrigo, Mariana Pimenta, Kamyla Lima, Janaina Costa, Maíra Harumi, Luciana Teixeira e Thais Migliano.

À FAPEMIG e CNPq. Ao PROPREENS. Aos laboratórios MecBio; Ciência e Tecnologia de Polímeros; Laboratório de Biocombustíveis. Ao Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (CTI).

A todas as dificuldades encontradas ao longo do caminho, as quais me fizeram ser persistente, me tornaram mais forte durante esses anos.

GRATIDÃO!

“A mente que se abre a uma nova ideia, jamais voltará ao seu tamanho original”

Albert Einstein

RESUMO

A aspiração endotraqueal é um procedimento para remoção de secreções pulmonares por meio de um cateter submetido a uma pressão negativa por meio de um aspirador. Durante o procedimento podem ocorrer alguns sinais/sintomas, como: hipoxemia, risco de atelectasias, invaginamento de mucosa, redução da capacidade residual funcional (CRF), dentre outras. Diante da possibilidade de complicações, foi desenvolvido um aspirador de secreção pulmonar no Laboratório de Engenharia Biomecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, que requer o uso de um novo cateter de aspiração, de dois lumens.

O objetivo deste trabalho é avaliar a eficiência da aspiração de secreções pulmonares utilizando-se cateteres de duplo lúmen com três diferentes geometrias de seção transversal interna denominadas de: circular, semicircular e curva. O trabalho foi dividido em etapas: 1- projeto inicial para estudo de novas geometrias de seção transversal interna dos cateteres duplo lúmen de aspiração de secreções pulmonares; 2- análise comparativa da vazão dos novos cateteres e do cateter 12 Fr (cateter convencional); 3- elaboração de modelos para análises numéricas da vazão para as novas geometrias propostas no programa *ANSYS Fluent*; e 4- testes em bancada utilizando o cateter 12 Fr e o cateter duplo lúmen circular proposto para aspirar secreções mimetizadoras de muco à base de polietilenoglicol. Para todas as análises foram utilizadas soluções de polietilenoglicol (fluido viscoelástico) em três diferentes concentrações (semilíquida, intermediária e semissólida) se caracterizando ao muco respiratório.

Como resultado foi observado por meio de testes de fluxo que a relação entre tensão de cisalhamento e taxa de deformação de soluções de muco mimetizado é não linear, demonstrando similaridade ao fluido não-Newtoniano. Pressões de sucção menores que 400 mmHg utilizando cateter 12 Fr em um período de 10 segundos geram remoção moderada de soluções espessas, enquanto pressões abaixo de 350 mmHg, no mesmo intervalo de tempo, não geraram remoção da mesma solução quando se utilizou o

cateter duplo lúmen circular com 200 mm de comprimento em testes de bancada. A redução do comprimento do cateter duplo lúmen circular, de 500 para 400 mm, melhorou a efetividade da remoção de secreção (vazão), no entanto a redução da seção transversal do cateter duplo lúmen circular culminou na redução de vazão. O cateter duplo lúmen semicírculo apresentou melhores resultados de vazão nos modelos numéricos, comparado com os cateteres duplo lúmen circular e curvo utilizando-se a solução mais espessa (SSS). Resultados obtidos com as simulações no programa Comsol geraram maior aproximação dos resultados de vazão (velocidade média) em função da pressão quando comparado aos resultados das equações numéricas para soluções mimetizadoras intermediárias utilizando a geometria do cateter 12 Fr com 400 mm de comprimento.

Concluimos que não foi possível validar por meio dos testes em bancada (análise experimental), o modelo numérico utilizado em análises numéricas usando o programa ANSYS Fluent para o cateter circular com 200 mm de comprimento, sendo necessários novos modelos, estudos e testes para obter sua validação. Como sugestão de trabalhos futuros, espera-se que possa ser projetado o cateter semicircular, sendo possível verificar as vazões obtidas em testes de bancada, e para que comparações sobre a vazão possam ser feitas no intuito de projetar um cateter que contenha dois lumens.

Palavras-chave: *cateter; muco; sucção; biomecânica computacional; fluidos não-Newtonianos, DPOC.*

ABSTRACT

Endotracheal aspiration is a procedure for removing pulmonary secretions through a catheter under negative pressure through an aspirator. During the procedure, some signs/symptoms may occur, such as hypoxemia, risk of atelectasis, mucosal invagination, reduction of functional residual capacity (CRF), among others. Given the possibility of complications, a pulmonary secretion aspirator was developed at the Biomechanical Engineering Laboratory at the Federal University of Minas Gerais, requiring the development of a new breathing catheter, with two lumens.

The objective of this work is to evaluate the efficiency of pulmonary respiration using two types of lumen with three different internal cross-sectional geometries: circular, semicircular and curve. The work was divided into stages: 1 - initial project for the study of new internal cross-sectional geometries of pulmonary secretion breathing catheters; 2- comparative analysis of leakage of new catheters and 12 Fr catheter (conventional catheter); 3- elaboration of models for numerical analysis for new geometries proposed in the ANSYS Fluent program; and 4- bench testing using the 12 Fr catheter and the circular double lumen catheter adopted for polyethylene glycol-based mucus mimicking aspiration sections. Polyethylene glycol solutions (viscoelastic fluid) in three different filters (semi-liquid, intermediate and semi-solid) were used for all analyzes, characterizing the mucosal respirator.

As a result it was observed by flow tests that the relationship between shear stress and strain rate of mimicked mucus solutions is nonlinear, demonstrating similarity to non-Newtonian fluids. Suction pressures smaller than 400 mmHg using 12 Fr catheter over 10 seconds generates moderate removal of thick solutions and pressures below 350 mmHg over the same time interval do not generate removal of the same solution when using the circular double lumen catheter 200 mm long in bench tests. Reducing the circular double lumen catheter length from 500 to 400 mm improved the effectiveness of secretion (flow) removal, while reducing the cross section of the circular double lumen catheter resulted in reduced flow. The semicircle double lumen catheter showed better flow results in numerical models compared to the circular and curved double

lumen catheters using the thicker solution (SSS). Results obtained with the simulations in the Comsol program generated a better approximation of the flow results (mean velocity) as a function of pressure when compared to the numerical equation results for intermediate mimetic solutions using the 400 mm long 12 Fr catheter geometry.

We concluded that it was not possible to validate by means of bench tests (experimental analysis), the numerical model used in numerical analysis in ANSYS Fluent for the 200 mm long circular catheter, requiring new models, studies and tests to obtain its validation. As a suggestion for future work, it is suggested that a semicircle catheter is designed, and to verify the flows obtained in bench tests, and that flow comparisons can be made in order to design a catheter with double lumens.

Key words: *mucus; suction; computational biomechanics; non-Newtonian fluid; Pulmonary Disease, Chronic Obstructive.*

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 – Organograma para classificação de Fluidos (Adaptado de COSTA, 2007).....	40
Figura 2.2 – Tensão de cisalhamento X Taxa de deformação e Taxa de deformação X Viscosidade de fluidos não-Newtonianos (FOX et al., 2014).....	41
Figura 2.3 – Protótipo do novo aspirador de secreção pulmonar desenvolvido por LAS-CASAS (2018).....	47
Figura 2.4 – Taxa de deformação X Viscosidade de soluções mimetizadoras de muco (LAS-CASAS, 2018).....	48
Figura 4.1 – Seções transversais do cateter 12 Fr (C12 Fr), cateter circular (CC), cateter semicircular (CSC) e cateter curvo (CCu) propostos	51
Figura 4.2 – Fotografia do C12 Fr para medição no programa <i>Quantikov-Image Analyzer</i>	52
Figura 4.3 – Teste de convergência de malha para o cateter circular (CC).....	61
Figura 4.4 – Malhas geradas no teste de convergência de malha utilizando o cateter circular (CC).....	62
Figura 4.5 – Teste de convergência de malha para o cateter semicircular (CSC).....	64
Figura 4.6 – Malhas geradas no teste de convergência de malha utilizando o cateter semicircular (CSC).....	64 e 65
Figura 4.7 – Teste de convergência de malha para o cateter curvo (CCu).....	66

Figura 4.8 – Malhas geradas no teste de convergência de malha utilizando o cateter curvo (CCu).....	66 e 67
Figura 4.9 – Materiais utilizados para elaboração de mimetizadores de muco à base de Polietilenoglicol (PEG): Agitador mecânico; copo béquer de 50 ml e 1000 ml; hélice naval; espátula para auxílio da agitação; ebulidor; chapa aquecedora.....	70
Figura 4.10 – Materiais utilizados para elaboração de mimetizadores de muco à base de Polietilenoglicol (PEG): Copo béquer de 50 e 1000 ml; espátulas e hélice naval.....	71
Figura 4.11 – Copo béquer de 1000 ml contendo solução mimetizadora de muco sobre chapa aquecedora.....	71
Figura 4.12 – Foto do reservatório de muco sobre a balança digital utilizados em teste de bancada.....	73
Figura 4.13 – Vista superior da bancada utilizada para testes utilizando o cateter 12 Fr (C12 Fr).....	74
Figura 4.14 – Vista superior da balança digital Bioscale contendo solução mimetizadora e cateter circular (CC) com 200 mm de comprimento.....	75
Figura 5.1 – Comparação da vazão entre cálculo teórico e simulação computacional para a solução semilíquida (SSL) utilizando o cateter circular (CC) com 400 mm de comprimento.....	79
Figura 5.2 – Comparação da vazão entre cálculo teórico e simulação computacional para a solução intermediária (SI) utilizando o cateter circular (CC) com 400 mm de comprimento.....	79
Figura 5.3 – Comparação da vazão entre cálculo teórico e simulação computacional para a solução semissólida (SSS) utilizando o cateter circular (CC) com 400 mm de comprimento.....	80
Figura 5.4 – Comparação da vazão entre cálculo teórico e simulação computacional para a solução semilíquida (SSL) utilizando o cateter semicircular (CSC) com 400 mm de comprimento.....	82

Figura 5.5 – Comparação da vazão entre cálculo teórico e simulação computacional para a solução intermediária (SI) utilizando o cateter semicircular (CSC) com 400 mm de comprimento.....	83
Figura 5.6 – Comparação da vazão entre cálculo teórico e simulação computacional para a solução semissólida (SSS) utilizando o cateter semicircular (CSC) com 400 mm de comprimento.....	83
Figura 5.7 – Comparação da vazão entre cálculo teórico e simulação computacional para a solução semilíquida (SSL) utilizando o cateter curvo (CCu) com 400 mm de comprimento	85
Figura 5.8 – Comparação da vazão entre cálculo teórico e simulação computacional para a solução intermediária (SI) utilizando o cateter curvo (CCu) com 400 mm de comprimento	86
Figura 5.9 – Comparação da vazão entre cálculo teórico e simulação computacional para a solução semissólida (SSS) utilizando o cateter curvo (CCu) com 400 mm de comprimento.....	86
Figura 5.10 – Perfil de velocidade para o cateter curvo (CCu) com 400 mm de comprimento em simulação computacional utilizando o programa ANSYS Fluent	88
Figura 5.11 – Comparação da vazão por simulação computacional para a solução semissólida (SSS) para as três seções transversas.....	90
Figura 5.12 - Comparação da vazão por cálculo teórico para a solução semissólida (SSS) para as três seções transversas.....	91
Figura 5.13 – Simulação computacional para vazão utilizando a solução semilíquida (SSL) com os comprimentos de 400 e 500 mm do cateter circular (CC).....	92
Figura 5.14 – Simulação computacional para vazão utilizando a solução intermediária (SI) com os comprimentos de 400 e 500 mm do cateter circular (CC).....	93
Figura 5.15 – Simulação computacional para vazão utilizando a solução semissólida (SSS) com os comprimentos de 400 e 500 mm do cateter circular (CC).....	93

- Figura 5.16** – Comparação dos valores de vazão obtidos por análise analítica, numérica e experimental utilizando o cateter circular (CC) de 200 mm de comprimento com a solução semilíquida (SSL).....96
- Figura 5.17** – Comparação dos valores de vazão obtidos por análise analítica, numérica e experimental utilizando o cateter circular (CC) de 200 mm de comprimento com a solução intermediária (SI).....96
- Figura 5.18** – Comparação dos valores de vazão obtidos por análise analítica, numérica e experimental utilizando o cateter circular (CC) de 200 mm de comprimento com a solução semissólida (SSS).....97
- Figura 5.19** – Resultados de velocidade média oriundos da simulação computacional no programa Comsol e do teste de bancada com o cateter 12 Fr (C12 Fr) com comprimento de 400 mm utilizando a solução semilíquida (SSL).....103
- Figura 5.20** – Resultados de velocidade média oriundos da simulação computacional no programa Comsol e do teste de bancada com o cateter 12 Fr (C12 Fr) com comprimento de 400 mm utilizando a solução intermediária (SI).....103
- Figura 5.21** – Resultados de velocidade média oriundos da simulação computacional no programa Comsol e do teste de bancada com o cateter 12 Fr (C12 Fr) com comprimento de 400 mm utilizando a solução semissólida (SSS).....104
- Figura 5.22** – Comparação dos valores de vazão obtidos por análise analítica (cálculo teórico), numérica (programa Comsol) e experimental (bancada) utilizando o cateter 12 Fr (C12 Fr) de 400 mm de comprimento com a solução intermediária (SI).....105

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Características dos cateteres 12 Fr, circular, semicircular e curvo.....	54
Tabela 2 – Valores de k e n para as três concentrações de soluções mimetizadoras de muco.....	56
Tabela 3 – Valores de densidade e viscosidade para as três concentrações de soluções mimetizadoras de muco.....	58
Tabela 4 – Número de elementos e nós para o cateter circular (CC) de 400 mm de comprimento	60
Tabela 5 – Número de elementos e nós para o cateter semicircular (CSC) de 400 mm de comprimento	63
Tabela 6 – Número de elementos e nós para o cateter curvo (CCu) de 400 mm de comprimento	65
Tabela 7 – Diferença dos valores de pressão negativa da simulação computacional no programa <i>ANSYS Fluent</i> para o cateter circular (CC) de 400 mm de comprimento para as três concentrações de soluções mimetizadoras de muco.....	81
Tabela 8 – Diferença dos valores de pressão negativa da simulação computacional no programa <i>ANSYS Fluent</i> para o cateter semicircular (CC) de 400 mm de comprimento para as três concentrações de soluções mimetizadoras de muco	84
Tabela 9 – Diferença dos valores de pressão negativa da simulação computacional no programa <i>ANSYS Fluent</i> para o cateter curvo (CCu) de 400 mm de comprimento para as três concentrações de soluções mimetizadoras de muco	87

NOMENCLATURA

Letras Latinas

A área [m²]

d diâmetro

D densidade [kg/m³]

G' Módulo elástico

G'' Módulo viscoso

K Índice de consistência [Pa.sⁿ]

L comprimento

m metro

ml mililitros

mm milímetros

mmHg milímetros de mercúrio

n Índice de comportamento

P pressão [mmHg]

Q vazão [m³/s]

Q_m vazão mássica [kg/m³]

Q_v vazão volumétrica [m³/s]

r	raio
t	tempo [s]
V	velocidade
v	volume

Letras Gregas

τ	Tensão de cisalhamento [Pa]
μ	Viscosidade Newtoniana absoluta ou dinâmica [Pa.s]
η	Viscosidade aparente [Pa.s]
η'	Viscosidade dinâmica [Pa.s]
η^*	Viscosidade complexa
γ	Taxa de deformação [1/s]
Δ	Diferença

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AARC *American Association of Respiratory Care*

AE Aspiração Endotraqueal

CC Cateter Circular

CCu Cateter Curvo

CNPq Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico

CRF Capacidade Residual Funcional

CSC Cateter Semicircular

DPOC Doença Pulmonar Obstrutiva Crônica

FCP Fibrose Cística Pulmonar

FiO₂ Fração inspirada de oxigênio

Fr *French size*

MecBio Laboratório de Biomecânica

PAV Pneumonia Associada à Ventilação Mecânica

PEEP *Positive End Expiratory Pressure*

PEG Polietilenoglicol

PROPEES Programa de Pós Graduação em Engenharia de Estruturas

SI Solução Intermediária

SSL Solução Semilíquida

SSS Solução Semissólida

TE Tubo Endotraqueal

UFMG Universidade Federal de Minas Gerais

UTI Unidade de Tratamento Intensivo

VAA Via Aérea Artificial

LISTA DE DEFINIÇÕES

Atelectasia – Regiões de colapso pulmonar devido à remoção de gases da árvore traqueobrônquica por meio da redução do volume pulmonar mediante aplicação de pressão negativa durante o procedimento de aspiração endotraqueal.

French size scale (Fr) – Sistema de medida francês para diâmetro externo de cateteres. O cateter 12 Fr equivale a um cateter com diâmetro externo de 4 mm.

Hipoxemia – Redução de oxigênio no sangue arterial.

Invaginamento da mucosa – Trauma causado na via aérea devido: aplicação de pressões negativa elevadas, utilização de cateter inadequado, e tempo prolongado de sucção.

SUMÁRIO

RESUMO.....	viii
ABSTRACT.....	x
LISTA DE FIGURAS	xii
LISTA DE TABELAS.....	xvi
NOMENCLATURA.....	xvii
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS.....	xix
LISTA DE DEFINIÇÕES.....	xx
SUMÁRIO.....	xxi
1 – INTRODUÇÃO.....	24
2 – REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	27
2.1 - Aspiração endotraqueal (AE)	27
2.1.1 - Sistema aberto e Sistema fechado da AE.....	28
2.1.2 - Pré-oxigenação e hiperinsuflação pulmonar.....	30
2.1.3 - Instilação de solução salina.....	31
2.1.4 - Frequência e Indicação do procedimento.....	32
2.1.5 - Benefícios e Complicações.....	32
2.1.6 - Cateter de aspiração.....	33
2.1.7 - Inserção do cateter de aspiração.....	37
2.1.8 - Pressão de sucção.....	38
2.2 – Reologia do Muco e da Secreção Pulmonar.....	39
2.3 – Novas tecnologias de cateteres de aspiração endotraqueal.....	44
2.4 – Novo aspirador de secreção pulmonar (Las-casas, 2018).....	46
2.5 – Soluções mimetizadoras de muco.....	47
3 – OBJETIVOS.....	49
3.1 – Objetivos gerais.....	49
3.2 – Objetivos específicos.....	49
4 – MATERIAIS E MÉTODOS.....	50

4.1 – Projeto inicial para estudo de novas geometrias de cateteres de aspiração.....	50
4.1.1 - Caracterização dos novos cateteres de aspiração.....	52
4.2 – Cálculos teóricos.....	55
4.3 – Simulações computacionais no <i>ANSYS Fluent</i> ® 18.2.....	57
4.3.1 - Teste de Convergência de Malha (TCM) no <i>ANSYS Fluent</i> ® 18.2.....	59
4.3.1.1 - TCM para o Cateter Circular (CC).....	60
4.3.1.2 - TCM para o Cateter Semicircular (CSC).....	63
4.3.1.3 - TCM para o Cateter Curvo (CCu).....	65
4.3.2 - Diferença dos valores do diferencial pressórico (pressão negativa) obtida por meio da Simulação Computacional – Análise numérica.....	67
4.4 – Elaboração de soluções mimetizadoras de muco.....	68
4.5 – Protótipo Cateter Circular Impresso.....	72
4.6 – Testes em bancada.....	73
4.7 – Simulações computacionais no Comsol.....	76
5 – RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	78
5.1 – Análises dos resultados obtidos para o cateter circular (CC) com 400 mm de comprimento: análise analítica e simulação computacional para as três soluções mimetizadoras de muco.....	78
5.2 – Análises dos resultados obtidos para cateter semicircular (CSC) com 400 mm de comprimento: análise analítica e simulação computacional para as três soluções mimetizadoras de muco.....	82
5.3 – Análises dos resultados obtidos para cateter curvo (CCu) com 400 mm de comprimento: análise analítica; simulação computacional para as três soluções mimetizadoras de muco.....	85
5.4 – Comparações entre as três seções transversais internas - CC, CSC e CCu com 400 mm de comprimento – (análise analítica e simulação computacional) e as soluções de mimetizadores de muco.....	88
5.5 – Comparação dos cateteres CC, CSC e CCu para a SSS (análise analítica e simulação computacional) com 400 mm de comprimento.....	89
5.6 – Comparação dos resultados de vazão obtidos em simulação computacional para os comprimentos de 400 e 500 mm de comprimento para o cateter circular (CC).....	92

5.7 – Análises dos resultados obtidos para o CC com 200 mm de comprimento: análise analítica; simulação computacional e teste em bancada para as três soluções mimetizadoras de muco.....	94
5.8 – Testes em bancada.....	97
5.9 – Comparações dos resultados obtidos em bancada e por simulação computacional com o programa Comsol para o cateter 12 Fr com 400 mm de comprimento em função da velocidade média do escoamento.....	101
5.10 – Comparações dos resultados obtidos em testes em bancada, simulação computacional com o programa Comsol e análise analítica da vazão mássica para o cateter 12 Fr com 400 mm de comprimento utilizando a SI.....	104
6 – CONCLUSÃO.....	106
7 – REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	109

1

INTRODUÇÃO

A Aspiração Endotraqueal (AE) é um procedimento invasivo para remoção de secreções pulmonares em pacientes que estão em uso de uma via aérea artificial (GILDER, et al. 2018; AARC, 2010). É realizada por meio de um cateter de aspiração submetido a pressão negativa, com objetivo principal depurar secreções pulmonares (RODRIGUES–MACHADO & ARAÚJO, 2018; BRUSCHETTINI et al., 2016; ELMELEGY & AHMED, 2016; ABBASINIA et al., 2014; SUBIRANA et al., 2010; AARC, 2010; SHAH et al., 2005).

Esse procedimento pode ser feito por dois sistemas: aberto e fechado, devendo ser realizado somente quando o paciente apresentar real necessidade (NTOUMENOPOULOS et al., 2019; AARC, 2010). A AE pode apresentar benefícios e complicações ao paciente. Dentre as complicações, as mais comuns são: a hipoxemia, risco de atelectasias, invaginamento da mucosa, medo, dor, estresse, redução da capacidade residual funcional, entre outros (HU et al., 2019; RODRIGUES–MACHADO & ARAÚJO, 2018; BRUSCHETTINI et al., 2016; AARC, 2010).

A fim de atenuar as complicações oriundas da AE se faz necessário o estudo de novos procedimentos de aspiração de secreções pulmonares. Uma alternativa é o aspirador de secreções pulmonares desenvolvido no Laboratório de Biomecânica (MecBio) na Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG) e descrito por LAS-CASAS (2018), que requer o uso de um cateter duplo lúmen. Os cateteres de duplo lúmen irão integrar as funções de (a) sucção de secreção pulmonar e (b) fornecimento de oxigênio umidificado. O oxigênio umidificado seria aplicado no intuito de reduzir o desconforto do paciente e complicações como a redução da capacidade residual funcional (CRF)

oriundas do procedimento com taxas de remoção de secreções pulmonares iguais ou um pouco maiores daquelas obtidas na AE convencional.

Para que esse novo aspirador pulmonar possa continuar a ser desenvolvido, o estudo da geometria de cateteres de aspiração duplo lúmen foi necessário, a fim de analisar a possível influência do formato das seções transversais internas na vazão de secreção. A redução da área destinada à sucção deve ser feita de maneira a não comprometer a eficiência da retirada de secreção. As novas geometrias propostas foram denominadas de: circular; semicircular e curva.

Os cateteres de aspiração devem ser transparentes para inspeção visual das secreções aspiradas, rígidos o suficiente para atravessar o tubo endotraqueal (TE), e flexíveis para evitar traumas na mucosa, possuindo em média 480 a 560 mm de comprimento (AARC, 2010; BRANSON, 2007). Esses dispositivos devem ter o menor diâmetro externo possível, sendo recomendado que o diâmetro externo máximo do cateter de aspiração seja a metade do tamanho do diâmetro interno do TE (BRUSCHETTINI et al., 2016; PEDERSEN, 2009; WOOD, 1998; GROSSI & SANTOS, 1994). O recomendado é que o diâmetro externo máximo do cateter de sucção não exceda a metade do diâmetro interno do tubo endotraqueal (HU et al., 2019; PEDERSEN et al., 2009).

Diante de todas as análises que interferem de maneira direta na adequação do cateter de aspiração, pretende-se comparar o desempenho de novas geometrias de cateteres de aspiração de secreções pulmonares propostas (circular; semicircular e curvo) em função da remoção de secreção (vazão) mediante análises analíticas, numéricas e experimentais utilizando fluidos com características viscoelásticas similares ao muco respiratório humano.

Para a realização deste estudo, o mesmo foi dividido em partes: projeto inicial para estudo de novas geometrias de seção transversal interna dos cateteres de aspiração de secreções pulmonares; análises analíticas da vazão com os novos cateteres; elaboração de modelos para análises numéricas para as novas geometrias propostas no programa *ANSYS Fluent*; e testes em bancada para validação do modelo utilizando o cateter 12 *French* (Fr) (cateter convencional) e o cateter circular proposto para aspirar secreções mimetizadoras de muco. É importante salientar que para todas as análises foram utilizadas três diferentes concentrações de soluções de polietilenoglicol (semilíquida, intermediária e semissólida) similares ao muco respiratório humano.

Mediante os resultados encontrados neste estudo, poderemos inferir a possibilidade da realização e da utilização de um novo cateter de aspiração de secreções pulmonares, com seção transversal diferente do cateter convencional 12 Fr, e que possa ter duplo lúmen. Ou seja, um cateter que seja capaz de transmitir a pressão negativa e ao mesmo tempo fornecer oxigênio umidificado, a fim de reduzir as complicações da AE, e apresentar eficácia igual ou superior ao cateter convencional.

O presente estudo foi dividido em capítulos, sendo eles: Revisão Bibliográfica; Objetivos gerais e específicos; Materiais e Métodos; Resultados e Discussão; e por fim Conclusões; Sugestão para trabalhos futuros.

2

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 - Aspiração endotraqueal (AE)

A aspiração endotraqueal consiste em um procedimento invasivo, comumente realizado em Unidades de Terapia Intensiva (UTI). É um manejo frequente para o cuidado das vias aéreas de pacientes enfermos, que estão em uso de uma via área artificial (VAA) (tubos e cânulas de traqueostomia) (GILDER, et al. 2018; AARC, 2010).

Esse procedimento é realizado por meio de cateteres de aspiração, que são introduzidos no interior de tubos endotraqueais (TE), permeando pressões negativas no momento em que estão sendo retirados da VAA (BRUSCHETTINI et al., 2016; ELMELEGY & AHMED, 2016; ABBASINIA et al., 2014; SUBIRANA et al., 2010; AARC, 2010; SHAH et al., 2005).

A AE é realizada para depuração de secreções pulmonares, melhoria da oxigenação, desobstrução do TE, a fim de garantir suprimento adequado de oxigênio. Além destes objetivos, atenuar o aumento do trabalho respiratório e o aparecimento de atelectasias e hipoxemia (ELMELEGY & AHMED, 2016; BRUSCHETTINI et al., 2016; RODRIGUES–MACHADO & ARAÚJO, 2018; SUBIRANA et al., 2010). Segundo a AARC (2010), o procedimento deve ser realizado somente quando for realmente necessário. A avaliação do paciente em intervalos regulares favorece o cuidado e manejo da via aérea de modo seguro, realizando a AE somente quando houver a real necessidade (GILDER et al., 2018).

Pacientes que se encontram em uso de uma VAA possuem comprometimento da tosse e dos mecanismos fisiológicos para eliminação de secreções devido a vários fatores, dentre eles: a presença do TE, que provoca o incremento de secreções pulmonares por

meio da irritação tecidual; depressão do reflexo da tosse, e inibição da ação ciliar (BRUSCHETTINI et al., 2016, ABBASINIA et al., 2014).

A irritação tecidual gerada pelo TE pode contribuir para a vulnerabilidade do sistema respiratório do paciente, o qual se torna susceptível a infecções oportunistas, com excessiva produção de secreções, uma vez que, esses pacientes não conseguem tossir e eliminar secreções (GILDER, et al., 2018; RODRIGUES–MACHADO & ARAÚJO, 2018, ELMANSOURY & SAID, 2017; BRUSCHETTINI et al., 2016).

Além desses fatores, o TE pode acumular secreções espessas em seu interior. Segundo SHAH et al. (2005), o diâmetro interno do TE pode diminuir por meio da formação de biofilme devido ao acúmulo de secreções. Esse acúmulo é capaz de gerar aspiração contínua de microrganismos para regiões distais do sistema respiratório, favorecendo o aparecimento de infecções, levando ao incremento da produção de secreções, além de aumentar a permanência do paciente em ventilação mecânica (RODRIGUES–MACHADO & ARAÚJO et al., 2018).

2.1.1 Sistema aberto e Sistema fechado da AE

A aspiração endotraqueal pode ser realizada em dois tipos de sistema: o aberto e o fechado (AARC, 2010). No primeiro, ocorre a desconexão do paciente do ventilador mecânico para a passagem do cateter de aspiração (BRANSON et al., 2014; MAGGIORE et al., 2002a). No sistema fechado, o cateter de aspiração fica acoplado ao circuito do ventilador mecânico por meio de uma ligação estéril, sendo esta introduzida na VAA de maneira linear, sem a desconexão do paciente do ventilador (RODRIGUES–MACHADO & ARAÚJO, 2018; AARC, 2010).

No sistema aberto, a desconexão do paciente do ventilador pode promover: redução da oxigenação tecidual, hipoxemia; alterações no ritmo cardíaco; risco de contaminação da via aérea, e do ambiente; e maior chance do desenvolvimento de pneumonia associada à ventilação mecânica (PAV) (BRANSON et al., 2014; MAGGIORE et al., 2002a). Alguns autores, no entanto, ressaltam que as complicações/distúrbios fisiológicos, não resultam em diferenças significativas quando comparados os dois sistemas em estudos anteriores (RODRIGUES–MACHADO & ARAÚJO, 2018; JONGERDEN et al., 2007).

NAKSTAD et al. (2017) compararam os dois sistemas de aspiração (aberto e fechado) em um modelo mecânico de vias aéreas pulmonares com tubos endotraqueais. O

modelo elaborado continha transdutores a 5 cm do final do TE que verificavam pressões subatmosféricas e pressões expiratórias finais obtidas antes, durante e após o procedimento de aspiração, em três situações. As situações determinadas pelos autores foram: sistema aberto com o paciente desconectado do ventilador mecânico; sistema aberto com o paciente em uso de bolsa de ventilação manual utilizando cateter de 12, 14 e 16 Fr ou broncoscópio de 16 Fr; e sistema fechado (TE de 7 mm com cateter de aspiração 12 Fr; e TE de 8 e/ou 9 mm com cateter de aspiração de 14 Fr) com dois níveis de pressões negativas – 37,5 kPa e 75 kPa – (282 mmHg e 563 mmHg), sendo chamadas de moderada e alta, respectivamente. Os autores concluíram que a utilização de um sistema aberto de aspiração com bolsa de ventilação manual contribui para o aumento das pressões expiratórias negativas nas vias aéreas durante o procedimento, as quais poderiam causar atelectasias. Ainda assim, os autores afirmam que o sistema aberto deve ser evitado sempre que possível.

De acordo com JONGERDEN et al. (2007), há preferências na execução do sistema fechado devido as menores chances de contaminação do ambiente e, de infecções cruzadas, principalmente, da PAV; menores gastos com luvas e cateteres. Ressalta-se que o cateter de aspiração, nesse tipo de sistema, fica acoplado 24 horas ao sistema do ventilador mecânico podendo ser utilizado para vários procedimentos de aspiração endotraqueal. Os autores não encontraram dados significativos que afirme qual dos dois sistemas gera menores complicações clínicas para o paciente. Mas ainda assim, a queda de saturação arterial de oxigênio foi menor quando se utilizou o sistema fechado.

BRANSON et al. (2014) afirmam que nos últimos anos, o sistema fechado vem sendo mais utilizado, devido à redução de gastos com materiais, e também por prevenir problemas oriundos da desconexão do paciente do ventilador mecânico. Ainda assim, o autor afirma que a utilização do sistema fechado, favorece a manutenção da Pressão Positiva Expiratória Final - *Positive End Expiratory Pressure* (PEEP), prevenindo queda da saturação de oxigênio e hipoxemia, corroborando o estudo de JONGERDEN et al. (2007).

ELMANSOURY & SAID et al. (2017), afirma que não há diferenças significativas da incidência de PAV entre os dois sistemas de aspiração endotraqueal, mesmo que a incidência de PAV tenha sido maior no sistema aberto, nos meses analisados no estudo. Os autores concluíram também, que em relação à taxa de mortalidade, não houve

diferenças significativas quando comparados os dois sistemas. Já em função ao tempo de internação do paciente, o grupo com o sistema aberto, foi o que apresentou maior tempo de permanência. Em relação ao tempo em ventilação mecânica, não houve diferenças significativas entre os dois grupos. Além disso, os autores não evidenciaram vantagens de um sistema pelo outro.

As vantagens do sistema fechado comparado ao sistema aberto são: melhoria da oxigenação durante o procedimento; menores alterações clínicas; redução dos sinais de hipoxemia; manutenção constante da pressão positiva expiratória final (PEEP); limitada contaminação do ambiente, dos profissionais e do próprio paciente; e menor redução de volume pulmonar (RODRIGUES–MACHADO & ARAÚJO, 2018; BRANSON et al., 2014). Em contrapartida, houve maior colonização bacteriana no sistema fechado em relação ao sistema aberto (SUBIRANA et al., 2010; BRANSON, 2007); muito embora, HU et al. (2019) afirmam que o sistema de aspiração fechado não é superior ao sistema aberto em termos de saturação de oxigênio, instabilidade cardiovascular, remoção de secreção, contaminação ambiental e custo.

Mesmo com os pontos positivos do sistema fechado, o sistema aberto foi superior quando comparado àquele sistema, diante da quantidade de secreção aspirada, o qual foi maior no sistema aberto (JONGERDEN et al., 2007). Em contrapartida, BRANSON et al. (2014) afirmam que a quantidade de secreção aspirada pode ser maior no sistema fechado, principalmente, quando se aplica pressão negativa de 400 mmHg.

Vale ressaltar que a ocorrência do aparecimento de distúrbios fisiológicos pode ser devido à execução da técnica em ambos os sistemas, principalmente no sistema aberto. Ainda assim, a queda da saturação do oxigênio pode estar relacionada à duração do procedimento, o qual não deverá exceder de 15 segundos de aspiração, desde a inserção da sonda, até sua retirada (HU et al., 2019; CORTÊZ et al., 2017; AARC, 2010). Deve-se ter em vista, também, o tempo da pré-oxigenação do paciente antes da execução do procedimento (RODRIGUES – MACHADO & ARAÚJO, 2018; AARC, 2010; JONGERDEN et al., 2007).

2.1.2 Pré-oxigenação e hiperinsuflação pulmonar

A pré-oxigenação do paciente é uma das recomendações da AARC (2010), sendo feita para se evitar a dessaturação do paciente. Essa prática aumenta a concentração de

oxigênio, geralmente a 100%, podendo ser feita 30 segundos antes e após a aspiração da via aérea, favorecendo a estabilização da saturação de oxigênio e a queda brusca da mesma após o procedimento aspirativo (HU et al., 2019). CORTÊZ et al. (2017) afirmam que a hiperoxigenação deverá ser feita pelo menos 30 segundos antes da AE, durante e após um minuto da realização do procedimento por meio do ventilador mecânico com a utilização de uma fração inspirada de oxigênio (FiO_2) de 100%, tendo um grau de evidência de recomendação “A”.

Outra prática é a hiperinsuflação pulmonar, que favorece o aumento da capacidade residual funcional (CRF), e evita atelectasias e *shunt* pulmonar (RODRIGUES–MACHADO & ARAÚJO, 2018). É recomendado associar a pré-oxigenação e hiperinsuflação antes da aspiração endotraqueal a fim de minimizar a hipoxemia induzida pela prática aspirativa (HU et al., 2019).

Vale ressaltar a hiperinsuflação não previne diretamente o colapso alveolar, uma vez que valores acima ou abaixo de 150 % do volume corrente (VC) programado pode gerar barotrauma. Em relação à pré-oxigenação, valores muito elevados de fração inspirada de oxigênio (FiO_2) pode causar toxicidade pelo oxigênio (RODRIGUES–MACHADO & ARAÚJO et al., 2018).

2.1.3 Instilação de solução salina

De acordo com a AARC (2010) a instilação de solução salina ocorre por meio da introdução da solução na traqueia por meio de uma VAA.

São instilados de 3 a 5 mililitros (mL) de solução salina (RODRIGUES – MACHADO & ARAÚJO et al., 2018). Essa conduta é realizada com o objetivo de facilitar a remoção de secreções mais espessas, fluidificando as mesmas, otimizando a higienização brônquica. A mesma apresenta controvérsias, uma vez que essa conduta pode deslocar a microbiota do TE para vias aéreas inferiores, além de gerar complicações, tais como: das trocas gasosas, hipoxemia, tosse, broncoespasmo, ansiedade, taquicardia, dispneia, entre outros. Em contrapartida, a hidratação do paciente e a umidificação da via aérea é melhor do que a utilização dessa prática, a qual não apresenta eficácia comprovada para sua utilização (RODRIGUES - MACHADO & ARAÚJO, 2018; AARC, 2010; BRUSCHETTINI et al., 2016; BRANSON, 2007).

Segundo a AARC (2010) a instilação de solução salina não deverá ser utilizada rotineiramente, e deve ser evitada sempre que possível. No estudo feito por HU et al. (2019) após análises de outros estudos e diretrizes, os autores afirmam que a instilação de solução salina antes do procedimento de aspiração endotraqueal não deve ser adotada.

2.1.4 Frequência e Indicação do procedimento

De acordo com AARC (2010) a AE deve ser realizada quando houver necessidade e a frequência da realização desse procedimento depende do quadro clínico apresentado pelo paciente. Ressalta-se que deve ser a menor quantidade possível, visando a diminuições de riscos, consequências e complicações oriundas do procedimento (RODRIGUES–MACHADO & ARAÚJO et al., 2018).

A AE é indicada quando houver a presença de sons e/ou ruídos pulmonares adventícios, após realização da ausculta pulmonar, realização de inspeção visual do paciente e dos gráficos gerados no monitor do ventilador mecânico (ondas em dente de serra) que sugerem esforço respiratório, e quando o paciente apresentar queda da saturação de oxigênio (NTOUMENOPOULOS et al., 2019; GILDER et al., 2018; BRUSCHETTINI et al., 2016; SOLE et al., 2015, SUBIRANA et al., 2010, BRANSON, 2007).

O grau de recomendação da aspiração é “A” e deve ser feita somente quando os pacientes apresentarem real necessidade para o procedimento (CORTÊZ et al., 2017; HU et al., 2019).

2.1.5 Benefícios e Complicações

Além de realizar a depuração de secreções, SOLE et al. (2015) evidenciaram a melhoria da saturação de oxigênio e redução da pressão de pico inspiratória após a aspiração endotraqueal em pacientes adultos que estavam em VAA.

Mesmo com a remoção de secreções, manutenção da via aérea pérvia e outros benefícios, a AE possui efeitos colaterais, potencialmente lesivos capazes de causar complicações ao paciente (MAGGIORE et al., 2002a). Dentre os efeitos colaterais, podemos citar: redução da capacidade residual funcional (CRF), estimulação vagal, broncoespasmo, aumento da pressão intracraniana, risco de infecções, invaginação da mucosa traqueal, traumas de vias aéreas e sangramentos, hipóxia tecidual, risco de

atelectasias, e principalmente a hipoxemia (HU et al., 2019; BRUSCHETTINI et al., 2016; ABBASINIA et al., 2014). Essa última é uma das complicações mais sérias e pode gerar uma cascata de alterações como taquicardia, arritmias cardíacas, alterações da frequência cardíaca e da pressão arterial, parada cardíaca e morte (HU et al., 2019; ELMANSOURY & SAID et al., 2017; BRUSCHETTINI et al., 2016; AARC, 2010, SUBIRANA, 2007).

Segundo MAGGIORE et al. (2013b) a dessaturação do paciente e o sangramento da mucosa são frequentes. Os autores afirmam que essas complicações podem ser reduzidas diante da implementação de um guia prático da aspiração endotraqueal, o qual poderia identificar pacientes que possuem maiores chances de apresentar complicações durante a AE.

2.1.6 - Cateter de aspiração

O cateter de aspiração é um dispositivo capaz de permear a pressão negativa para uma via aérea artificial com o objetivo de realizar a depuração de secreções da via aérea artificial (BRUSCHETTINI et al., 2016).

Durante a AE, alterações na pressão torácica podem ocorrer diante da quebra do equilíbrio entre o fluxo de ar dentro do cateter de aspiração, e do fluxo de ar entre o cateter de aspiração e o TE e, da complacência do sistema respiratório (MORROW et al., 2004).

Ao se utilizar o sistema aberto de sucção, o fluxo de ar ao redor do TE causa dois diferentes níveis de pressão; sendo uma pressão atmosférica na extremidade próxima à boca, e uma pressão subatmosférica ao final do TE. Diante disso, a utilização de um cateter de sucção com grande diâmetro externo, pode causar maior remoção de ar da via aérea, e aumentar ainda mais a pressão negativa ao final do tubo (VANNER & BICK, 2008).

Manter uma boa relação entre o diâmetro interno do tubo endotraqueal e o diâmetro externo do cateter de sucção é necessário. O recomendado é que o diâmetro externo máximo do cateter de sucção, não exceda a metade do diâmetro interno do tubo endotraqueal (HU et al., 2019; PEDERSEN et al., 2009). Sendo assim, esses

dispositivos devem ter o menor diâmetro externo possível, assegurando a entrada de ar em volta do cateter, evitando a queda brusca da CRF durante o procedimento de aspiração (BRUSCHETTINI et al.; 2016; PEDERSEN, 2009; WOOD, 1998; GROSSI & SANTOS, 1994). Mesmo que um cateter de maior diâmetro promova menor perda de carga do fluido, o cateter de aspiração com diâmetro maior poderá causar alterações cardíacas e dessaturação do paciente (ELAMANSOURY et al., 2017; ORTIS, 2015). Segundo HU et al. (2019) os cateteres de aspiração deverão ser os menores possíveis, mas grandes o suficiente para facilitar a remoção de secreções. A relação do diâmetro externo do cateter de aspiração com o diâmetro interno do TE deve ser de 0,5 mm em adultos e 0,5-0,66 mm para crianças e recém-nascidos. É importante salientar que quanto maior é o diâmetro externo do cateter, menor será a atenuação da pressão negativa através das vias aéreas (AARC, 2010; VANNER & BICK, 2008). Mesmo com essa premissa, PEDERSEN et al. (2009) e VANNER & BICK (2008) afirmam que pode ser utilizado cateteres com maiores diâmetros externos, para facilitar a remoção de secreção espessas, uma vez que o maior diâmetro leva à melhor eficácia do procedimento. Ainda assim, esses autores afirmam que a relação entre o diâmetro interno do TE e do diâmetro externo do cateter de aspiração deverão ser respeitadas, mesmo que utilização de um cateter com maior diâmetro externo seja eficaz.

MORROW et al. (2004) compararam três concentrações de gelatinas (1:100 – baixa viscosidade; 1:75 e 1:50 – alta viscosidade), apresentando consistências similares ao muco respiratório; três níveis de pressão (baixo, médio e alto), durante 5 segundos, utilizando dois comprimentos de cateter de sucção (30 e 50 cm), e com diâmetros de 5 a 12 Fr em TE variando de 2 a 6 mm. A gelatina era pesada antes e após a sucção. Os autores concluíram que havia maior quantidade de remoção de gelatina quando eram aplicadas, principalmente, pressões de sucção altas para as 3 concentrações de gelatina. Esses autores concluíram também, que quanto mais espessa for a secreção maiores deverão ser o diâmetro externo e as pressões de sucção para que ocorra a sua remoção, o que causaria maiores danos ao paciente. Utilizando cateter 8 Fr com 30 cm de comprimento, maiores quantidades de gelatina foram aspiradas, principalmente, quando se utilizou alto nível de pressão. De acordo com esses mesmos autores, se a via aérea fosse umidificada, as secreções poderiam se tornar mais fluidas, e seria possível utilizar cateteres com menores diâmetros externos e menores pressões negativas, por um período curto de tempo, sem muitas repetições. Quando se utilizou cateteres menores

(30 cm), foram geradas pressões traqueais negativas de 200 até 360 mmHg. Diante disso, os autores afirmam que a utilização de um TE com maior diâmetro interno e altas pressões de sucção, ocorreria a passagem de ar ao redor do TE e do cateter de sucção, evitando o aumento da negatividade da pressão nas vias aéreas no final do tubo.

O estudo feito por VANNER & BICK (2008), utilizou 5 diferentes tamanhos de diâmetro interno de tubo endotraqueal (5, 6, 7, 8 e 9 mm), com 5 diferentes cateteres de aspiração de 8, 10, 12, 14 e 16 Fr. Os autores demonstraram que ao utilizar tubos endotraqueais com diâmetros internos e cateteres de aspiração que excediam a relação TE/cateter de aspiração de 0,5 os procedimentos causavam pressões subatmosféricas ainda maiores nas vias aéreas, e diminuía a passagem de ar ao redor do cateter. Para um TE de 8 mm, um cateter de aspiração de 12 Fr, a relação TE/cateter era de 0,5 causando uma pressão subatmosférica de 2 mmHg e um fluxo de ar de 24,1L/min. Por outro lado, a utilização de um TE de 5 mm com um cateter 12 Fr, a relação TE/cateter era de 0,8 mm causando uma pressão negativa de 100 mmHg e um fluxo de ar de 17,1L/min. Sendo assim, quanto menor o diâmetro interno do TE, e maior o diâmetro externo do cateter de aspiração, maior será a pressão traqueal alcançada no final do TE. Os autores afirmam que a pressão subatmosférica de 2 mmHg é capaz de remover até 140 ml de ar dos pulmões, o que não seria prejudicial em pouco tempo em um paciente que apresenta a complacência pulmonar de $70 \text{ ml.cmH}_2\text{O}^{-1}$ e complacência torácica de $50 \text{ ml.cmH}_2\text{O}^{-1}$.

RUSSAIN et al. (2014) afirmam que uma relação entre diâmetros do TE e cateter de sucção, sugerida, pode ser de até 0,7. ORTIS (2015) concluiu que a utilização de um cateter de 16 Fr, associado a pressões de sucção de 150 e 200 mmHg, geravam pressões subatmosféricas muito acima de 2 mmHg. Quando utilizou um diâmetro de 16 Fr com as mesmas pressões negativas (150 e 200 mmHg), as pressões subatmosféricas geradas chegavam a 3,67 e 4,4 mmHg, respectivamente. Diante disso, a autora concluiu que uma relação entre diâmetros interno do TE e diâmetro externo do cateter de sucção acima de 0,58 para um TE de 8 mm, com diferencial pressórico de 150 e 200 mmHg poderia ser utilizada. Ou seja, a utilização de um cateter 14 Fr para um TE de 8 mm pode ser mantida, sem gerar grandes pressões subatmosféricas nas vias aéreas. Além disso, o uso de um cateter 16 Fr com uma pressão negativa de 100 mmHg gera uma razão entre diâmetros de 0,66, a qual pode ser tolerada. Ressalta-se que a autora não levou em consideração a complacência do sistema.

As sondas/cateter de aspiração devem ser transparentes para auxiliar a visibilidade da coloração e das características apresentadas pelas secreções; rígidas para serem inseridas no TE; e flexíveis para evitar traumas na mucosa da via aérea (BRANSON, 2007). São feitas de policloreto de vinila, possuindo em média 0,48 a 0,56 m de comprimento (AARC, 2010; BRANSON et al., 2014; BRANSON, 2007). Deverão ter o menor comprimento possível, uma vez que quanto maior o cateter, menor a pressão intratraqueal (BRUSCHETTINI et al., 2016). Vale ressaltar que a pressão de sucção influencia menos a perda de volume pulmonar do que o tamanho do cateter de sucção (AARC, 2010).

A quantidade de ar aspirado pelo cateter de sucção depende da sua resistência ao fluxo de ar, do comprimento e do tamanho do diâmetro interno do mesmo. Ou seja, quanto maior o diâmetro interno, e quanto menor o comprimento do cateter, maior o fluxo de ar no interior do cateter de aspiração, o que poderia causar elevação das pressões negativas nos pulmões, que seriam capazes de causar atelectasias maciças nos pulmões (MORROW et al., 2004). Somado a esses fatores, a presença de um fluxo de ar turbulento é capaz de gerar aumento da resistência à passagem de ar no cateter em comparação ao fluxo laminar (MORROW et al., 2004). A presença de barreiras que impeçam o fluxo de ar, como por exemplo as secreções, pode aumentar ainda mais a resistência no cateter, podendo até impedir o fluxo de ar pelo mesmo. Vale ressaltar, que o volume de ar retirado dos pulmões depende, também, do tempo da duração da AE (MORROW et al., 2004; ROSEN & HILLARD, 1960).

Ainda em função das características do cateter de sucção, a presença de uma ponta arredondada nos mesmos pode ser útil para realização do procedimento. O orifício central atua como alívio e gera atenuação da pressão negativa. Consequentemente, evitam o invaginamento da mucosa, uma vez que a passagem de fluxo nesse orifício é menor do que nos orifícios laterais (LAS-CASAS et al., 2018; BRANSON et al., 2014; AARC; 2010).

SHAH et al. (2005) afirmam que a quantidade, o tamanho e sua disposição dos orifícios ao longo do cateter, influenciam na perda de carga localizada do mesmo. Esses autores concluíram que a presença de orifícios laterais não pareados com diâmetros de 5 mm obtiveram bons resultados para aspirar soluções mimetizadores de muco à base de

polietilenoglicol em concentrações baixa e intermediária, de 0,5 e 1,5% respectivamente.

Corroborando com o estudo de BRUSCHETTINI et al. (2016), LAS-CASAS (2018) demonstrou que a redução do comprimento do cateter de sucção para 400 mm, resulta na redução de pressão de 2 até 4 mmHg durante a aspiração de secreções para cada centímetro reduzido no comprimento do cateter.

2.1.7 Inserção do cateter de aspiração

A inserção do cateter de aspiração deve ser até a barreira física, limitando a inserção do cateter em regiões mais profundas. De acordo com a AARC (2010) e HU et al. (2019), o mesmo deve ser introduzido até a região de bifurcação da traqueia, chamada carina. ABASSANIA et al. (2014) e BRASON et al. (2014) concluíram que a inserção profunda do cateter de aspiração (um centímetro acima da resistência física) (*Deep suctioning*) favorece a higienização da via aérea de maneira mais eficaz, com uma menor quantidade da repetição da execução do procedimento, quando comparada à aspiração endotraqueal superficial ou minimamente invasiva (*Shallow suctioning*). Para pacientes que possuem secreções nas regiões distais das vias aéreas, deve ser realizada a aspiração endotraqueal profunda (*Deep suctioning*) (HU et al., 2019).

Dados referentes à frequência respiratória e hipoxemia não tiveram diferenças significativas quando comparados os dois métodos de profundidade da inserção do cateter de aspiração. Mesmo não havendo diferenças, os autores recomendam, que deve-se monitorizar a frequência respiratória e a saturação periférica de oxigênio quando se utiliza, principalmente, o método profundo de aspiração endotraqueal (ABASSANIA et al., 2014).

BRANSON (2007) afirma que a aspiração superficial mantém o TE limpo, mas é ineficaz na remoção de secreções quando comparado à aspiração profunda. Entretanto, a aspiração superficial ainda é escolhida por gerar menos efeitos adversos ao paciente (BRANSON et al., 2014). Estudos prospectivos, controlados e randomizados deverão ser feitos para comparar os efeitos de ambos os procedimentos.

2.1.8 Pressão de sucção

A pressão de sucção é a pressão negativa aplicada no cateter para aspirar secreções (CORTÊZ et al., 2017). Sabe-se que a utilização de um cateter de sucção causa pressões subatmosféricas ao final do TE, e o uso inadequado da pressão de sucção pode causar danos e complicações (VANNER & BICK, 2008).

De acordo com a AARC (2010), a pressão de sucção deve ser ajustada no nível mais baixo possível, mas suficiente para efetuar efetivamente a limpeza das vias aéreas. Ainda assim, a pressão de sucção é definida levando-se em consideração a idade do paciente, variando de 80 a 100 mmHg em neonatos, e inferior a 150 mmHg em pacientes adultos (AARC, 2010). HU et al. (2019) afirmam que deve ser utilizada uma pressão de sucção menor possível, mas que são usualmente utilizadas pressões de sucção de 80 a 120 mmHg, independentemente da idade do paciente.

PEDERSEN (2009) afirma que pode ser utilizada uma pressão de sucção de até 200 mmHg, desde que o diâmetro externo do cateter seja adequado. Para GILDER et al. (2018) a utilização de pressão de sucção menor ou igual a 150 mmHg não é habitualmente utilizada como o recomendado, sendo necessários diferenciais de pressão superiores para ter sucesso com o procedimento de aspiração.

ORTIS (2015) utilizando um tubo corrugado (traqueia), mimetizadores de muco em três diferentes concentrações de goma de alfarroba (semilíquido, intermediário e semissólido), cateteres de sucção em cinco diferentes tamanhos de diâmetro externo (8, 10, 12, 14, e 16 Fr) e aplicação de pressão negativa de 100, 150 e 200 mmHg em simulações *in vitro*, concluiu que o aumento da pressão negativa é mais seguro e eficaz, do que se aumentar o diâmetro externo do cateter de sucção. Ainda assim, a utilização de pressões negativas maiores, gera maior efetividade ao sistema, levando ao aumento da vazão de secreções, gerando maiores forças opostas para contrabalançar a perda de carga do fluido dentro do cateter de sucção.

MORROW et al. (2004) afirmam que quanto maior o gradiente de pressão utilizado, menor o comprimento e maior diâmetro interno do cateter de sucção, maiores quantidades de ar seriam retiradas dos pulmões. O gradiente de pressão depende da pressão negativa adotada e da pressão presente no sistema respiratório. Além disso, o

uso de uma pressão negativa elevada gera maiores remoções de ar dos pulmões, o que pode resultar microatelectasias nos pacientes (SILVA et al., 2012).

2.2 Reologia do Muco e da Secreção Pulmonar

O muco e o escarro são dois tipos de secreções pulmonares, sendo que o primeiro contém mais mucina quando comparado ao segundo. O escarro contém restos celulares, bactérias e pouca mucina e é conhecido como a secreção expectorada. A mucina é o componente que garante o comportamento viscoelástico do muco (RUBIN, 2007; WILLIAMS et al., 2006). É uma glicoproteína que une grande quantidade de água para formar um gel deformável, conhecido como muco (MUNKHOLM & MORTENSEN, 2014).

As secreções pulmonares possuem propriedades biofísicas que incluem, entre outras: sua reologia, coesão, adesividade e tenacidade (propriedades da superfície). As propriedades reológicas de um fluido/material descrevem como o material se comporta mediante a aplicação de uma força/tensão (RUBIN, 2007).

Segundo FOX et al. (2014) o fluido é definido como uma substância que se deforma de maneira contínua mediante aplicação de uma tensão cisalhante. Os mesmos podem ser classificados em newtonianos e não-Newtonianos. Fluidos newtonianos ou ideais são aqueles que apresentam resposta linear da taxa de deformação mediante aplicação de uma tensão de cisalhamento e apresentam viscosidade absoluta ou dinâmica (μ). Em contrapartida, fluidos não-Newtonianos apresentam resposta não linear, e a tensão cisalhante não é diretamente proporcional à taxa de deformação (taxa de cisalhamento). Esses fluidos, também conhecidos como não ideais, a viscosidade é aparente (η), e decresce conforme a taxa de cisalhamento aumenta (FOX et al., 2014).

Alguns materiais viscoelásticos e não-Newtonianos comportam-se como sólidos e fluidos, simultaneamente. Ou seja, acumulam energia inicialmente, e depois se deformam, sendo capazes de retornar à sua condição inicial ou parte dela após a retirada de tensão cisalhante, assim como o muco respiratório (LAI et al., 2009; FOX et al., 2014; RUBIN, 2007). Ainda assim, há fluidos não-Newtonianos que se diferenciam podendo ser dependentes ou não do tempo da aplicação de uma tensão cisalhante. Os fluidos não-Newtonianos dependentes do tempo podem ser: tixotrópicos, onde ocorre

redução da viscosidade aparente com o passar do tempo, para uma tensão cisalhante constante; ou reopéticos onde η descrece com o tempo (FOX et al., 2014).

O fluido não-Newtoniano independente do tempo da tensão cisalhante pode ser descrito pelo modelo Ostwald de Waele (Lei de Potência). Esse modelo considera o índice de consistência (k), que refere à dificuldade que o fluido possui para escoar e está relacionado à viscosidade aparente (η); e o índice de comportamento (n), o qual caracteriza a deformação do fluido mediante a tensão de cisalhamento aplicada, e o quanto esse fluido se aproxima de um fluido newtoniano (FOX et al., 2014). Para melhor compreensão, no organograma (Fig.2.1) verifica-se a diferença entre as classificações de fluidos segundo seu comportamento reológico.

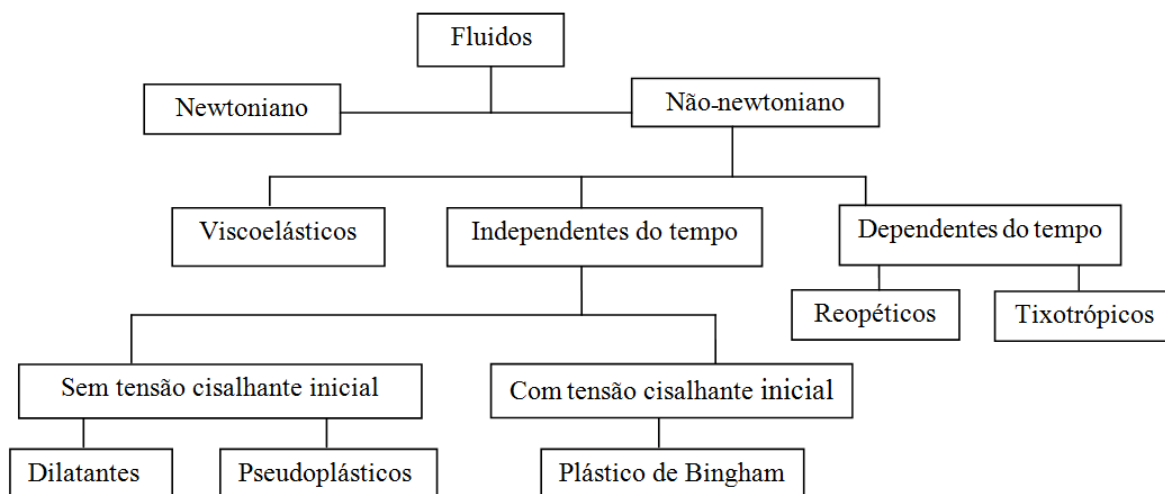


Figura 2.1- Classificação dos fluidos em função do seu comportamento reológico (Adaptado de COSTA, 2007).

É importante salientar que fluidos não-Newtonianos pseudoplásticos apresentam redução da viscosidade quanto maior a taxa de deformação e possuem índice de comportamento n menor que 1 (FOX et al., 2014). Esse comportamento apresentado interfere na maneira com que o fluido recupera sua energia até certos limites de sua elasticidade. A outra parte da energia contida é perdida por causa da viscosidade, o que leva ao seu escoamento. Sendo assim, quanto maior o diferencial pressórico utilizado, menor é a viscosidade do fluido (PASSALI et al., 1995). Para fluidos onde a viscosidade aparente cresce com o aumento da taxa de deformação, o n é maior que 1, e é chamado de dilatante. Fluidos que apresentam uma relação linear entre taxa de

deformação e viscosidade são chamados de plásticos de Bingham, uma vez que os mesmos apresentam uma tensão de cisalhamento inicial a partir da qual o fluido começa a escoar (FOX et al., 2014). Para um índice de comportamento igual à 1, o fluido é newtoniano e sua viscosidade não altera com a tensão cisalhante aplicada (FOX et al., 2014). Na Fig.2.2 está a representação gráfica do comportamento de fluidos não-Newtonianos em função da tensão de cisalhamento e taxa de deformação (taxa de cisalhamento); e da viscosidade aparente em função da taxa de deformação.

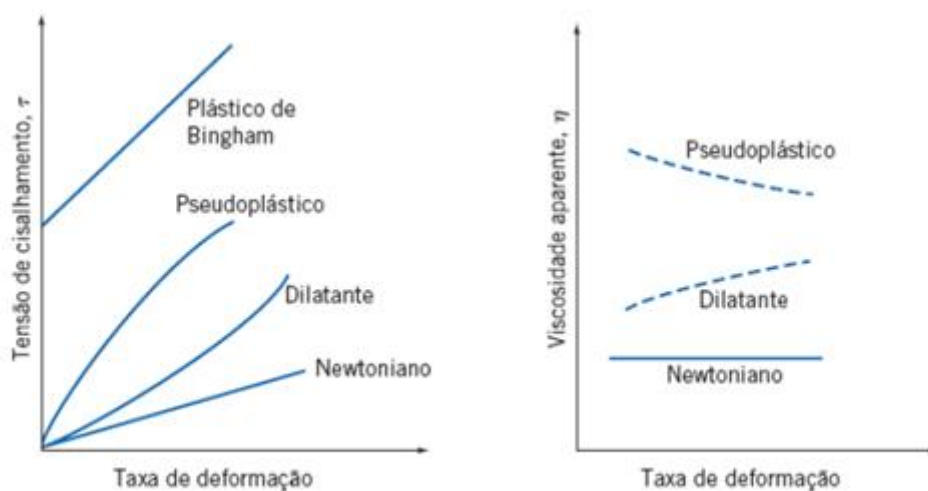


Figura 2.2 – Tensão de cisalhamento e viscosidade aparente em função da taxa de deformação para fluidos não-Newtonianos (Adaptado de FOX et al., 2014).

A perda de carga dos fluidos em tubos se refere à perda de energia do fluido para escoar. O contato do fluido com a parede do tubo e o contato entre as partículas do próprio fluido causam diminuição da energia devido ao atrito, e contribuem para o escoamento ineficaz do fluido. Ressalta-se que o escoamento de fluidos não-Newtonianos em tubos/ cateteres pode gerar uma perda de carga imprevisível, uma vez que a aplicação de um diferencial pressórico que resulta em uma taxa de cisalhamento causa redução da viscosidade do fluido e facilita o seu escoamento (ORTIS, 2015).

Para RUBIN (2007) o muco é considerado um fluido não-Newtoniano pseudoplástico, como os géis, que inicialmente armazenam energia como um sólido e continuam a se deformar enquanto há forças sobre os mesmos, se comportando tanto como líquido como sólido. Para PUCHELLE et al. (2002) o muco respiratório é um fluido biológico

caracterizado pelas propriedades de fluxo (viscosidade) e deformação (viscoelástica). Diante disso, o muco é considerado um material viscoelástico e quando comparado a um fluido ele é caracterizado como não-Newtoniano pseudoplástico, uma vez que seu comportamento varia de maneira inversamente proporcional à tensão cisalhante à qual ele está submetido (LAI et al., 2009; MARTINS et al., 2005 *apud* BRETAS & D'ÁVILA, 2000). Ou seja, o muco apresenta uma resposta não linear às taxas de cisalhamento. Sendo assim, o muco possui elevada resistência à deformação a baixas taxas de cisalhamento e baixa resistência a altas taxas de cisalhamento (LAI et al., 2009).

O muco em indivíduos saudáveis contém 97% de água e 3% de sólidos, onde 30% dessa composição é constituída por mucinas (MUNKHOLM & MORTENSEN, 2014). LAI et al. (2009) afirmam que a reologia do muco é diferente para cada composição de mucina e da sua glicolisação, as quais variam de acordo com a idade, dieta, presença e atividade de antígenos e patógenos no hospedeiro.

A parte mucosa da secreção pulmonar é formada por meio do epitélio pseudoestratificado dos brônquios centrais, e em menores quantidades, nas células epiteliais dos brônquios periféricos (WILLIAMS et al., 2006). Essa composição leva o muco a apresentar uma resistência à deformação semelhante à clara de ovo que pode vir a ser mais facilmente eliminada das vias aéreas pelo batimento ciliar. Se houver desequilíbrio entre a produção de mucina ou a falta de regulação hídrica superficial, o muco pode se tornar mais elástico e, mais difícil de ser eliminado pelas vias aéreas (MUNKHOLM & MORTENSEN, 2014).

MARTINS et al. (2005) analisaram as propriedades reológicas de mucos expectorados de 9 pacientes hipersecretivos, antes e após técnicas fisioterapêuticas de higienização brônquica durante 3 dias consecutivos. O estudo reológico apresentou aumento do comportamento elástico, do módulo elástico (G') e do módulo viscoso (G''), com redução da viscosidade dinâmica (η') e complexa (η^*) após sofrerem deformação fixa durante a varredura de variação de frequência de 1, 2, 10, 16 e 20 Hertz (Hz) utilizadas no reômetro *Dynamic Stress Rheometer AR 1000N*. As respostas obtidas no teste, são típicas de materiais não-Newtonianos, características de fluidos viscoelásticos, os quais

apresentam resposta não linear após sofrerem tensão. MARTINS et al. (2005) verificaram também, diferenças significativas encontradas principalmente para a redução da viscosidade complexa após o terceiro dia de tratamento; tanto para frequências baixas (similares aos batimentos ciliares – 1 e 2 Hz) e altas frequências (similares à tosse – 10, 16 e 20 Hz). Foi observado também que a quantidade de secreção expectorada aumentou após o terceiro dia em relação ao pré-tratamento e que o índice de purulência reduziu após o terceiro dia de tratamento.

Em doenças respiratórias como a asma, doença pulmonar obstrutiva crônica (DPOC) e fibrose cística pulmonar (FCP), ocorre inflamação das vias aéreas, disfunção do sistema mucociliar e aumento da produção de secreção devido à presença de um fenótipo hipersecretor de muco. Ainda assim, ocorre aumento da reserva de mucina intracelular nas células secretoras de muco e da exocitose de mucina, elevando a espessura e viscosidade da parte gel, presente no muco. Essa parte viscosa fica sobreposta ao epitélio que recobre as vias aéreas (WILLIAMS et al., 2006). O aumento da viscosidade pode levar à formação de tampões mucosos, atelectasias e infecções devido à dificuldade de remoção do muco da via aérea, principalmente de pacientes com FCP (MUNKHOLM & MORTENSEN, 2014; WILLIAMS et al., 2006).

Na DPOC, a produção e a secreção do muco são maiores devido à hipertrofia das glândulas submucosas presentes nos brônquios e na traqueia, diante da metaplasia das células caliciformes, produtoras de muco, dos brônquios. Mesmo que o paciente consiga expectorar, a ação ciliar está comprometida e se torna ineficaz, principalmente, nas vias aéreas de menor calibre. Na FCP a alteração genética contribui para a hipersecreção de muco, e somado à discinesia ciliar, os pacientes se tornam susceptíveis às infecções por meio da colonização bacteriana. Pacientes com asma têm aumento da secreção e produção de muco, no entanto, esses pacientes não conseguem escarrar e/ou possuem pouca expectoração. Devido a isso, ocorre diminuição do lúmen da via aérea por oclusão da mesma por mucina, o que pode contribuir para a fatalidade causada pela doença (WILLIAMS et al., 2006).

Tanto a viscosidade como a elasticidade são importantes para a depuração do muco, pois essas variações das propriedades do muco podem influenciar na maneira com que essa depuração vai ocorrer. A tensão gerada no muco durante a tosse é maior quando comparado à tensão gerada pelo batimento ciliar, o que causa respostas diferentes na

depuração do muco das vias aéreas (RUBIN, 2007). SHAH et al. (2005) afirmam que quanto maior a viscosidade e a viscoelasticidade do muco, menor é a efetividade da aspiração, por haver oclusão do cateter. O conhecimento sobre essas variações contribui diretamente para aplicação de pressões a fim de proporcionar a limpeza da via aérea por meio da AE.

MORROW et al. (2004) afirmam que o volume de secreção aspirada durante a AE depende da viscosidade da secreção pulmonar, da pressão de sucção aplicada e da perda de carga do cateter durante o procedimento.

2.3 Novas tecnologias de cateteres de aspiração endotraqueal

Alguns autores vêm apresentando diferentes formatos de sondas, as quais apresentam características diferentes da sonda convencional. SHAH et al. (2005) testaram diferentes formatos de sondas para encontrar as características da sonda de maior eficiência do procedimento de aspiração. O estudo foi feito com cateteres 16 Fr contendo furos laterais com diferentes tamanhos (3, 4 e 5 milímetros), paralelos ou não entre si. Os autores evidenciaram melhor eficácia da aspiração com o uso do cateter com maior diâmetro do orifício lateral (5 mm) em mucos mimetizados nas concentrações de 0,5 e 1,5%. Foram preparadas três concentrações de mimetizadores de muco (0,5; 1,5 e 3%), as quais atendem a ampla faixa característica das secreções pulmonares.

Há, também, cateter com o objetivo de retirar o biofilme espesso do lúmen do TE chamado de *Mucus Shaver*. Esse cateter vem apresentando bons resultados em sua utilização clínica, por remover bem as secreções e também prevenir a obstrução e colonização do TE após comparação com a aspiração e umidificação realizadas convencionalmente. A utilização desse novo cateter reduziu a quantidade de secreções presentes no tubo e reduziu, também, a colonização bacteriana do TE quando comparada a aspiração realizada de maneira convencional somada à umidificação da via aérea (RODRIGUES–MACHADO & ARAÚJO, 2018). Esses dados viabilizam a utilização deste novo cateter na prática clínica, uma vez que a redução de microrganismos leva à diminuição da colonização do TE, reduzindo dessa maneira, as chances de novas infecções (TOLOBOW et al., 2005).

Além do *Mucus Shaver*, há também o *Rescue Cath* que consiste em um cateter de aspiração rígido com um balão de limpeza (em malha) na extremidade distal do cateter, um calibrador de profundidade, seringa para inflar o balão, alça, dispositivo de irrigação, válvula e dispositivo de sucção. O calibrador permite melhor profundidade do balão, o qual se infla e realiza remoção das secreções presentes principalmente no tubo endotraqueal. Caso o balão ultrapasse a profundidade permitida, o mesmo pode ser desinflado, melhor posicionado e re-inflado na posição correta, auxiliando a restauração da via aérea sem a necessidade de extubação seguida de re-intubação do paciente. Ainda assim, o *Rescue Cath* está sendo utilizado antes do exame de broncoscopia, reduzindo as secreções do lúmen do tubo endotraqueal, proporcionando melhorias na visibilidade, e redução do tempo do exame e da necessidade de irrigação (STONE & BRICKNELL, 2011).

Outro dispositivo que vem sendo utilizado é o *endOclear*, que também tem por finalidade a retirada de secreções do TE e também de regiões distais do mesmo, sem a desconexão do paciente, uma vez que esse dispositivo apresenta um conector em “Y” favorecendo a permanência do paciente no circuito do ventilador (PINCIROLI et al., 2016).

O *endOclear* consiste de uma alça proximal e um cateter flexível e fino, estéril, de uso único, com um aparelho capaz de remover secreções em sua extremidade distal (RODRIGUES–MACHADO& ARAÚJO, 2018). A malha arredondada em sua porção distal pode ser ativada para mover o mesmo de uma região colapsada para uma expandida. O dispositivo é ativado após sua inserção no tubo endotraqueal, sendo realizada a limpeza do TE a partir da formação de um limpador em forma de disco, o qual pressiona levemente a parede do TE. Ao ser retirado do tubo, o *endOclear* raspa as secreções em um tempo de 3 a 5 segundos, retirando o biofilme presente no tubo (PINCIROLI et al., 2016; RODRIGUES – MACHADO & ARAÚJO, 2018).

Por ser um dispositivo com marcas graduadas e um guia de segurança auxilia o ajuste, evitando sobreposição no sistema. O *endOclear* possui um bloqueio de segurança no nível de sua alça, que evita o disparo de maneira não controlada do dispositivo. Este dispositivo é útil para redução do acúmulo de muco, da obstrução e também da formação de biofilme no TE diante análise de tomografias computadorizadas de alta

resolução (TCAR) (PINCIROLI et al., 2016; RODRIGUES–MACHADO & ARAÚJO, 2018).

2.4 Novo aspirador de secreções pulmonares (Las-Casas, 2018)

Um novo aspirador de secreções pulmonares foi desenvolvido no Laboratório de Biomecânica (MecBio) da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG) por LAS-CASAS (2018).

O desenvolvimento do novo aspirador teve como objetivo tornar o procedimento mais seguro e menos desconfortável para o paciente, com fácil manuseio do aparelho, evitando erros devido à automatização do procedimento. Além disso, tentar contrabalancear as complicações oriundas do procedimento.

O aspirador desenvolvido por LAS-CASAS (2018) contém duas funções: fornecimento de oxigenação e umidificação às vias aéreas, e sucção de secreções pulmonares por meio do sistema aberto de aspiração de secreções pulmonares. O novo aparelho permite a configuração do modo de sucção, que pode ser contínuo com duração do procedimento de até 15 segundos ou alternado onde o tempo de sucção varia de acordo com a válvula de vácuo que ora fica aberta, ora fechada. O tempo de sucção será controlado para garantir eficiência da remoção de secreções e proteção do paciente por não exceder o tempo de sucção, o que poderia causar atelectasias. Ainda assim, poderá ser escolhida apenas a opção de oxigenação do paciente. A linha de oxigenação será a primeira a ser ligada, e a última a ser desligada para que possa ser mantida a oxigenação e, preservada a capacidade residual do paciente.

De acordo com LAS-CASAS (2018) com a umidificação pretende-se fluidificar as secreções, facilitando a sua retirada, principalmente, de secreções mais espessas. Com a oxigenação pretende-se atenuar o risco de hipoxemia, compensando o ar que inevitavelmente é retirado das vias aéreas do paciente durante a aplicação de pressões negativas na via aérea.



Figura 2.3 – Protótipo do novo aspirador de secreções pulmonares desenvolvido por LAS-CASAS (2018).

2. 5 Soluções mimetizadoras de muco

Alguns autores reproduziram mimetizadores de muco em seus trabalhos, a fim de verificar o comportamento reológico dessas soluções. SHAH et al. (2005) elaboraram 3 concentrações (0,5; 1,5 e 3%) de substâncias mimetizadoras de muco e escarro à base de polietilenoglicol, com peso molecular de 5.000.000 g/mol, com a viscosidade variando de 5500 a 7500 cP. Para se obter a solução, o óxido de polietileno era dissolvido em água deionizada à 95° Celsius, e após sua dissolução, a solução era mantida em agitação por 2 horas. O mesmo verificou que as soluções mimetizadas apresentavam comportamento de fluidos não newtonianos, os quais apresentavam resposta não linear da taxa de cisalhamento em função da tensão de cisalhamento, e que a viscosidade das soluções diminuía quando se aumentava a taxa de cisalhamento. Os testes foram feitos em reômetro de placas paralelas (AR1000; TA Instruments). Ainda assim, o autor concluiu que a concentração de 3% é similar às secreções de pacientes com FCP.

ORTIS (2015) fez soluções mimetizadoras de muco à base de goma de alfarroba e bórax, em três concentrações distintas (semilíquida, intermediária e semissólida) dissolvidas em água desmineralizada em ebulição, seguindo os passos propostos por HASSAN et al. (2006). Após os testes reológicos, a autora concluiu que houve aumento moderado do módulo viscoso com o aumento da frequência angular para as soluções

mais espessa e intermediária; enquanto houve a queda da viscosidade para as três concentrações, mostrando similaridade da solução com a secreção humana.

LAS-CASAS (2018) reproduziu substâncias mimetizadoras do muco respiratório humano, em três diferentes concentrações de 1, 1,5 e 2%, denominados de quase líquido, intermediário e quase sólido, respectivamente. Todas as substâncias são à base de polietilenoglicol, com peso molecular de $\sim 5.000.000$ g/mol. Em seu trabalho também foi verificada queda da viscosidade quando se aumenta a taxa de cisalhamento, corroborando aos achados dos outros autores. Na Fig.2.3, encontra-se o gráfico com o comportamento da viscosidade diante da taxa de cisalhamento para as soluções mimetizadas por LAS-CASAS (2018).

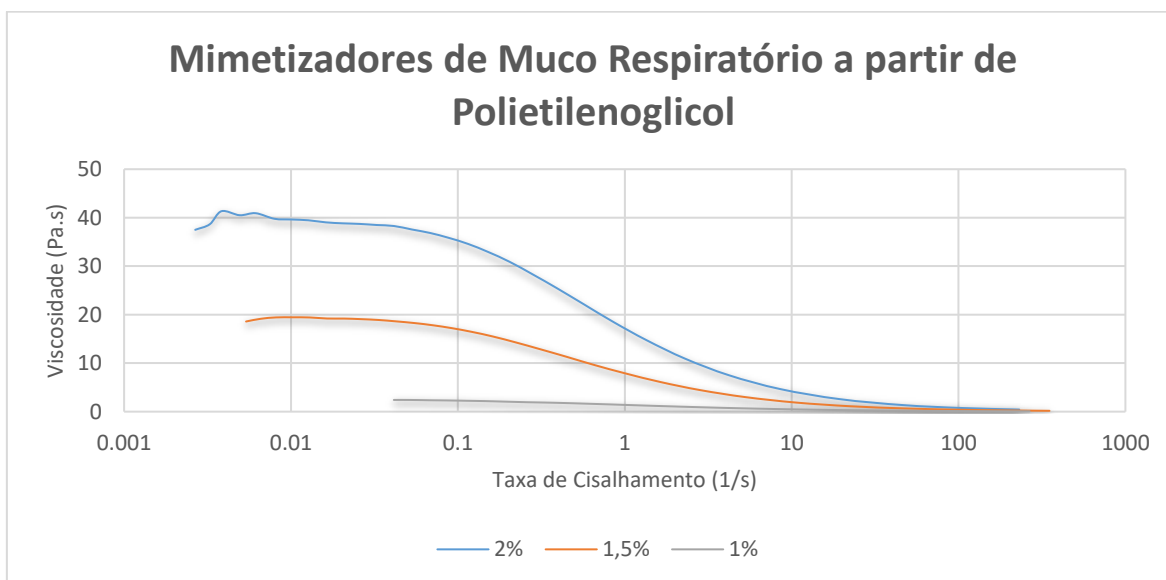


Figura 2.4- Viscosidade em função da Taxa de Cisalhamento para mimetizadores de muco respiratório a partir de polietilenoglicol nas concentrações de 1%, 1,5% e 2%. Resultados obtidos por meio do teste de fluxo. (Fonte: LAS-CASAS, 2018).

3

OBJETIVOS

3.1 Objetivos gerais

O presente estudo tem como objetivo verificar o desempenho de novas geometrias de cateteres de duplo lúmen na sucção de secreções pulmonares para utilização em um novo aspirador pulmonar que agrega oxigenação e sucção descrito por Las-Casas (2018).

3.2 Objetivos específicos

- Verificar o comportamento reológico de soluções mimetizadoras de muco em bancada.
- Definir e modelar novas seções transversais para cateteres de aspiração de secreções pulmonares.
- Validar modelos numéricos para simulação computacional.
- Verificar qual das três seções transversais é melhor para remover secreções.
- Verificar a influência dos diversos parâmetros do cateter de aspiração de secreções pulmonares e do muco na eficiência da remoção de secreções.
- Validar o modelo numérico utilizado por meio de testes em bancada.

4

MATERIAIS E MÉTODOS

Este estudo foi dividido nas seguintes etapas:

- Projeto inicial para estudo das geometrias de novos cateteres;
- Análise analítica da vazão em função da diferença de pressão;
- Simulações computacionais no programa baseado em Volumes Finitos *ANSYS Fluent*® 18.2;
- Elaboração de mimetizadores de muco a partir de polietilenoglicol para uso em testes em bancada;
- Testes em bancada para validação das simulações computacionais;
- Simulações computacionais no programa baseado no método dos Elementos Finitos *Comsol*.

4.1 Projeto inicial para estudo de novas geometrias de cateteres de aspiração

Diante das complicações oriundas da AE, se fez oportuno o estudo de novos dispositivos que pudessem ser utilizados como cateteres de aspiração, apresentando particularidades que visassem a redução de efeitos adversos do procedimento de aspiração endotraqueal.

LAS-CASAS (2018) descreveu o desenvolvimento de um aspirador de secreções pulmonares que integrava sucção e umidificação da via aérea. Para que esse novo aspirador possa ser usado é necessária a utilização de um novo cateter que integre ambas as funções do novo aparelho, sendo um cateter de duplo lúmen. O cateter duplo lúmen se faz necessário diante da integração da oxigenação umidificada somada à sucção de secreções pulmonares, visando na eficácia da remoção de secreções e na redução de complicações oriundos do procedimento de AE.

LAS-CASAS (2018) realizou análises sobre as características do cateter que aumentam a sua eficiência para remover secreções; e análises diante: comprimento, quantidade, tamanho e disposição de orifícios laterais; do tamanho da área de seção transversal suficiente para passagem de oxigênio umidificado, para que valores utilizados no projeto inicial pudessem ser estudos afim de elaborar um protótipo de um novo cateter de aspiração, o qual apresentasse menor perda de carga para o escoamento de fluidos mimetizadores de muco. Ainda de acordo com LAS-CASAS (2018) os cateteres analisados tinham características diferentes do cateter 12 Fr (C12 Fr) em função da área de seção transversal interna, comprimento do cateter e disposição dos orifícios laterais. Ressalta-se que a autora manteve o mesmo diâmetro externo do cateter convencional (12 Fr), pois levou em consideração a conclusão de ORTIS (2015), que afirma que aumentar a pressão de sucção é menos lesivo do que se aumentar o diâmetro externo do cateter de sucção, uma vez que ao se aumentar o diâmetro externo, não há passagem de ar ao redor do cateter, causando uma redução ainda maior da pressão subatmosférica ao final do TE (AARC, 2010).

Sendo assim, neste trabalho foi feito o projeto inicial e propostos três novos cateteres de aspiração, com três distintos formatos geométricos de seções transversais internas. Os cateteres foram denominados de: circular (CC), semicircular (CSC) e curvo (CCu), demonstrados na Fig.4.1 a seguir.

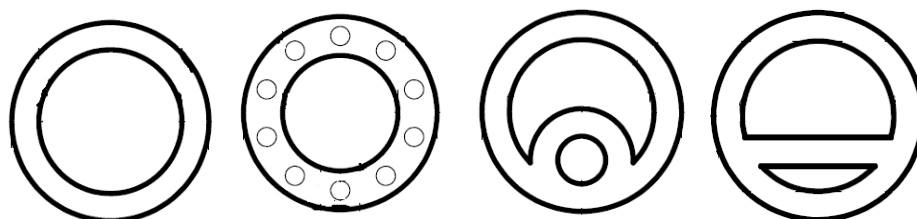


Figura 4.1 – Da esquerda para a direita: Cateter 12 Fr (C12 Fr), Cateter Circular (CC), Cateter Semicircular (CSC) e Cateter Curvo (CCu).

4.1.1 Caracterização dos novos cateteres de aspiração

Para obter dados fidedignos dos valores de: espessura de parede, diâmetro interno, e área de seção transversal interna foram feitas fotografias do cateter convencional (12 Fr) com escala (régua em cm) essas informações serviram de base para elaboração dos novos cateteres como demonstrado na Fig.4.2. Esses valores foram medidos e quantificados utilizando-se o programa *Quantikov Image Analyzer*. O analisador micro estrutural do módulo *Quantikov-MAI* é capaz de programar métodos próprios para a obtenção de parâmetros geométricos juntamente com os analisadores de imagem modernos com métodos estereométricos de quantificação (PINTO, 1996).

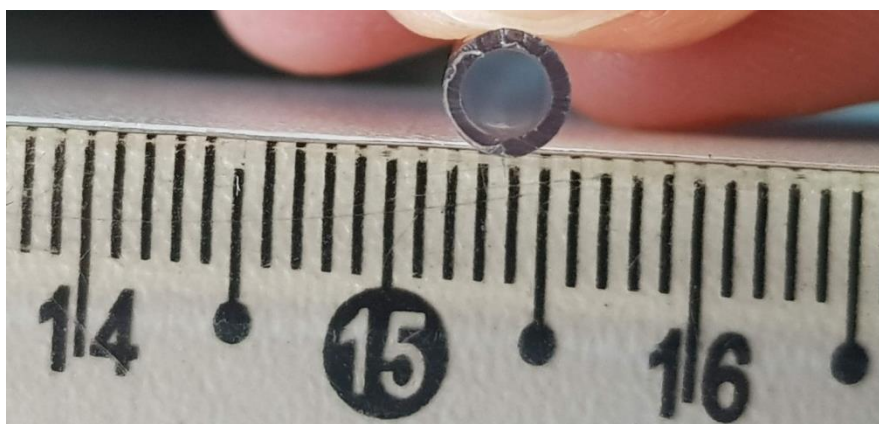


Figura 4.2 – Fotografia do cateter 12 Fr (C12 Fr) para medição de espessura de parede, diâmetro interno e área de seção transversal interna utilizando o programa *Quantikov Image Analyzer*. Os valores obtidos serviram como embasamento para elaboração de novas geometrias de cateteres de aspiração de secreção pulmonar.

Após a coleta dos valores, e analisadas todas as dimensões, geometrias foram desenvolvidas nos programas *AutoCAD*, *Rhinoceros 3D v.5* e *SolidWorks 2017*. Essas geometrias em 3D foram importadas para preparação da malha e das simulações utilizando-se o programa *ANSYS Fluent*, e utilizadas como embasamento para impressão em 3D dos protótipos dos novos cateteres propostos.

Os cateteres propostos possuem comprimento de 400 mm e um orifício central destinado inicialmente, apenas à passagem de muco. Essas regiões destinadas à passagem de muco apresentam áreas que variam para cada uma de suas geometrias. O cateter circular (CC) possui área de seção transversal interna de 4,48 mm²; o cateter semicircular (CSC) 4,49 mm²; e cateter curvo (CCu) 4,22 mm². Além disso, os cateteres propostos possuem diâmetro externo de 4 mm e espessura de parede de 0,55 mm,

similar ao cateter 12 Fr, comumente utilizado em Unidades de Tratamento Intensivo (UTI). Esses dados foram mantidos para assegurar boa relação entre diâmetros (TE/cateter de aspiração).

Os parâmetros adotados para elaboração das geometrias e dos desenhos em 3D foram fundamentados em análises feitas por LAS-CASAS (2018) para definir a área de seção transversal interna para passagem de oxigênio favorecendo definições sobre o limite da área de seção interna e da espessura de parede. Segundo a autora, pode se reduzir em até 80% a área da seção interna do cateter, quando simultaneamente se diminuir o comprimento do cateter de 500 para 400 mm, sem aumentar a perda de carga ao longo do cateter. Sendo assim, as áreas para passagem de secreção dos novos cateteres foram menores que do cateter padrão (12 Fr), o que foi compensado pela redução do comprimento do cateter para 400 mm, representando a redução da área da seção interna de 25,3 % para o CC; 25,2 % para o CSC e 29,7 % para o CCu.

Como se pretende que esses novos cateteres possam integrar sucção e oxigenação, a área destinada à passagem de muco contém restrição e deve ser baseada de acordo com a área destinada ao fornecimento de oxigênio umidificado. LAS-CASAS (2018) afirma que a área destinada para passagem de oxigênio umidificado deve ter no mínimo 1 mm². Sendo assim, as caracterizações dos cateteres que serão analisados neste estudo estão representadas na Tab. 1. De acordo com esta tabela, o CC apresenta menor diâmetro interno que os demais cateteres. Isso ocorre devido aos 10 orifícios, ao redor do orifício central, destinados à oxigenação umidificada. E, somado a isso, a espessura de parede deste cateter é maior para adequar todos os orifícios de oxigenação. Como cada orifício têm 0,1257 mm², o total da área destinada à oxigenação é de 1,257 mm² (10 x 0,1257 mm²). Para todas as seções a área destinada ao oxigênio pôde ser viável diante da redução do diâmetro interno.

Tabela 1 – Características dos cateteres de sucção: Cateter 12 Fr (C12 Fr); Cateter Circular (CC); Cateter Semicircular (CSC) e Cateter Curvo (CCu).

Cateter de sucção	Diâmetro externo (mm)	Diâmetro interno (mm)	Espessura de parede (mm)	Área da seção transversal interna (mm²)	Área para oxigenação umidificada (mm²)	Comprimento (mm)
Cateter 12 Fr (C12 Fr)	4	2,9	0,55	5,96	0	500
Cateter Circular (CC)	4	2,39	0,806	4,48	1,257	400
Cateter Semicircular (CSC)	4	2,9	0,55	4,49	0,73	400
Cateter Curvo (CCu)	4	2,9	0,55	4,22	0,73	400

Além das geometrias supracitadas foram feitos modelos numéricos com o comprimento de 500 mm para o CC. A simulação em dois diferentes comprimentos para o CC visa verificar os resultados obtidos por LAS-CASAS (2018), no intuito de comparar a vazão (Q) com os dois comprimentos, e identificar qual deles possui melhor eficiência de aspiração para um mesmo diferencial pressórico.

Ainda assim, modelos com comprimento de 200 mm para o CC proposto, também, foram feitos para comparar os resultados de vazão para essa seção transversal de maneira: analítica, numérica e experimental.

Modelos bidimensionais para o cateter 12 Fr com 400 mm de comprimento também foram feitos para serem utilizados em simulações no programa Comsol, para comparar resultados de velocidade média/vazão mássica oriundos dos testes em bancada e da análise analítica.

4.2 Cálculos teóricos

A Lei de Potência (modelo Ostwald de Waele) descrita na Equação 4.1 descreve fluidos não-Newtonianos, independentes do tempo. Essa equação leva em consideração o índice de consistência (k) em $\text{Pa}\cdot\text{s}^n$, o índice de comportamento (n), e a taxa de deformação (γ) para calcular a tensão de cisalhamento (τ).

$$\tau = k \cdot \gamma^n \quad (4.1)$$

Para verificar os resultados obtidos de Q (m^3/s) em função da pressão negativa e da velocidade crítica, foi utilizada uma equação derivada da equação de Lei de Potência. A derivação da Lei de Potência mostrada por MACHADO (2002) e descrita na Equação 4.2 é aplicada para que possam ser utilizados valores de velocidade crítica (velocidade, a partir da qual inicia a turbulência no escoamento) e valores de perda de carga distribuída ao longo do tubo (cateter) em Pascal (Pa) para obter dados da vazão do fluido.

$$\Delta P = \frac{4kL}{D} \left(\frac{v}{D} \cdot \frac{6n+2}{n} \right)^n \quad (4.2)$$

Diante disso, foram utilizados dados referentes ao: diâmetro interno (D), área de seção transversal interna do cateter utilizado; comprimento (L); diferencial pressórico (ΔP); velocidade de entrada (v); índice de consistência (k) e índice de comportamento (n). Essa equação foi utilizada na etapa analítica do estudo, para que os valores obtidos de vazão pudessem ser comparados aos valores de vazão encontrados em simulações

computacionais (modelos numéricos) para os cateteres: 12 Fr, circular, semicircular e curvo; e ainda assim, posteriormente, comparar as vazões obtidas para cada uma das seções. Os resultados obtidos com a Equação 4.2, também, foram utilizados para realizar a comparação analítica, numérica e experimental (testes em bancada) utilizando o CC com comprimento de 200 mm.

O índice de comportamento utilizado na Equação 4.2 possui valor menor que 1, característico de fluidos pseudoplásticos, não-Newtonianos. Ainda assim, para cada uma das concentrações de soluções mimetizadas utilizadas (SSL, SI e SSS), os valores de k e n variaram e estão descritos na Tab. 2, a seguir. Vale ressaltar que os valores de k e n foram em função das análises feitas por LAS-CASAS (2018) baseadas nas aproximações das curvas do modelo Ostwald de Waele.

Tabela 2 – Valores dos índices de consistência (k) e comportamento (n) para cada uma das concentrações de soluções mimetizadoras de muco (LAS-CASAS, 2018).

Solução	Solução Semilíquida (SSL)	Solução intermediária (SI)	Solução Semi-Sólida (SSS)
Índice de consistência (k) [Pa.s]	0,916	7,031	16,400
Índice de comportamento (n)	0,5522	0,3806	0,3344

Todos esses dados auxiliaram no cálculo da vazão de maneira analítica (cálculo teórico) quando se utilizaram os três cateteres de aspiração propostos, sendo para o cateter CC, valores de Q para os comprimentos de 500 e 400 mm, e para os cateteres CSC e CCu, valores de Q com comprimento de 400 mm; para cada uma das concentrações de soluções mimetizadoras de muco (SSL; SI e SSS) com valores de pressões negativas de: 40, 60, 80, 100, 110, 150, 160, 200, 220, 250, 300 e 400 mmHg. Além disso, foram feitos cálculos para o comprimento de 200 mm para o cateter circular, para as três soluções mimetizadas e para pressões negativas de: 60, 80, 100, 110, 120, 150, 200 e 220 mmHg.

É importante salientar que este modelo analítico simplificado não leva em consideração valores de densidade, e de viscosidade máxima e mínima. Esse tipo de análise considera apenas a perda de carga distribuída ao longo do tubo (cateter 12 Fr, cateter circular,

cateter semicircular, e cateter curvo) e a parte viscosa do fluido (soluções mimetizadoras). É importante salientar que a Equação 4.2 considera o escoamento do fluido já desenvolvido. Valores de diâmetro equivalente foram encontrados para as seções semicircular e curva.

4.3 Simulações computacionais no ANSYS Fluent® 18.2

As simulações feitas no programa ANSYS Fluent® 18.2 continham malhas apresentando as seguintes características: *min.size* 1,00E-4 m; *max. face size* 2,00E-4 m e *max. Tet size* 2,00E-4 m. Os valores de “Qualidade Ortogonal Mínima” foram 0,47981 e; de “Qualidade Ortogonal Média” de 0,98003 para o CC; de 0,52177 e 0,97168 para o cateter semicircular e de 0,72247 e 0,97204 para o CCu. Foram gerados 548.000 elementos e 582.291 nós para o cateter de 400 mm e 692.500 elementos e 732.793 nós para o comprimento de 500 mm. Para o cateter semicírculo 326.000 elementos e 366.183 nós e, para o cateter curvo 254.000 elementos e 306.153 nós.

Para o CC com comprimento de 200 mm foram gerados 357.589 elementos e 374.166 nós. A malha apresentou valores de “Qualidade Ortogonal Mínima” de 0,81688 e “Qualidade Ortogonal Média” de 0,98365. Os valores *min.size*; *max. face size* e *max. Tet size* foram iguais aos valores utilizados nas geometrias com 400 mm.

Foram também padronizadas as características consideradas para o fluido, sendo elas: fluido não-Newtoniano e incompressível, ou seja, durante o escoamento as variações de massa específica do fluido são desprezíveis (FOX, et al., 2014). Ressalta-se, também, que o modelo de fluido foi aproximado pelo modelo de potência, onde valores de k e n variam de acordo com a concentração de PEG da solução mimetizadora utilizada (como foi descrito no item 4.2). Assim como k e n , a densidade e a faixa de viscosidade também variam com a solução. Sendo assim, tomou-se densidade de 996,7 kg/cm³ para a solução semilíquida (SSL); 997,42 kg/cm³ para solução intermediária (SI) e 998,24 kg/cm³ para solução semissólida (SSS). Viscosidade mínima e máxima de 0,0269 e 2,42 Pa.s para a SSL; 0,0674 e 19,46 Pa.s para a SI; e 0,1748 e 41,34 Pa.s para a SSS, respectivamente, como demonstrado na Tab. 3 abaixo (LAS-CASAS, 2018).

O tipo de escoamento foi dado como laminar; o sistema de equações baseado em pressão e a formulação de velocidade foram definidos 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!. E o esquema de discretização da equação de conservação da quantidade de movimento foi o *First-Order Upwind* assim como foi descrito por LAS-CASAS (2018).

Tabela 3 – Valores de Densidade, Viscosidade mínima e máxima para cada uma das concentrações de soluções mimetizadoras de muco (LAS-CASAS, 2018).

Solução	Densidade (kg/m³)	Viscosidade mínima (Pa.s)	Viscosidade máxima (Pa.s)
Solução Semilíquida (SSL)	996,7	0,0269	2,42
Solução Intermediária (SI)	997,42	0,0674	19,46
Solução Semissólida (SSS)	998,24	0,1748	41,34

A Equação 4.3, descrita abaixo, foi utilizada nos modelos numéricos referentes à viscosidade, descrito pelo programa *ANSYS Fluent* (*ANSYS User's Guide*, 2013).

$$\eta = k\gamma^{n-1}H(T) \quad (4.3)$$

Sendo η a viscosidade, k índice de consistência; n índice de comportamento; γ a taxa de cisalhamento e T temperatura constante. O índice de comportamento de acordo com o *ANSYS Fluent User's Guide* (2013) é função do desvio de comportamento de um fluido newtoniano (Lei de Potência) sendo um determinante da classe do fluido, onde $n=1$ é para fluidos newtonianos; $n>1$ para fluidos dilatantes, e $n<1$ para fluidos pseudoplásticos.

O objetivo da análise numérica é obtenção de dados referentes à vazão perante a utilização de pressões negativas variando de 60 a 400 mmHg utilizando o CC com comprimento de 500 e 400 mm e, para o CSC e CCu com comprimento de 400 mm. O

modelo numérico utilizado para obtenção da vazão (Q) levou em consideração apenas a parte viscosa do fluido, utilizando valores de densidade, viscosidade mínima e máxima, perda de carga localizada na entrada e também a perda de carga distribuída ao longo do cateter. Malhas tridimensionais foram utilizadas a fim de obter interações no intuito de gerar soluções que mais se aproximem do real.

Os valores obtidos servirão para comparar as vazões encontradas de maneira analítica simplificada e numérica para cada seção transversal; e também, para comparar a vazão encontrada para a SSS para cada uma das três seções transversais (CC, CSC e CCu) a fim de verificar qual das seções possui melhor desempenho para a remoção da solução mais espessa para um mesmo diferencial pressórico. Além disso, obter valores de vazão para pressões negativas de 60 até 220 mmHg para o CC com 200 mm de comprimento, com o objetivo de comparar os resultados encontrados de maneira analítica e experimental deste trabalho, para validar as análises numéricas realizadas.

Ressalta-se que como condição de contorno foi utilizada a velocidade na entrada e pressão na saída do cateter.

LIMITAÇÕES: As simulações levaram apenas em consideração o escoamento apenas do fluido dentro do cateter, o qual foi analisado sem presença dos orifícios laterais. Ainda assim, foi desconsiderada a passagem de ar concomitante à passagem do muco no interior do cateter, e a perda de carga do tubo conector à bomba de vácuo.

4.3.1 Teste de Convergência de Malha (TCM) no ANSYS Fluent® 18.2

Os testes de convergência de malha (TCM) são feitos para se adquirir confiabilidade dos dados quantitativos obtidos em simulação computacional. Neste estudo, o TCM utilizou a função de tamanho de malha adaptável pelo *element size*. Sendo assim, a malha parte de um ponto inicial diante da definição do *element size* com a finalidade de conseguir um comportamento mais próximo do real. Foram feitos TCM para as três seções internas propostas, uma vez que a área de seção interna é diferente para cada geometria; e ainda assim, admitiu-se que a pressão de saída foi nula em todos os casos. Todas as seções (circular, semicircular e curva) possuem 400 mm de comprimento.

4.3.1.1 TCM para o Cateter Circular (CC)

Os tamanhos dos elementos (*element size*) foram reduzidos de maneira gradativa, e os valores utilizados para o CC foram: 0,001; 0,0009; 0,00063; 0,00045; 0,0004; 0,0003; 0,00022 e 0,00017 m. Para cada *element size* são obtidos valores de número de nós e número de elementos. O *element size*, o número de elementos e de nós e a pressão (mmHg) estão descritos na Tab. 4, a seguir.

Tabela 4 - Número de elementos, nós e pressão obtida para cada um dos valores de “*element size*” para o cateter circular.

<i>Element size</i> (m)	Número de elementos	Número de nós	Pressão (mmHg)
0,001	2.135	3.852	144
0,0009	4.800	7.215	317,7
0,00063	14.720	19.230	276,5
0,00045	31.745	39.952	244
0,0004	76.988	87.204	227
0,0003	221.760	238.564	215,8
0,00022	550.765	550.765	209,6
0,00017	921.216	972.000	207,4

A malha utilizada possui 582.291 nós. Na Fig.4.3 está o gráfico da relação entre o diferencial pressórico e o número de nós obtidos no TCM para o CC.

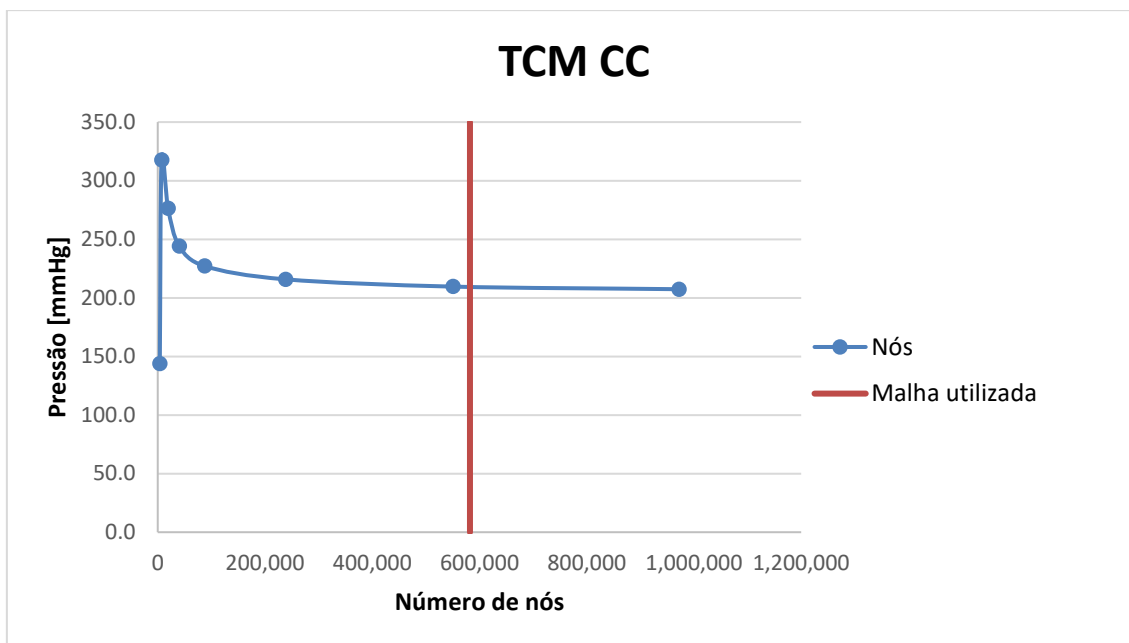


Figura 4.3 – Relação entre diferencial pressórico e número de nós para o cateter circular (CC).

Na Fig. 4.4 estão as ilustrações das malhas do TCM do CC.

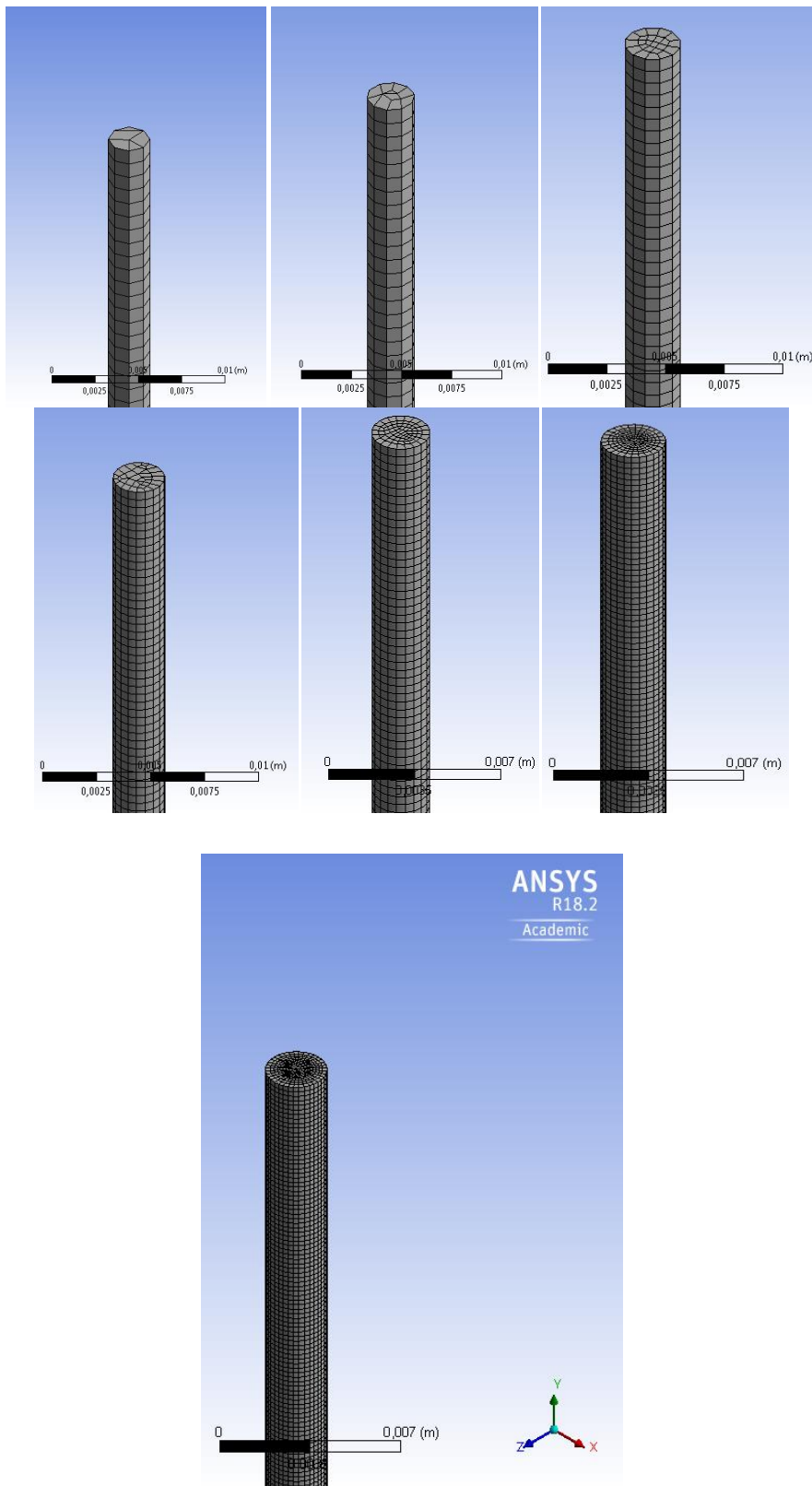


Figura 4.4 – Teste de Convergência de Malha (TCM) para o CC com 0,001 m; 0,0009 m; 0,00063 m; 0,00045 m; 0,0004 m; 0,0003 m; 0,00022 m de “*element size*”.

4.3.1.2 TCM para o Cateter Semicircular (CSC)

Os *element sizes* foram reduzidos gradativamente, sendo eles: 0,0008; 0,00052; 0,0004; 0,0003; 0,00025; 0,00015 e 0,00010 m. Para cada um dos *element size* foram obtidos dados da quantidade de elementos e de nós. Na Tab. 5, a seguir, estão presentes os dados de pressão de sucção, quantidade de elementos e número de nós obtidos para cada valor de *element size* utilizado.

Tabela 5- Número de elementos, nós e pressão obtida para cada um dos valores de “*element size*” para o cateter semicircular.

<i>Element size</i> (m)	Número de elementos	Número de nós	Pressão (mmHg)
0,0008	5.250	7.279	96,29
0,00052	9.625	13.510	100,10
0,0004	21.500	28.056	99,60
0,0003	58.696	70.140	99,97
0,00025	104.000	120.150	99,59
0,00015	416.208	456.570	100,20
0,0001	1.430.000	1.516.758	108,50

A malha utilizada nas análises tinha 366.183 nós. Na Fig.4.5, temos a representação gráfica da relação entre o número de elementos e de nós para cada um dos diferenciais pressóricos encontrados.

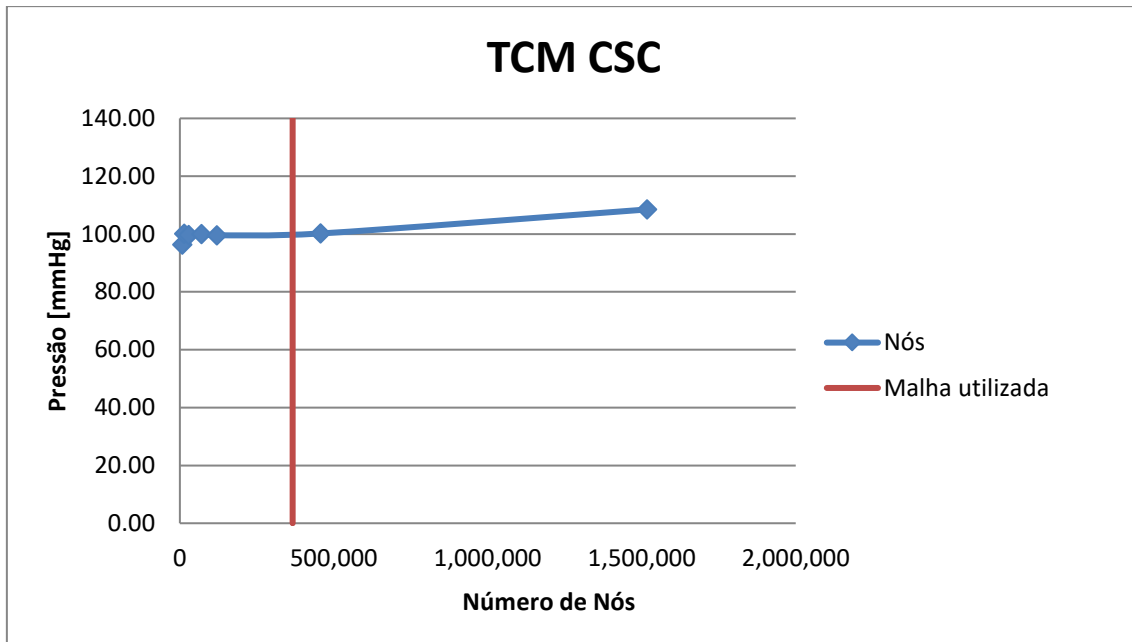
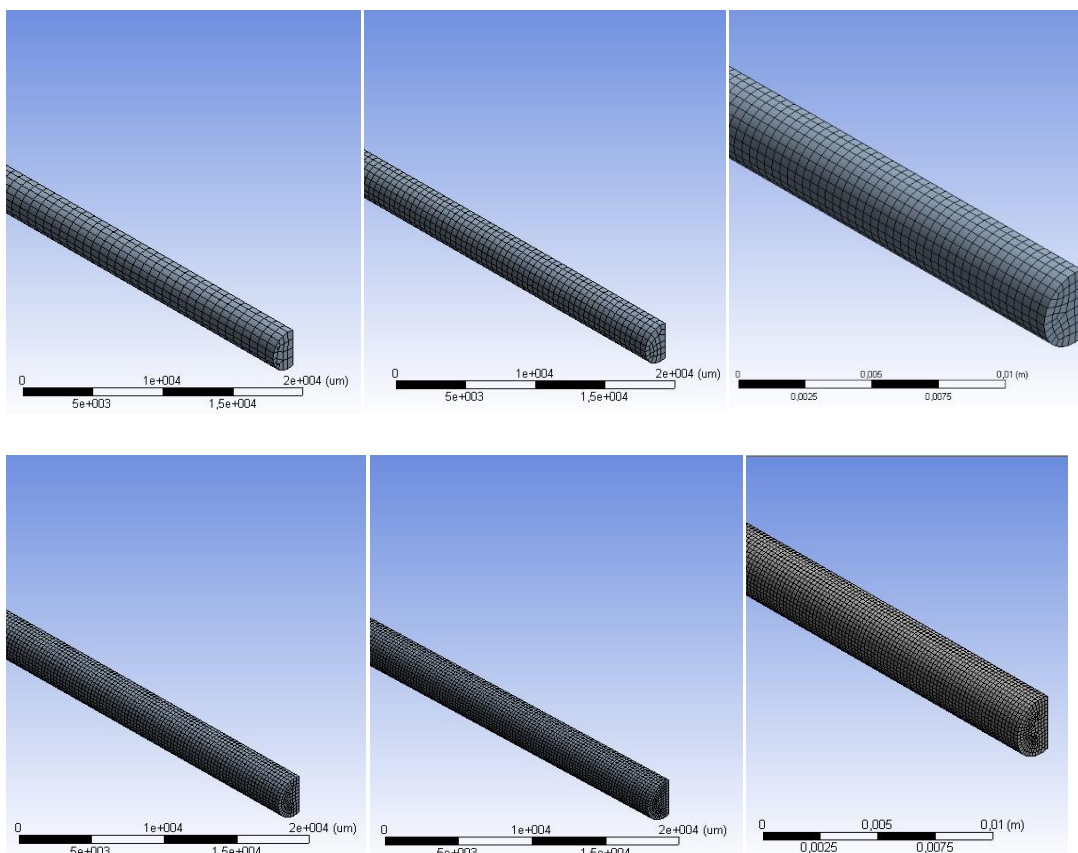


Figura 4.5- Relação entre o diferencial pressórico e o número de elementos para o cateter semicircular (CSC).

A Fig. 4.6 ilustra as malhas utilizadas no TCM para o CSC.



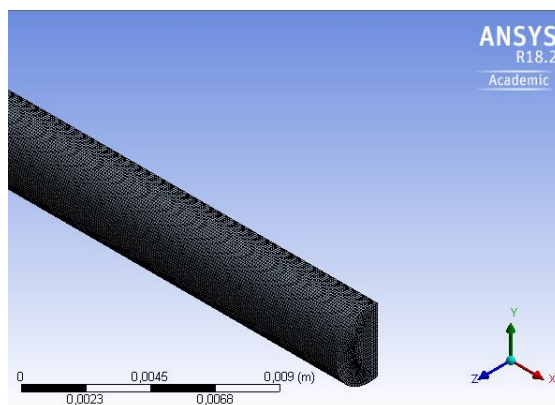


Figura 4.6 – Malhas utilizadas no TCM do CSC com 0,0008 m; 0,00052 m; 0,0004 m; 0,0003 m; 0,00025 m; 0,00015 m de *element size*.

4.3.1.3 TCM para o Cateter Curvo (CCu)

O mesmo teste de convergência foi feito para o cateter curvo (CCu), sendo assim, o tamanho dos elementos variou de maneira gradativa de 0,001; 0,00065; 0,0005; 0,0004; 0,00028; 0,0002; e 0,00015 m. Na Tab. 6 estão os valores de número de elementos e de nós para cada *element size* utilizado.

Tabela 6 - Número de elementos, nós e pressão obtida para cada um dos valores de *element size* para o cateter curvo (CCu).

<i>Element size</i> (m)	Número de elementos	Número de nós	Pressão (mmHg)
0,001	6.400	9447	120,3
0,00065	10.780	15.450	120,3
0,0005	14.400	20.852	120
0,0004	23.000	31.062	119,7
0,00028	72.215	87.352	119,8
0,0002	191.000	220.220	119,6
0,00015	429.548	480.600	120,5

A malha utilizada continha 306.153 nós. A Fig.4.7 temos o gráfico que correlaciona o diferencial pressórico com o número de nós, como descrito abaixo.

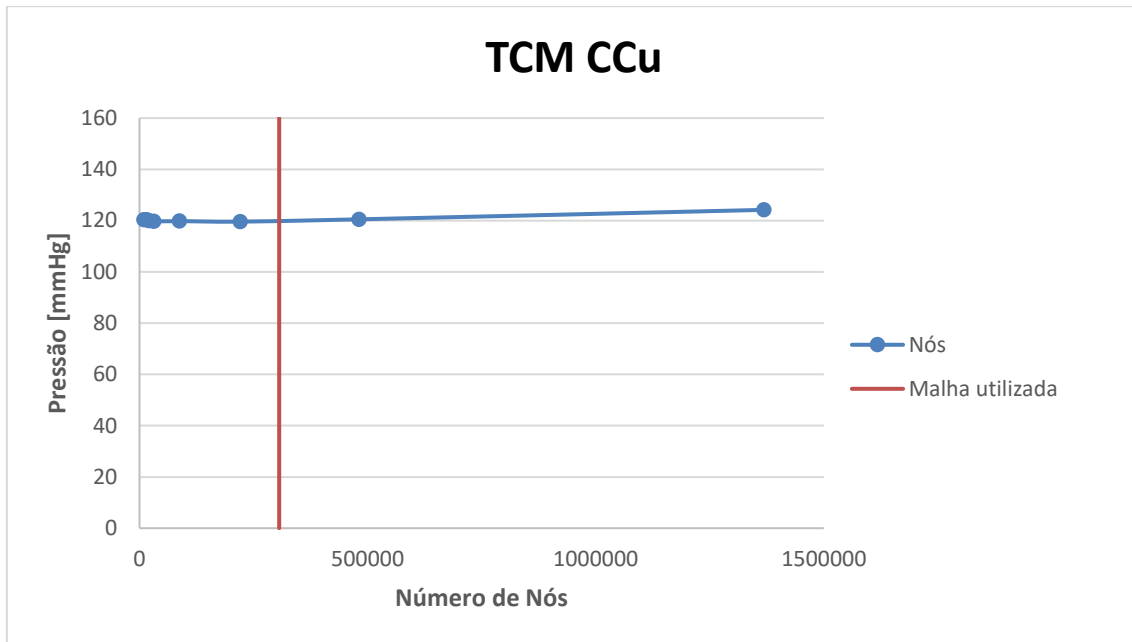
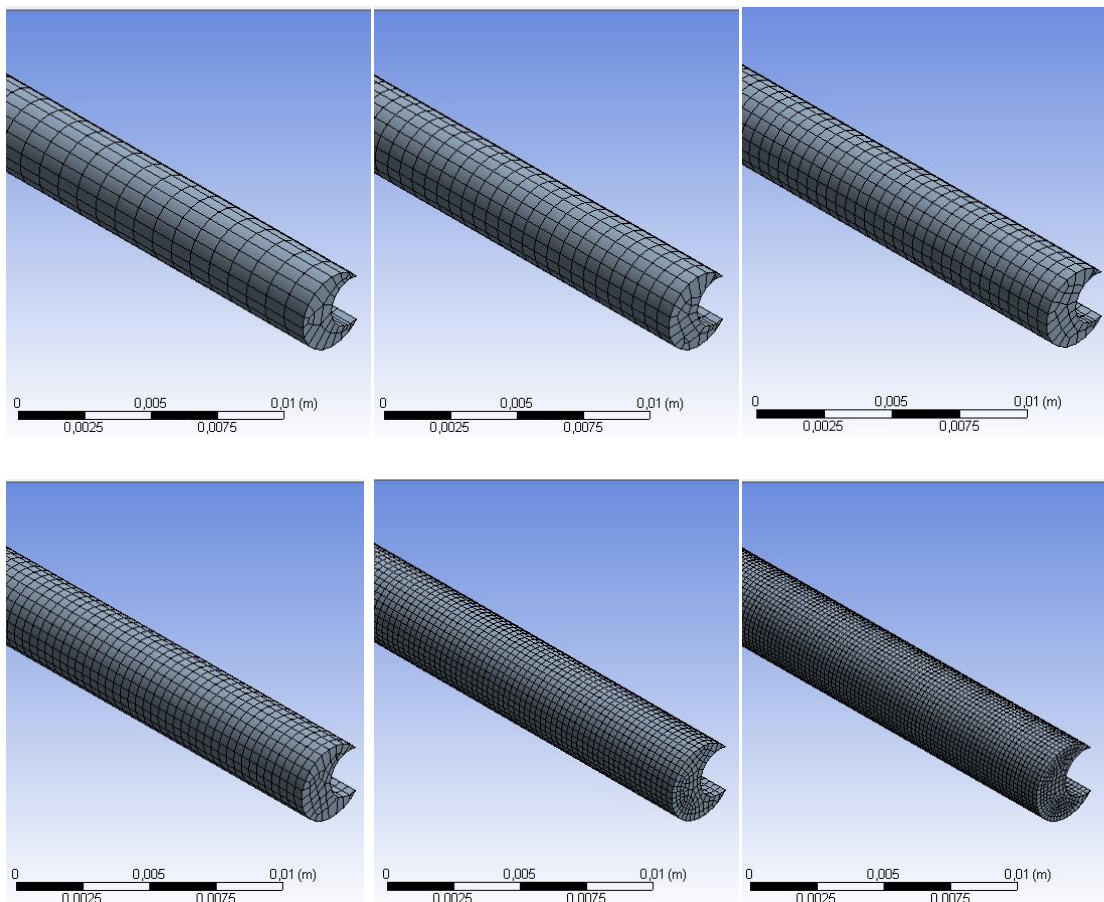


Figura 4.7- Relação entre diferencial pressórico e número de nós para o cateter curvo (CCu).

A Fig. 4.8 abaixo, ilustra as malhas dos TCM para o CCu.



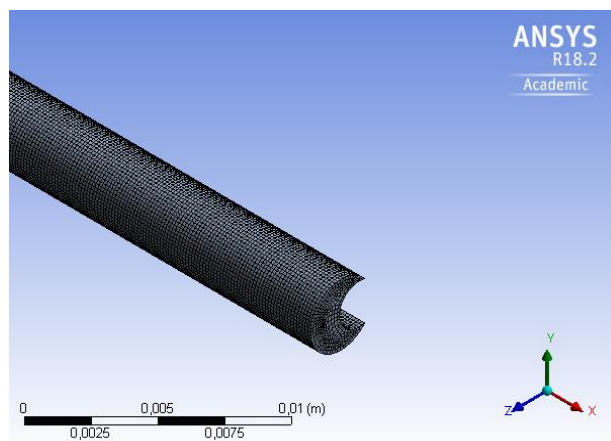


Figura 4.8 – Malhas utilizadas no TCM para o CCu com 0,001 m; 0,00065 m; 0,0005 m; 0,0004 m; 0,00028 m; 0,0002 m; e 0,00015 m de *element size*.

4.3.2 Diferença dos valores do diferencial pressórico (pressão negativa) obtida por meio da simulação computacional – análise numérica

Análises das diferenças de diferencial pressórico obtidos na simulação computacional foram feitas para cada uma das seções transversais, para cada uma das soluções mimetizadoras.

Foi transformado o valor de vazão oriundo do modelo numérico, de Pascal para mmHg, para relacionar ao valor atribuído na análise analítica. Ressalta-se que 1 mmHg equivale à 133,32 Pa.

O valor da diferença referente ao diferencial pressórico para o cálculo teórico e para simulação computacional foi obtido por meio da subtração da pressão negativa da simulação, convertida em mmHg, pela pressão negativa do cálculo teórico (mmHg). O resultado da subtração foi dividido pelo valor da pressão negativa do cálculo e multiplicado por 100. A Equação 4.4, abaixo, simplifica o que foi realizado para se encontrar a diferença da pressão obtida no modelo numérico.

$$\text{Diferença de } P = \left(\frac{P_{sim.} - P_{cál.}}{P_{cál.}} \right) \times 100 \quad (4.4)$$

4.4 Elaboração de soluções mimetizadoras de muco

Para a realização desse estudo, foi necessário elaborar soluções a base de polietilenoglicol (PEG), de acordo com a metodologia proposta e utilizada por LAS-CASAS (2018). Diante disso, foram feitas 3 soluções de PEG, denominadas: Solução Semilíquida (SSL); Solução Intermediária (SI) e Solução Semissólida (SSS), com concentrações de 1,0 %; 1,5 % e 2 %, respectivamente.

O polietilenoglicol (PEG) também conhecido como óxido de polietileno ou *Poly(ethylene oxide)* (PEO) fornecido pela Sigma - Aldrich®- Chemistry apresentando viscosidade de 5500 e 7500 cP, com peso molecular de ~5.000.000 g/mol.

Para se obter as soluções, foram pesadas as quantidades de PEG com um béquer pequeno (50 ml), para cada uma das concentrações, em uma balança científica, devidamente tarada. Sendo assim, foram pesados 3 gramas de soluto para a SSL; 4,5 gramas para a SI; e 6 gramas para a concentração mais sólida.

Para diluir o PEG foi necessário aquecer 300 ml água destilada contida em um béquer com capacidade volumétrica de 1000 ml, com a ajuda de um ebulidor, até que a mesma entrasse em seu ponto de condensação. Após o solvente entrar em ebulição, o béquer era posto sobre uma chapa aquecedora, e a quantidade de soluto, específica para cada concentração, foi dissolvida. A utilização da chapa aquecedora tem a finalidade de manter a temperatura da água destilada em aproximadamente, 95° C até que fosse despejado todo o conteúdo de soluto. A dissolução do PEG ocorria com a ajuda de um agitador mecânico em frequência próxima de 70 rotações por minuto (rpm) utilizando-se um impelidor do tipo hélice naval, sem que a água contida no béquer saísse para fora do mesmo. Após despejar todo o conteúdo de soluto, era desligada a chapa aquecedora, e mantido o agitador mecânico em 50 rpm durante duas horas, a fim de eliminar partes condensadas e espessas na solução. Completas duas horas de agitação, a solução era armazenada em um recipiente inerte, com tampa, em repouso por 24 horas para serem removidas as bolhas oriundas do processo de agitação. Todos os passos para elaboração das soluções mimetizadoras de muco foram feitos no Laboratório de Biocombustíveis da Universidade Federal de Minas Gerais.

O valor de densidade varia para cada concentração de solução mimetizadora, como descrito acima (LAS-CASAS, 2018). A viscosidade foi obtida por meio de testes de

fluxo utilizando o reômetro ARG2 (*TA instruments*) (LAS-CASAS, 2018; ORTIS, 2015).

As soluções obtidas foram utilizadas em testes de bancada por cateteres 12 *French* (Fr) com comprimentos de 400 mm e cateter circular proposto com 200 mm de comprimento.

Materiais:

- Copo Béquer de vidro 1000 ml Uniglas 190.901 para aquecimento da água destilada e dissolução do PEG
- Copo Béquer de vidro 50 ml Uniglas 190.050 para pesagem do PEG
- Água destilada
- Ebulidor
- Balança digital da marca Marte® AM-220
- Agitador mecânico Fisatom 715 – 500 rpm
- Impelidor tipo hélice naval
- Chapa aquecedora Fisatom
- Espátulas
- Recipientes inertes com tampas

Nas Figs. 4.9, 4.10 e 4.11 estão às imagens dos materiais utilizados para elaboração das soluções mimetizadoras de muco.



Figura 4.9 – Da esquerda para a direita: Agitador mecânico (1); PEG (2); Copo Béquer de 50 ml(3) e 1000 ml (4); Espátula para coletar o PEG (5); Hélice naval (6); Espátula para auxílio da agitação (7); Ebulidor (8); Chapa aquecedora (9).

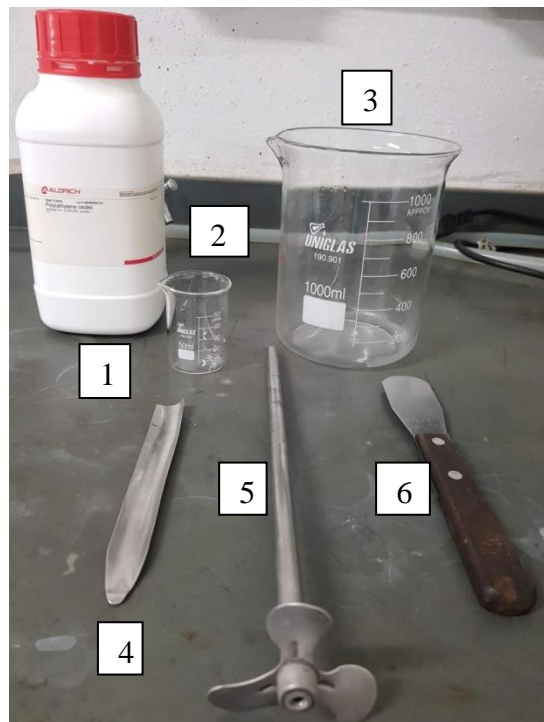


Figura 4.10 – Da esquerda para a direita: PEG (1); Copo Béquer de 50 e 1000 ml (2,3); Espátula para pesagem do PEG (4); Hélice naval (5); Espátula auxiliar (6).



Figura 4.11 – Copo Béquer (1000 ml) contendo a solução mimetizadora em agitação sobre a chapa aquecedora.

4.5 Protótipo Cateter Circular Impresso

O protótipo do cateter circular foi feito a partir do desenvolvimento de modelos computacionais utilizando geometrias em três dimensões (3D) no programa AutoCAD. Feita a geometria, o mesmo foi impresso utilizando a impressora Connex 350, fabricante *Object*, utilizando polimetil metacrilato (*VeroClear™*), com tecnologia Polijet, no Laboratório Aberto e Parque Tecnológico do Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (CTI).

Devido às limitações da impressora, o protótipo confeccionado foi semiopaco, rígido e possuía o comprimento de 200 mm se divergindo assim do cateter convencional 12 Fr. A área destinada à passagem de muco foi de 2,38 mm², contendo espessura de parede de 0,806 mm. O diâmetro externo é comum ao cateter 12 Fr, ou seja, ambos possuem 4 mm. A tecnologia da impressão permitiu que o cateter fosse considerado estanque, ou seja, ser capaz de suportar pressões negativas e de aspirar soluções mimetizadas.

O cateter foi impresso somente com a parte destinada à passagem de secreções, inicialmente, para que ajustes futuros possam ser feitos, caso não haja resultados satisfatórios diante da retirada de secreções com uma menor área de seção transversal interna e menor comprimento do cateter.

4.6 Testes em bancada

Os testes em bancada foram feitos utilizando-se uma balança digital Bioscale, reservatório para solução de mimetizadores de muco de 200 ml, cateter 12 Fr (C12 Fr) com comprimento de 400 mm, cateter circular (CC) com comprimento de 200 mm, monovacúmetro reto da marca Cofermeta, reservatório para secreção com regulador de pressão e bomba de vácuo/micro aspirador da marca Neuoni, modelo 5005. O reservatório sobre a balança digital continha soluções de mimetizadores de muco elaborados que foram aspirados pelos C12 Fr e CC, e estão representados na Fig. 4.12 abaixo.

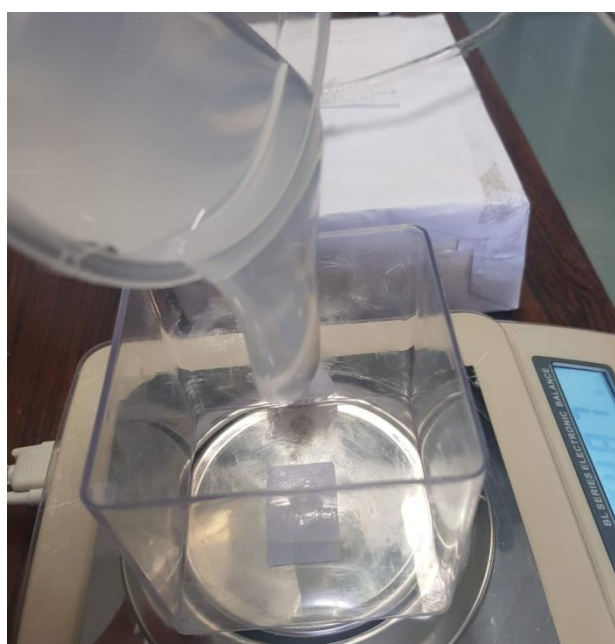


Figura 4.12 – Reservatório de muco sobre a balança digital com solução mimetizadora de muco em bancada.

A balança digital *Bioscale* envia 6 leituras por segundo, sendo capaz de oferecer a quantidade em gramas de solução aspirada no período de 10 segundos, permitindo a análise da taxa de remoção perante a pressão de sucção utilizada com erro máximo 0,001 g. Na Fig. 4.13, mostra-se a vista anterior da bancada utilizada nos testes.

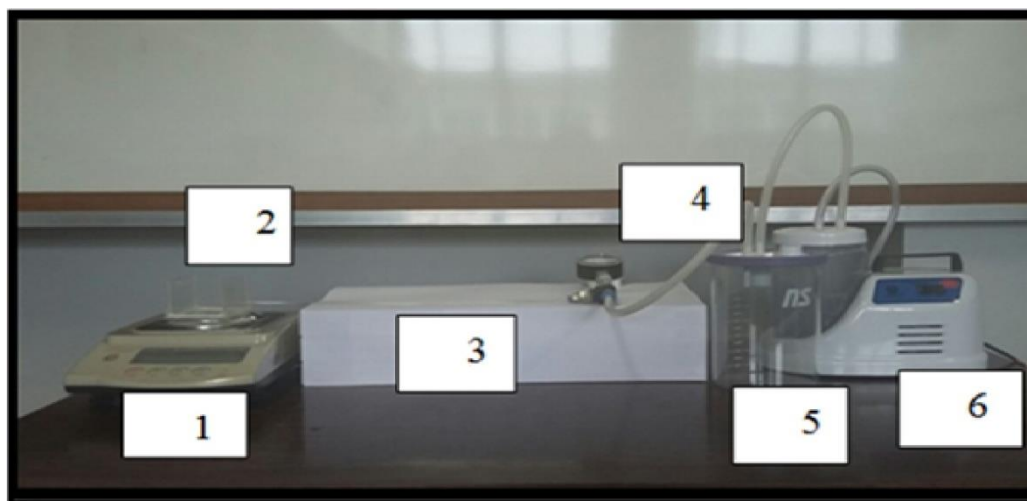


Figura 4.13 - Bancada utilizada no teste (vista anterior). Da esquerda para direita: balança digital Bioscale (1); reservatório para mimetizador de muco (2); cateter 12 Fr (3); monovacômetro (4); reservatório para secreção com regulagem de pressão (5); e bomba de vácuo (6).

As pressões de sucção variaram de 60 a 400 mmHg para o cateter 12 Fr com comprimento de 400 mm, e de 60 a 350 mmHg para o cateter circular de 200 mm de comprimento (Fig. 4.14). Essas pressões foram adquiridas por meio do ajuste manual do regulador de pressão presente no reservatório para secreção, e conferidas por meio da inspeção visual do monovacômetro que estava devidamente calibrado. Para a realização do teste, o sistema estava em regime permanente, com escoamento laminar. Ou seja, todo elemento que passa por um dado ponto segue sempre a mesma linha de escoamento onde as camadas do fluido deslizam uma sobre as outras (FOX et al., 2014). Ainda assim, para a execução do teste foram necessárias duas pessoas, sendo uma responsável para ser responsável pelo ajuste pressórico e outra para ativação da balança digital. Os testes foram realizados em temperatura ambiente, ou seja, 24° C.

Ademais, que uma das limitações do teste em bancada foi a não reprodução do mesmo em um ambiente que possua a mesma temperatura corporal do paciente crítico. Uma vez que a reprodução do teste na mesma faixa de temperatura corporal poderia gerar maiores aproximações do real e, também, poderia gerar alterações na viscosidade do fluido, as quais influenciariam de maneira direta na remoção do mesmo.

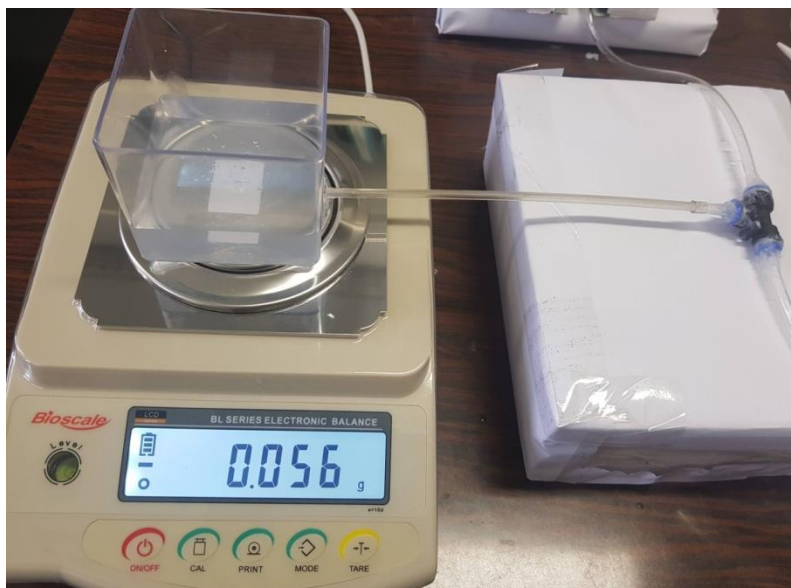


Figura 4.14 – Vista anterior da balança digital *Bioscale* contendo solução mimetizadora e cateter circular (CC) com 200 mm de comprimento.

Materiais:

- Balança digital *Bioscale* modelo BL-320AB-B1
- Reservatórios para soluções mimetizadoras de muco
- Cateter 12 Fr – 400 mm de comprimento
- Cateter Circular impresso – 200 mm de comprimento
- Monovacúmetro Reto Cofermeta
- Reservatório para solução mimetizadora com regulador de pressão
- Bomba de vácuo/ Micro aspirador Neuoni, modelo 5005
- Conectores não unidirecionais
- Tubos de silicone

Informações importantes

- Para verificação dos dados obtidos em bancada foi necessário dividir os 60 dados da leitura da balança em 10 partes. Ou seja, foram 6 leituras por segundo, durante 10 segundos. Essa divisão possibilitou a verificação e análise a cada 6 leituras, obtendo-se a média de todos os dados obtidos (vazão em gramas por segundo). Após essa etapa, foi encontrada a vazão média em gramas por segundo.
- A vazão em kg/s foi dividida pela densidade da solução mimetizadora de muco utilizada (996,7 – SSL; 997,42 – SI e 998,24 – SSS) para encontrar o valor da vazão volumétrica (m³/s) no intuito de encontrar a velocidade média. A divisão da vazão volumétrica pela área da seção transversal interna do cateter 12 Fr (6,605 mm²) resulta na velocidade média obtida no teste em bancada para determinado diferencial pressórico analisado.

4.7 Simulações computacionais no Comsol

O programa Comsol é um programa que utiliza elementos finitos para modelagem numérica, e auxilia análises computacionais de malhas bidimensionais tendo-se chances de aproximação dos resultados aos obtidos experimentalmente.

As simulações realizadas no programa Comsol foram feitas utilizando um modelo axissimétrico 2D que permitiu que fosse utilizada uma malha mais refinada com menor tempo de processamento, contribuindo de maneira direta na validação do modelo numérico.

Como condição de contorno foram utilizados dados de vazão na saída do cateter e pressão zero (0) na entrada. As simulações foram realizadas para uma mesma geometria, diferentes vazões e para o fluido intermediário. O fluido foi aproximado por um fluido não-Newtoniano, assim como nas simulações realizadas no *ANSYS - Fluent*. As propriedades necessárias no programa para caracterização de um fluido não-Newtoniano são os valores de k e n . Esses valores foram obtidos aproximando a equação da lei de potência como descrito por LAS-CASAS (2018).

Para refinar os resultados, observou-se a faixa de tensão de cisalhamento que o fluido estava submetido para as diferentes vazões simuladas e uma nova aproximação dos dados obtidos pelo reômetro foi realizada restringindo a faixa de tensão de cisalhamento para os valores que realmente o fluido estaria submetido.

Em suma, nesta parte do estudo foram feitas análises da velocidade média [m/s]/vazão mássica [kg/s] utilizando o cateter 12 Fr com 400 mm de comprimento a fim de verificar e comparar os resultados oriundos de análise analítica, de testes em bancada e simulação computacional para a solução intermediária.

5

RESULTADOS E DISCUSSÃO

5.1 Análises dos resultados obtidos para o cateter circular (CC) com 400 mm de comprimento: análise analítica e simulação computacional para as três soluções mimetizadoras de muco

Realizando as análises analíticas (cálculo teórico) e análises numéricas (simulação computacional) utilizando o CC com comprimento de 400 mm, podemos verificar o mesmo comportamento para ambas análises, onde os menores erros foram encontrados quando se utilizou a solução semilíquida (SSL), a qual apresenta menor densidade. Os resultados obtidos podem ser verificados nas Figs. 5.1, 5.2 e 5.3.

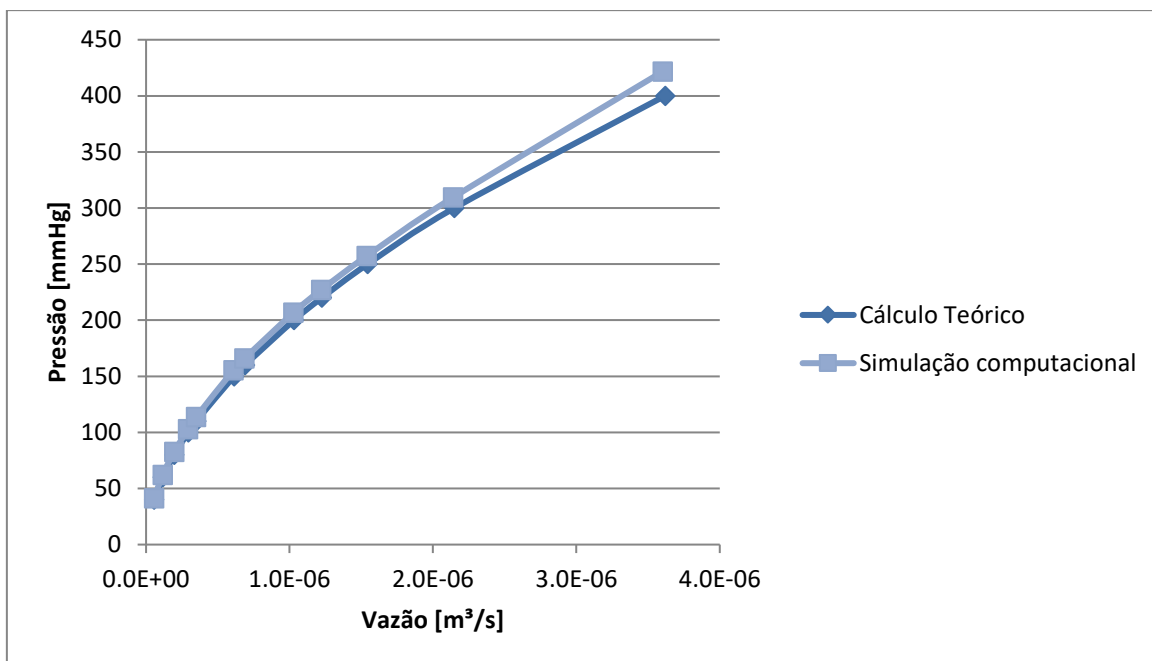


Figura 5.1 - Comparação da vazão por análises analíticas (cálculo teórico) e numéricas (simulação computacional) para a solução semilíquida (SSL) utilizando o cateter circular (CC) com 400 mm de comprimento.

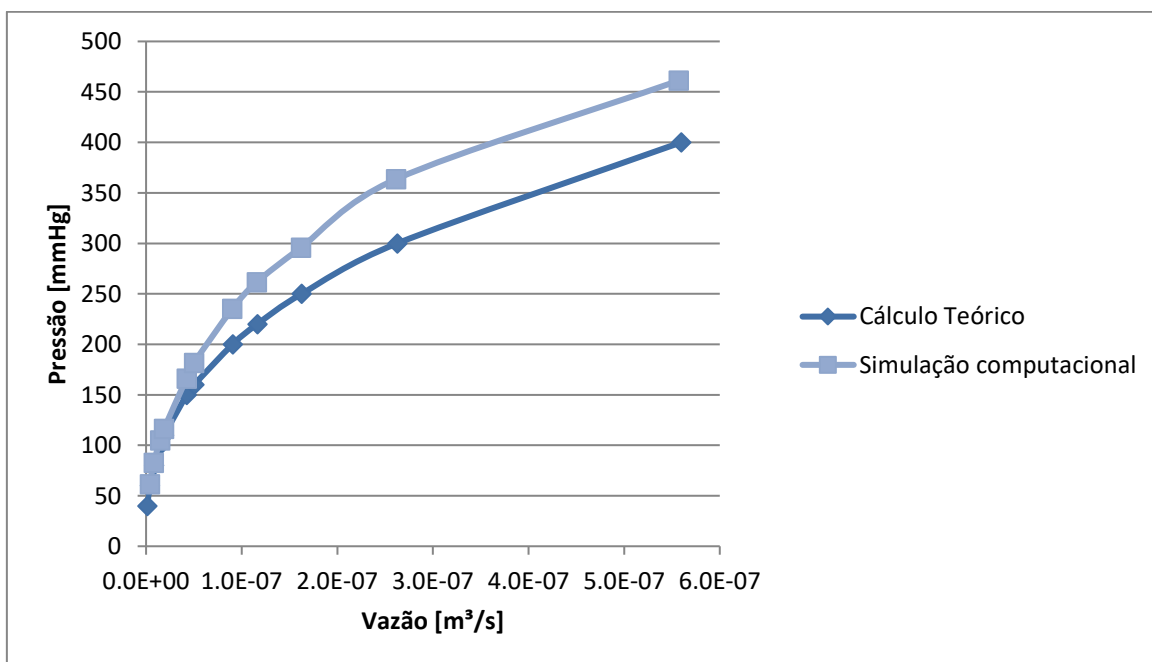


Figura 5.2 - Comparação da vazão por análises analíticas (cálculo teórico) e numéricas (simulação computacional) para a solução intermediária (SI) utilizando o cateter circular (CC) com 400 mm de comprimento.

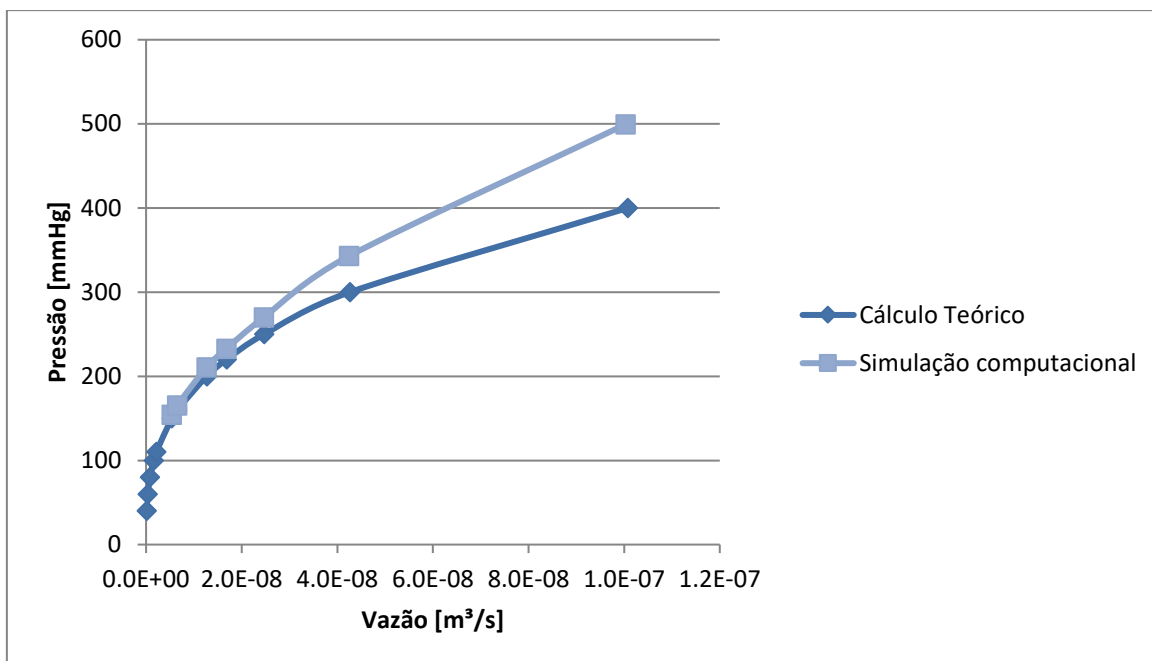


Figura 5.3 - Comparação da vazão por análises analíticas (cálculo teórico) e numéricas (simulação computacional) para a solução semissólida (SSS) utilizando o cateter circular (CC) com 400 mm de comprimento.

A vazão da SSS é nula com diferencial pressórico abaixo de 150 mmHg e o mesmo ocorreu quando se utilizou a solução intermediária com diferencial pressórico abaixo de 60 mmHg. Dessa maneira, valores nulos foram desconsiderados das análises das diferenças do diferencial pressórico obtido no modelo numérico. Sendo assim, as diferenças entre os valores de pressão negativa da análise analítica e numérica foram em média de 3,31 e meia amplitude $\pm 1,33$ % para solução mais fluídica; $13,54 \pm 9,55$ % para solução intermediária; e $5,79 \pm 10,96$ % para a solução mais espessa.

Na Tab. 7 estão os dados oriundos das diferenças referentes aos valores de diferencial pressórico utilizados em simulação computacional, utilizando o CC para as três concentrações de soluções mimetizadoras de muco.

Tabela 7- Diferença referente aos valores de diferencial pressórico da simulação computacional utilizando o cateter circular para as três diferentes concentrações: semilíquida (SSL); intermediária (SI) e semissólida (SSS).

Pressão Cálculo (mmHg)	Pressão obtida Simulação computacional (mmHg)			Diferença (%)		
	SSL	SI	SSS	SSL	SI	SSS
40	41,11			2,77		
60	62,13	61,28		3,54	2,13	
80	82,67	82,72		3,34	3,40	
100	102,77	104,73		2,77	4,73	
110	113,63	116,35		3,30	5,77	
150	155,47	166,13	154,40	3,65	10,75	2,93
160	165,81	181,66	165,29	3,63	13,54	3,31
200	206,63	235,02	210,48	3,32	17,51	5,24
220	226,96	261,57	232,73	3,17	18,90	5,79
250	257,18	295,75	269,91	2,87	18,30	7,96
300	309,35	363,70	342,91	3,12	21,23	14,30
400	421,67	461,13	499,37	5,42	15,28	24,84

Diante dos resultados presentes na Tab. 7 podemos inferir que há maior perda de carga em análises numéricas do que nas análises calculadas. Isso se deve em parte pelo fato da simulação computacional ser mais conservativa, por considerar a perda de carga localizada próximo a área de entrada do muco e perda de carga distribuída ao longo do cateter. Além de conseguir verificar fatores que influenciam no escoamento do fluido mais precisamente, corroborando com os achados de LAS-CASAS (2018). Ainda assim, o modelo constitutivo utilizado no modelo numérico, ou seja, a equação matemática do

ANSYS –Fluent se diferencia do modelo analítico, o que também causa divergências nos resultados encontrados.

5.2 Análises dos resultados obtidos para cateter semicircular (CSC) com 400 mm de comprimento: análise analítica e simulação computacional para as três soluções mimetizadoras de muco

Os resultados obtidos por meio da simulação computacional e, por meio de cálculo teórico, mostraram o mesmo comportamento para o aumento de vazão utilizando-se o cateter semicircular (CSC) com o comprimento de 400 mm. Isso pode ser observado pelo formato das curvas, que foram bem similares, exceto para o comportamento quando se utilizou a SSL. Percebe-se que houve um comportamento linear da curva de vazão, não esperado na simulação computacional, uma vez que o comportamento do fluido não gera linearidade, por se tratar de um fluido não-Newtoniano, e apresenta resposta inversamente proporcional à tensão cisalhante (MARTINS, et al., 2005). A comparação dos resultados está representada nas Figs. 5.4, 5.5 e 5.6.

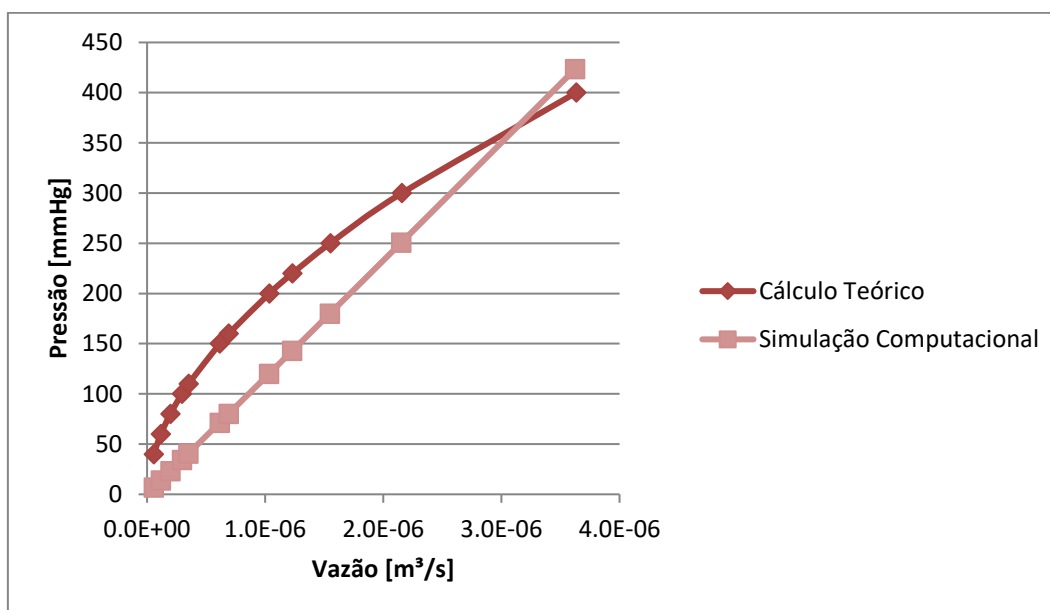


Figura 5.4 - Comparação da vazão por análises analíticas (cálculo teórico) e numéricas (simulação computacional) para a solução semilíquida (SSL) utilizando o cateter semicircular (CSC) com 400 mm de comprimento.

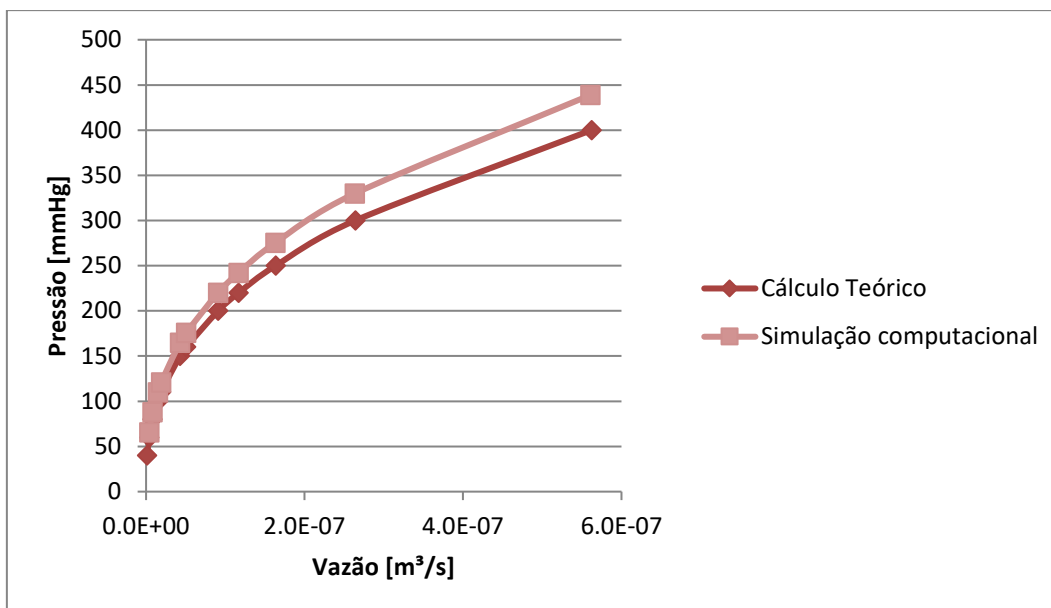


Figura 5.5 - Comparação da vazão por análises analíticas (cálculo teórico) e numéricas (simulação computacional) para a solução intermediária (SI) utilizando o cateter semicircular (CSC) com 400 mm de comprimento.

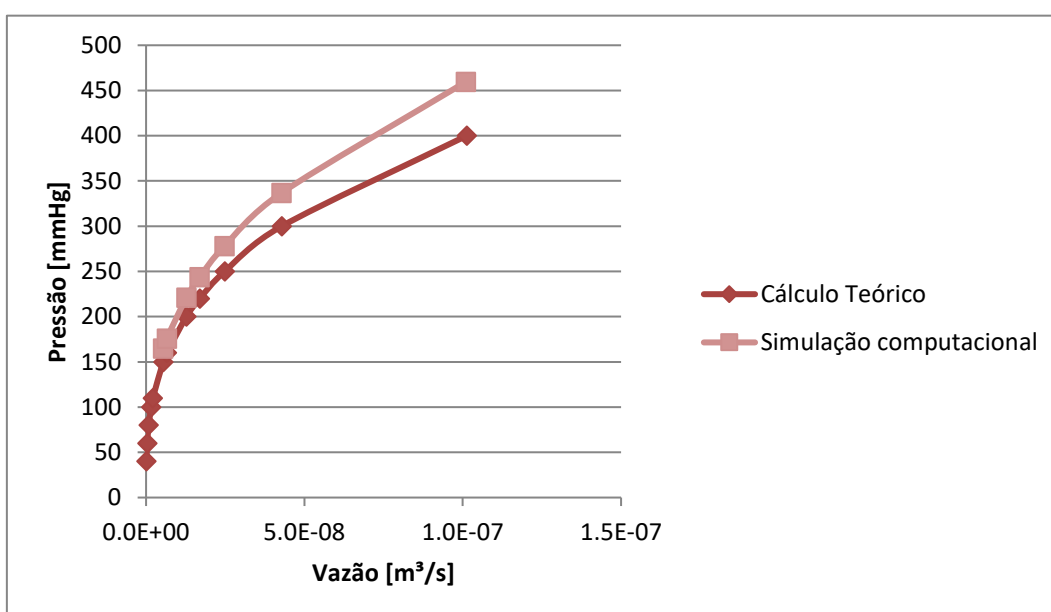


Figura 5.6 - Comparação da vazão por análises analíticas (cálculo teórico) e numéricas (simulação computacional) para a solução semissólida (SSS) utilizando o cateter semicircular (CSC) com 400 mm de comprimento.

Os valores encontrados de diferença de pressão da análise analítica e simulação computacional para as três concentrações de soluções mimetizadoras de muco estão listados na Tab. 8. Nota-se que as diferenças foram maiores quando se utilizou a SSL, podendo ser resultante de erro da simulação computacional. Os valores das diferenças foram em média de 9,79 e meia amplitude de $\pm 0,34\%$, para a solução intermediária,

média de 11,31 e meia amplitude de $\pm 2,56\%$ para a solução semissólida, respectivamente.

Tabela 8 – Diferença referente aos valores de diferencial de pressão da simulação computacional utilizando o cateter Semicircular para as três diferentes concentrações: semilíquida (SSL); intermediária (SI) e semissólida (SSS).

Pressão cálculo (mmHg)	Pressão obtida Simulação computacional (mmHg)			Diferença (%)		
	SSL	SI	SSS	SSL	SI	SSS
40	6,53			-83,66		
60	13,55	65,67		-77,42	9,45	
80	22,80	87,66		-71,49	9,58	
100	34,16	109,65		-65,84	9,65	
110	40,61	120,66		-63,08	9,69	
150	71,24	164,74	164,66	-52,51	9,82	9,78
160	80,08	175,70	175,84	-49,95	9,81	9,90
200	120,01	219,86	220,88	-40,00	9,93	10,44
220	142,66	242,02	243,61	-35,16	10,01	10,73
250	179,91	275,29	278,04	-28,03	10,12	11,22
300	250,67	329,77	336,71	-16,44	9,92	12,24
400	423,38	438,77	459,57	5,85	9,69	14,89

5.3 Análises dos resultados obtidos para cateter curvo (CCu) com 400 mm de comprimento: análise analítica; simulação computacional para as três soluções mimetizadoras de muco

As diferenças encontradas utilizando o cateter curvo foram maiores para todas as concentrações de solução quando comparado aos outros cateteres analisados. Acredita-se que, por se utilizar um diâmetro equivalente na análise analítica, possa ter causado maiores diferenças nos resultados, mesmo que tenha apresentado comportamento das curvas (cálculo e simulação) consonantes. Ainda assim, para a todas as soluções, para uma mesma pressão, a vazão foi maior na análise analítica, uma vez que foi desprezada a variação de viscosidade do fluido.

Mais uma vez, a simulação computacional apresentou valores de diferencial de pressão maiores que as pressões oriundas do cálculo teórico para uma mesma vazão, e esses resultados são em função dos mesmos citados no item 5.1, corroborando com LAS-CASAS (2018) (Figs. 5.7, 5.8 e 5.9).

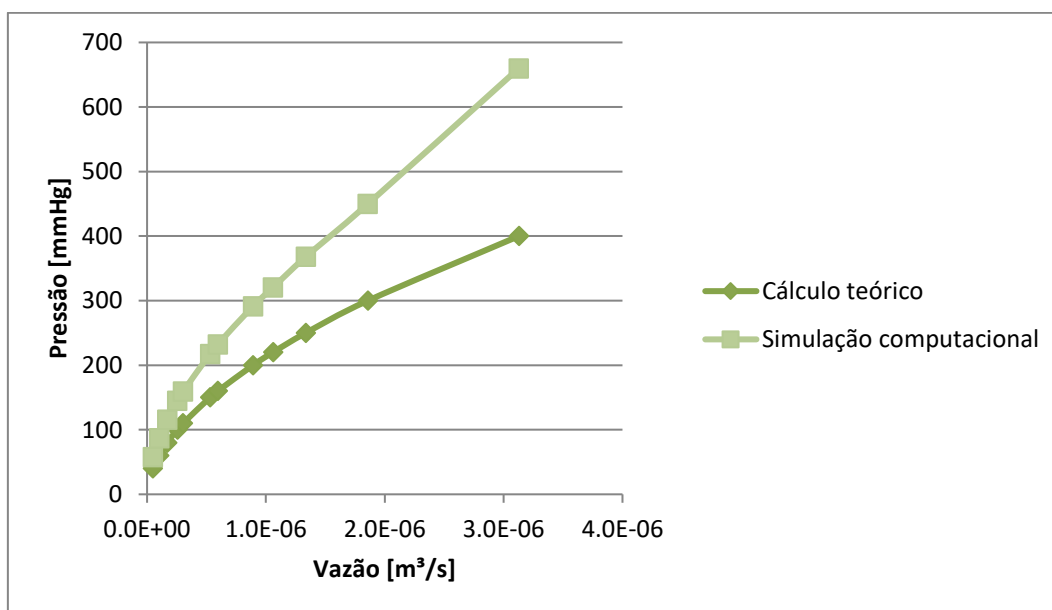


Figura 5.7 - Comparação da vazão por análises analíticas (cálculo teórico) e numéricas (simulação computacional) para a solução semilíquida (SSL) utilizando o cateter curvo (CCu) com 400 mm de comprimento.

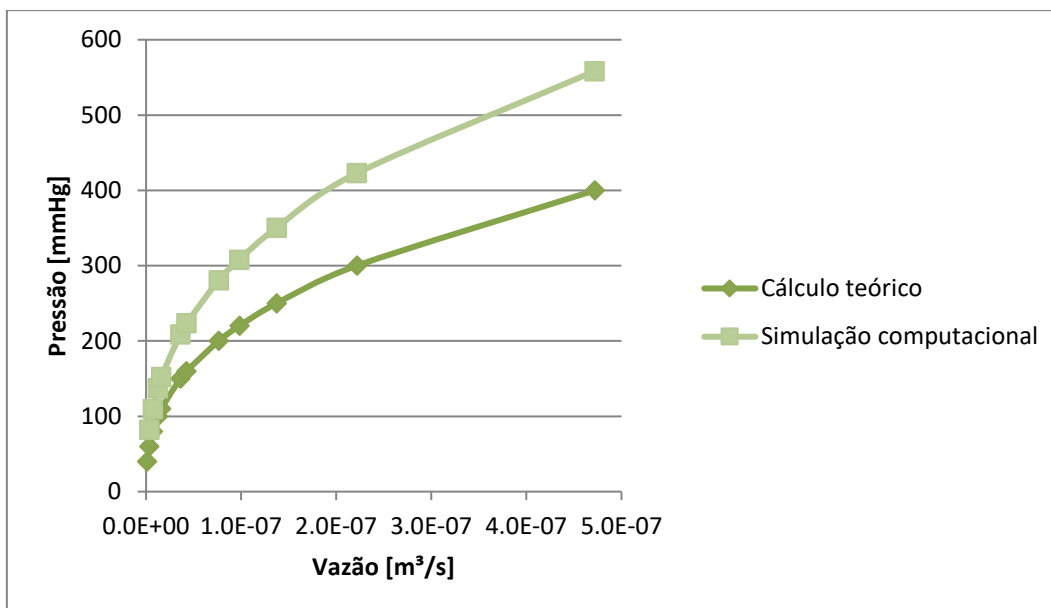


Figura 5.8 - Comparação da vazão por análises analíticas (cálculo teórico) e numéricas (simulação computacional) para a solução intermediária (SI) utilizando o cateter curvo (CCu) com 400 mm de comprimento.

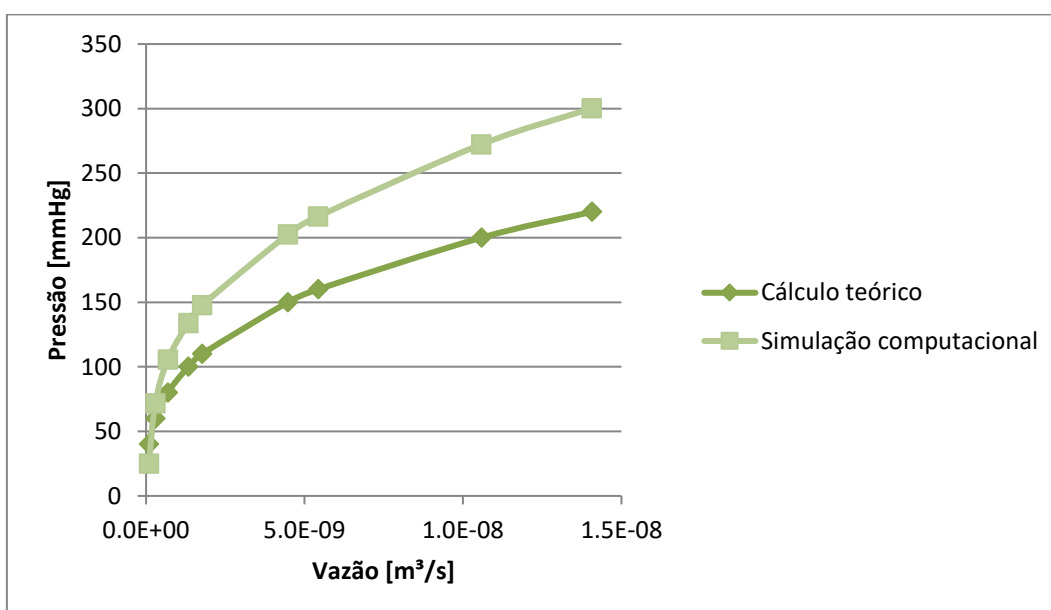


Figura 5.9 - Comparação da vazão por análises analíticas (cálculo teórico) e numéricas (simulação computacional) para a solução semissólida (SSS) utilizando o cateter curvo (CCu) com 400 mm de comprimento.

A Tab. 9 a seguir, apresenta a diferença entre dados da pressão obtida nas simulações computacional para cada uma das soluções de mimetizador de muco do cateter curvo. As diferenças para o cateter curvo foram em média de 45,20 e meia amplitude de \pm

10,31% para SSL; $39,51 \pm 2,20\%$ para solução intermediária e $36,08 \pm 2,63\%$ para solução mais espessa (SSS), respectivamente.

Tabela 9 - Diferença referente aos valores de diferencial de pressão da simulação computacional utilizando o cateter Curvo para as três diferentes concentrações: semilíquida (SSL); intermediária (SI) e semissólida (SSS).

Pressão (mmHg)	Pressão obtida Simulação computacional (mmHg)			Diferença (%)		
	SSL	SI	SSS	SSL	SI	SSS
40	57,71			44,26		
60	86,66	81,92		44,44	36,53	
80	115,76	109,50		44,70	36,87	
100	144,64	137,37		44,64	37,37	
110	159,07	152,16		44,61	38,32	
150	217,37	208,54	202,44	44,92	39,03	34,96
160	232,31	223,40	216,44	45,19	39,62	35,27
200	291,27	280,42	272,17	45,63	40,21	36,08
220	320,31	307,87	300,17	45,60	39,94	36,44
250	367,73	350,41	309,73	47,09	40,16	23,89
300	449,56	422,73	414,13	49,85	40,91	38,04
400	659,56	558,04	560,86	64,89	39,51	40,22

Como podemos observar, na Tab.9, as pressões alcançadas na simulação foram muito elevadas quando comparadas as outras seções transversais. Na simulação computacional, as regiões de quinas da geometria curva causaram redução da velocidade, houve um aumento ainda maior do diferencial pressórico como pode ser observado na Fig.5.10.

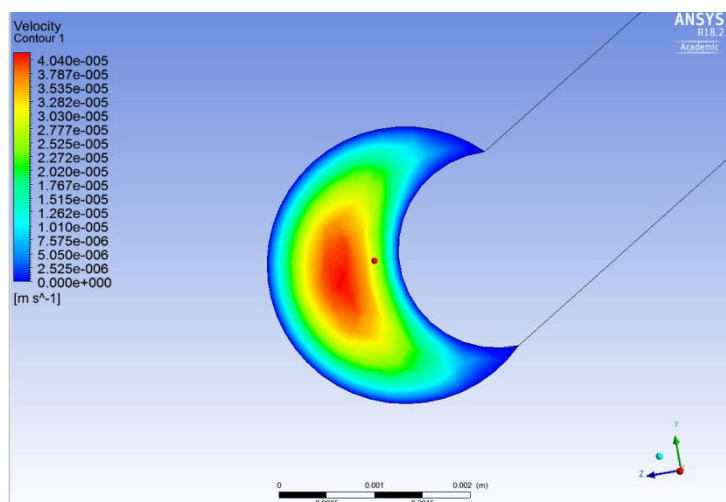


Figura 5.10 – Perfil de velocidade para o cateter curvo (CCu) com 400 mm de comprimento em simulação computacional utilizando o programa *ANSYS-Fluent*. Próximo à superfície da geometria velocidade nula, e ao centro da seção transversal alta velocidade de escoamento do fluido.

Acredita-se que esse aumento do diferencial pressórico foi devido à geometria da seção transversal ser curva e apresentar menor área de seção transversal. E também pelo fato de a velocidade ser menor próxima às quinas, o que pode ter gerado aumento da pressão negativa próxima a essas regiões para compensar a perda de carga ao longo do cateter. Nota-se que, para a SSS, as diferenças de diferencial pressórico foram ainda maiores. É importante salientar, que o perfil de velocidade de escoamento para fluidos mais viscosos (SSS) tende a ser mais divergente do que para fluidos menos viscosos, onde a velocidade de escoamento próxima à parede do tubo tende a ser menor do que no centro da seção. Ainda assim, a superfície exerce uma força de cisalhamento de retardamento sobre o escoamento; assim, a velocidade do fluido nas vizinhanças da superfície sólida é reduzida, aumentando ainda mais a perda de carga ao longo do cateter, obtendo-se dessa maneira menores vazões (FOX, et al., 2014).

5.4 Comparações entre as três seções transversais internas - CC, CSC e CCu com 400 mm de comprimento – (análise analítica e simulação computacional) e as soluções de mimetizadores de muco

Na solução semilíquida, pressões acima de 40 mmHg conseguem iniciar o escoamento para as três geometrias. Para o mesmo diferencial de pressão, para iniciar o escoamento, a vazão obtida com o CC é maior que a vazão do CCu. Esse comportamento era

esperado, uma vez que a seção transversal interna do cateter circular é maior que a área presente no cateter curvo.

Para um mesmo diferencial pressórico, as vazões obtidas com a análise analítica simplificada apresentaram maiores resultados do que as vazões obtidas com a simulação computacional para as três soluções mimetizadoras de muco e para todas as seções transversais internas (circular, semicircular e curva).

Fatores de interação do fluido com a estrutura dos cateteres, caracterização da malha diante área de entrada e saída, número de nós; e caracterização do fluido como não-Newtoniano com dados de viscosidade variável, e densidade geram respostas específicas para cada tipo de seção transversal interna em função da concentração da solução. Sendo assim, a simulação computacional é mais precisa e, portanto, consegue prever uma maior quantidade de fatores que interferem na perda de carga, solucionando-os, garantindo resultados mais específicos para cada situação (LASCASAS, 2018). Diante disso, podemos inferir que os resultados obtidos por meio das simulações computacionais apresentam maior fidedignidade dos resultados, mesmo que os dados oriundos do cálculo teórico apresentem maiores resultados de vazão, uma vez que as simulações computacionais conseguem prever a dinâmica de fluidos ao longo do cateter.

5.5 Comparação dos cateteres CC, CSC e CCu para a SSS (análise analítica e simulação computacional) com 400 mm de comprimento

A solução mais densa e viscosa foi escolhida para comparações diante a vazão, por ser uma solução que caracteriza secreções pulmonares espessas, as quais são mais comuns em pacientes que têm DPOC e FCP, e se caracterizam pela prevalência da sua parte viscosa (WILLIAMS et al., 2006). Ainda assim, por apresentar maior dificuldade para ser removida, a comparação dos resultados de vazão para cada uma das seções contribui para sequenciamento de elaboração de um cateter duplo lúmen, e favorece o sucesso de higienização brônquica de pacientes hipersecretivos, reduzindo a quantidade de procedimentos de AE, causando menores complicações aos mesmos.

Dessa maneira, pode-se perceber que para as seções circular e semicircular há uma mesma tendência de comportamento da inclinação das curvas (Fig.5.11) em função da vazão. O mesmo não houve quando analisamos o CCu, onde o comportamento das

curvas foi linear, não tendo relações comportamentais que caracterizem um fluido não newtoniano. Ainda assim, a distância entre as curvas de Pressão x Vazão foram maiores para o CCu em comparação as outras geometrias, ressaltando as diferenças de resultados. Ou seja, para um mesmo diferencial pressórico, observou-se menor vazão quando se utilizou o cateter curvo. Isso pode ser devido aos fatores citados no item 5.4, e também em função das maiores diferenças entre as pressões negativas do cálculo teórico e da simulação computacional, uma vez que foi encontrado um diferencial pressórico de 300 mmHg na simulação para se obter a mesma vazão utilizando-se um diferencial pressórico de 220 mmHg no cálculo teórico. E também por considerar apenas a parte viscosa do fluido na modelagem numérica. O somatório desses fatores pode haver gerado as grandes diferenças para os resultados de vazão quando se utilizou esse cateter.

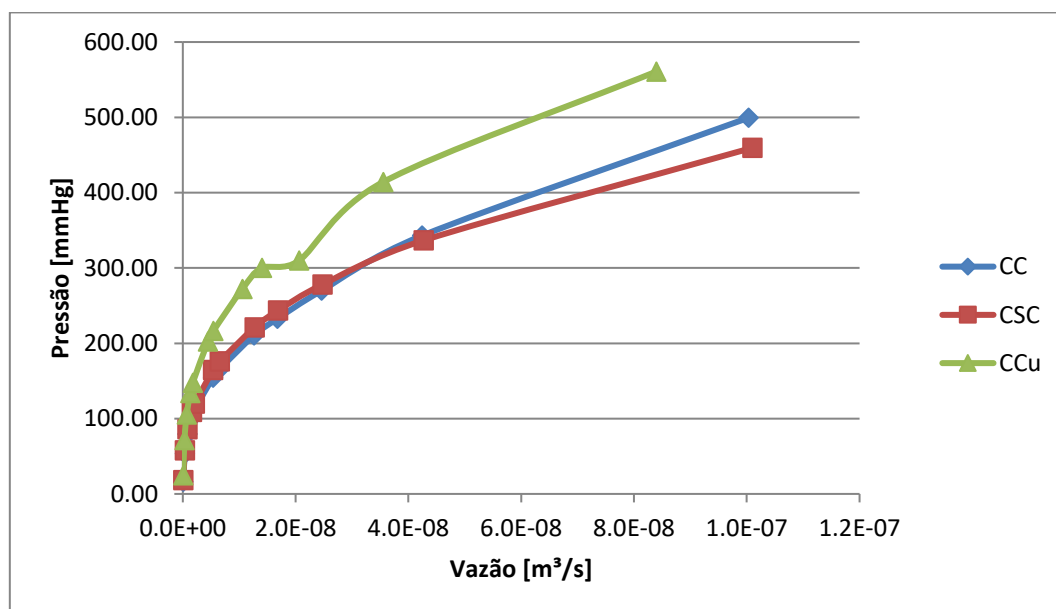


Figura 5.11 – Comparação da vazão por análise numérica (simulação computacional) para a solução semissólida (SSS).

Percebe-se uma diferença pequena entre a utilização do cateter circular com o cateter semicircular. O CSC é melhor, apresentando maiores vazões para um diferencial pressórico menor. Como mostrado na Fig.5.11, percebe-se que, para pressões menores que 150 mmHg, não ocorre escoamento da SSS utilizando-se qualquer das 3 seções. Diferenciais pressóricos de 200 mmHg geram escoamento mínimo dessa solução, corroborando os achados nos testes em bancada utilizando o cateter padrão 12 Fr (LAS-CASAS, 2018). Dessa maneira, acredita-se que ao se utilizar o cateter semicircular em

bancada, o mesmo apresentaria o mesmo comportamento, diante da similaridade de resultados obtidos em simulação computacional.

Já na comparação dos resultados de vazão utilizando a análise analítica percebe-se o mesmo comportamento das curvas obtidas em simulação computacional, porém os resultados de vazão utilizando o cateter circular e semicircular foram muito semelhantes. O cateter curvo continuou a apresentar maiores diferenciais pressóricos para uma menor vazão. Altos diferenciais pressóricos não são indicados, uma vez que altas pressões negativas são capazes de causar atelectasias e aumento da pressão subatmosférica no final do TE, não sendo recomendadas por HU et al. (2019); GILDER et al. (2018); pela AARC (2010) e por PEDERSEN (2009) e defendido por ORTIS (2015) caso o cateter de aspiração tenha um diâmetro externo que respeite a relação entre diâmetros do TE e do cateter de aspiração.

A Fig. 5.12 ilustra a diferença de vazão para cada seção transversal interna utilizando a análise analítica. A não consideração da forma da seção do cateter justifica os resultados, o que é função apenas da área das seções transversais.

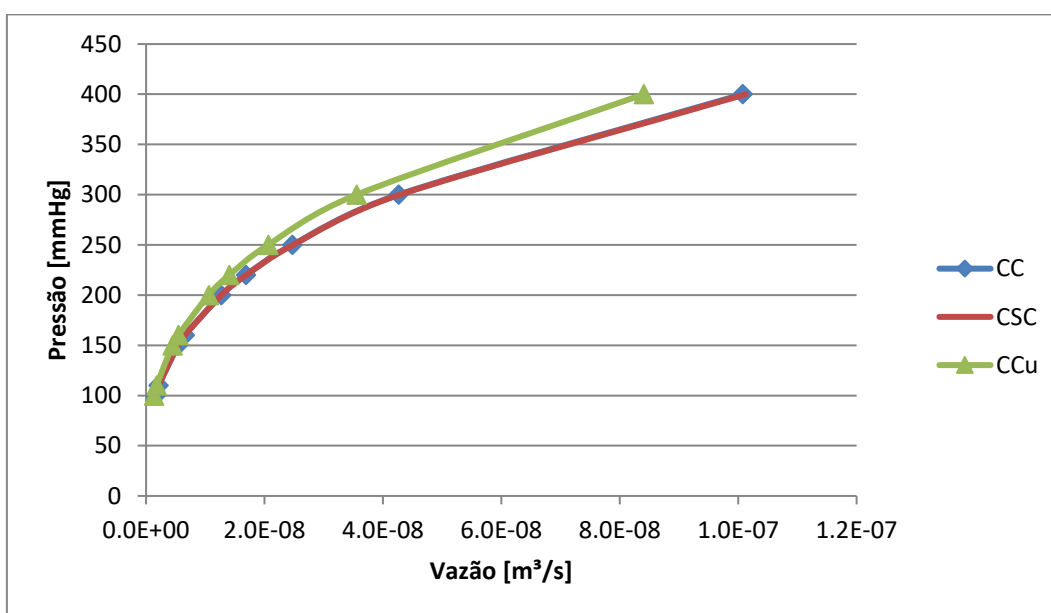


Figura 5.12 – Comparação da vazão por análise analítica (cálculo teórico) para a solução semissólida (SSS).

5.6 Comparação dos resultados de vazão obtidos em simulação computacional para os comprimentos de 400 e 500 mm de comprimento para o cateter circular (CC)

Visando analisar os dados obtidos por LAS-CASAS (2018) foram feitas simulações computacionais para dois comprimentos do CC proposto. Sendo assim, foram escolhidos os comprimentos de 500 mm, igual ao comprimento de um cateter convencional utilizado em UTI e, com comprimento de 400 mm como o cateter circular proposto.

Com análise gráfica (Figs. 5.13, 5.14 e 5.15) podemos observar que maiores vazões foram obtidas quando se utilizou o menor comprimento para todas as concentrações de soluções mimetizadoras de muco. Quando se utilizou a solução semissólida, observou-se de maneira discreta, que a simulação computacional, principalmente, para o menor comprimento do cateter apresentou comportamento linear, o que não é característico de fluidos não-Newtonianos. Mesmo com esses resultados, a curva formada para o cateter de menor comprimento, obteve maiores valores de vazão.

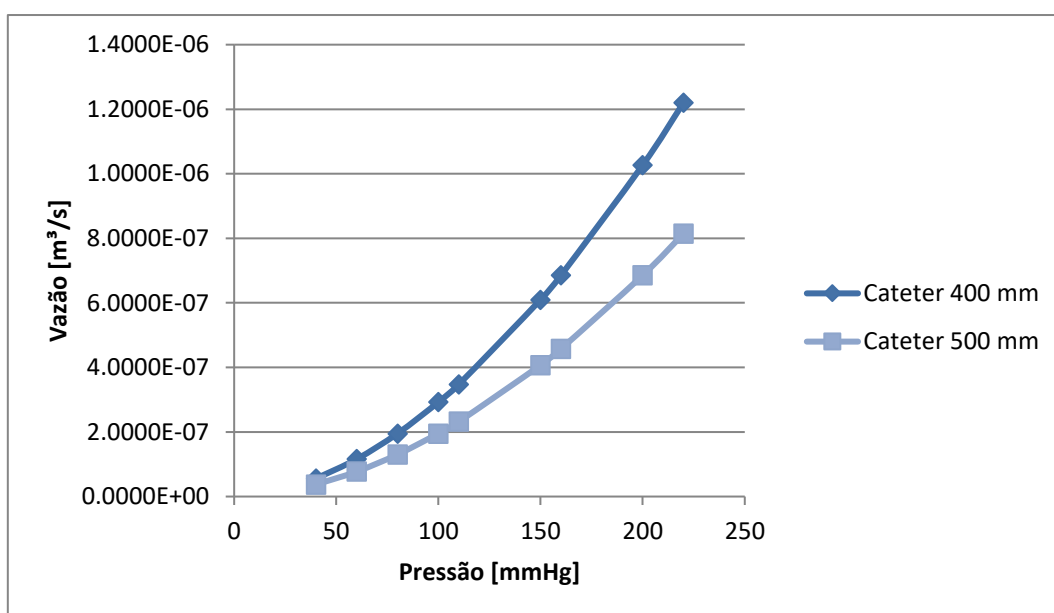


Figura 5.13 - Simulação computacional para a solução semilíquida (SSL) com valores da vazão utilizando os cateteres circular com 500 e 400 mm.

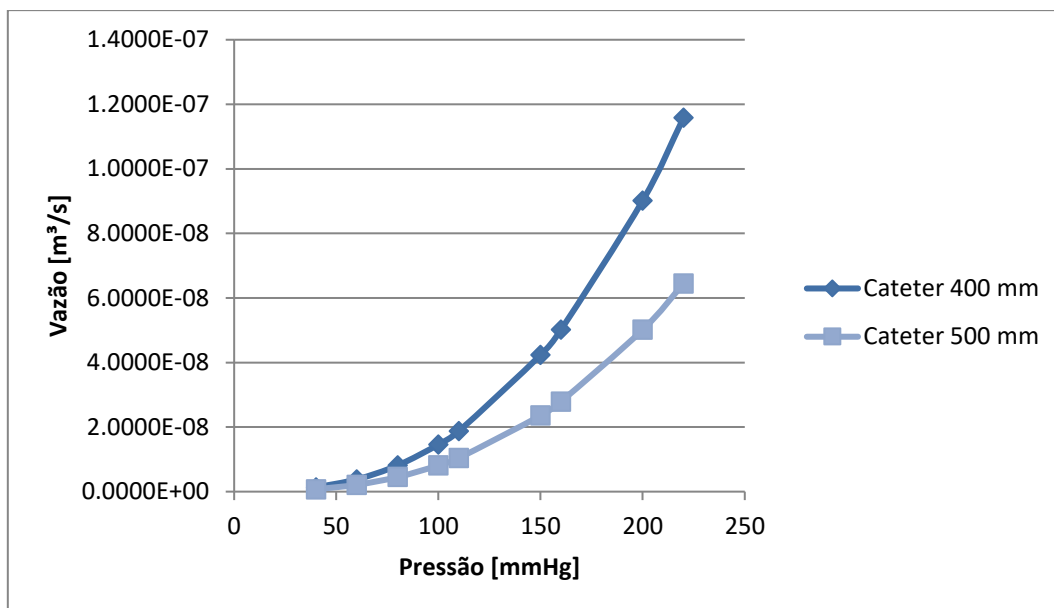


Figura 5.14 - Simulação computacional para a solução intermediária (SI) com valores da vazão utilizando os cateteres circular com 500 e 400 mm. Para uma mesma pressão, o cateter circular com menor comprimento possui melhor vazão para aspirar a SI.

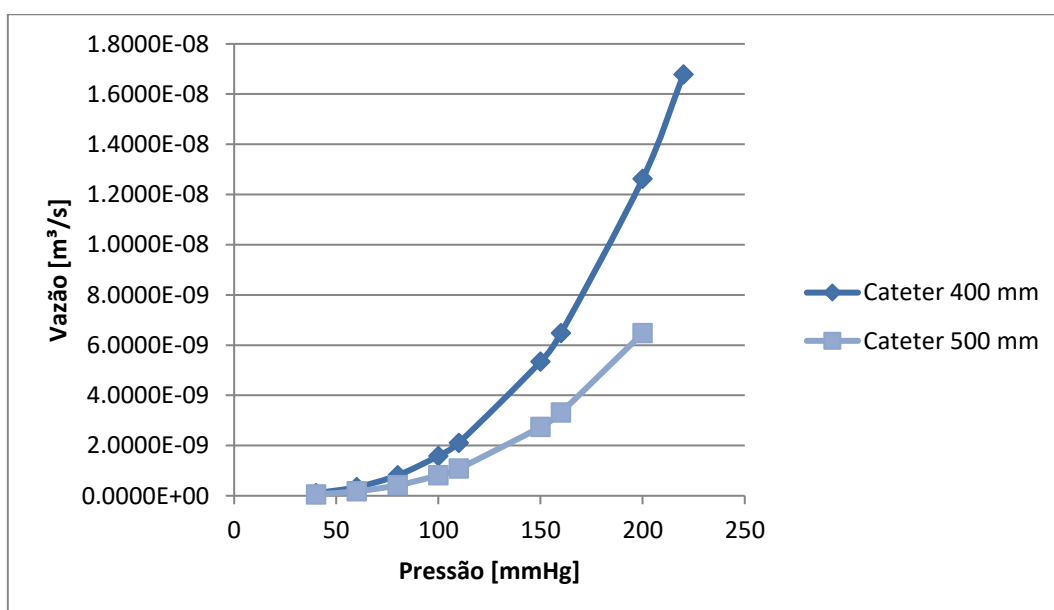


Figura 5.15 - Simulação computacional para a solução semissólida (SSS) com valores da vazão utilizando os cateteres circular com 500 e 400 mm de comprimento.

Diante destes resultados podemos inferir que a utilização de um cateter de aspiração menor do que o cateter convencional, que varia em média de 480 a 560 mm, pode ser recomendável para o procedimento de aspiração (BRANSON, 2007). O estudo de LAS-

CASAS (2018) corrobora esse dado, onde a utilização desse comprimento para o cateter de aspiração seria o suficiente para atingir regiões próximas à carina, sendo suficientes, também, para aspirar pacientes traqueostomizados independentes da quantidade de repetições e tempo do procedimento.

Com a redução do comprimento de 500 para 400 mm é possível reduzir em até 20% a seção transversal interna do cateter sem aumentar consideravelmente a perda de carga no mesmo (LAS-CASAS, 2018).

5.7 Análises dos resultados obtidos para o CC com 200 mm de comprimento: análise analítica; simulação computacional e teste em bancada para as três soluções mimetizadoras de muco

Os testes de bancada mostram que, para a solução com concentração de 1% (SSL), o escoamento do fluido inicia com diferenciais pressóricos pequenos, a partir de 60 mmHg. Na concentração de 1,5% (SI), é necessário um aumento do diferencial de pressão para iniciar o escoamento do fluido, a partir de 80 mmHg. Já na solução mais espessa, como a solução semissólida, diferenciais de pressão abaixo de 150 mmHg não são suficientes para iniciar o escoamento do fluido, sendo a vazão nula. Esse comportamento do fluido (soluções mimetizadas) é devido ao seu comportamento viscoelástico, onde a influência da parte elástica interfere de maneira direta no escoamento das soluções (PASSALI et al., 1995). Ainda assim, quanto maior a densidade e viscosidade das soluções, maiores serão as influências do componente elástico, e maior será a resistência ao escoamento corroborando ao índice de consistência para cada uma das soluções (LAS-CASAS, 2018; ORTIS, 2015).

O mesmo comportamento não foi observado para análise numérica e analítica. Podemos observar que houve diferenças significativas entre os resultados de vazão para as três concentrações de mimetizadores de muco. Valores de vazão foram maiores para a SSL para diferenciais pressóricos baixos em teste de bancada, onde o aumento da tensão de cisalhamento fez com que houvesse uma maior vazão da solução mimetizada. Acredita-se que isso ocorreu por meio da redução da viscosidade do fluido, sendo uma característica de fluidos não-Newtonianos pseudoplásticos (LAS-CASAS, 2018; ORTIS, 2015; FOX et al., 2014; LAI et al., 2009; MARTINS et al., 2005 *apud* BRETAS & D'ÁVILA, 2000; PASSALI et al., 1995). Além disso, o menor tamanho do

cateter gera uma menor perda de carga ao longo do mesmo, e somado à SSL, por possuir menor viscosidade, menor índice de consistência e densidade, contribuem ainda mais para a redução da perda de carga ao utilizar a solução mais fluídica (LAS-CASAS, 2018; ORTIS, 2015).

Para a solução intermediária e mais sólida, as vazões foram menores, principalmente para a SSS. Isso já era esperado, uma vez que o aumento da viscosidade do fluido, maior será a perda de carga e menor será a vazão obtida para um mesmo diferencial pressórico, mesmo que o comprimento do cateter seja menor (ORTIS, 2015). A parte elástica tem maiores influências quanto maior for a concentração da solução, uma vez que a SSS têm maior influencia do componente elástico. Devido a isso, mais difícil é a remoção desse tipo de solução (solução mais densa) sendo necessários diferenciais pressóricos (tensões de cisalhamento) acima de 150 mmHg para iniciar a remoção mediante o escoamento da solução, corroborando à MUNKHOLM & MORTENSEN (2014).

A divergência de resultados entre as análises numéricas, analítica e experimental pode ser devido à diferença entre valores de pressão negativa utilizados nos modelos numéricos e matemáticos, à consideração mais da parte viscosa em ambos os modelos, como o proposto por LAS-CASAS (2018). Ainda assim, pelo fato de as análises numéricas e analíticas desprezarem a parte elástica do fluido, a qual interfere de maneira direta na efetividade da aspiração da solução (SHAH, et al., 2005).

Os resultados podem ser observados nas Figs. 5.16, 5.17 e 5.18.

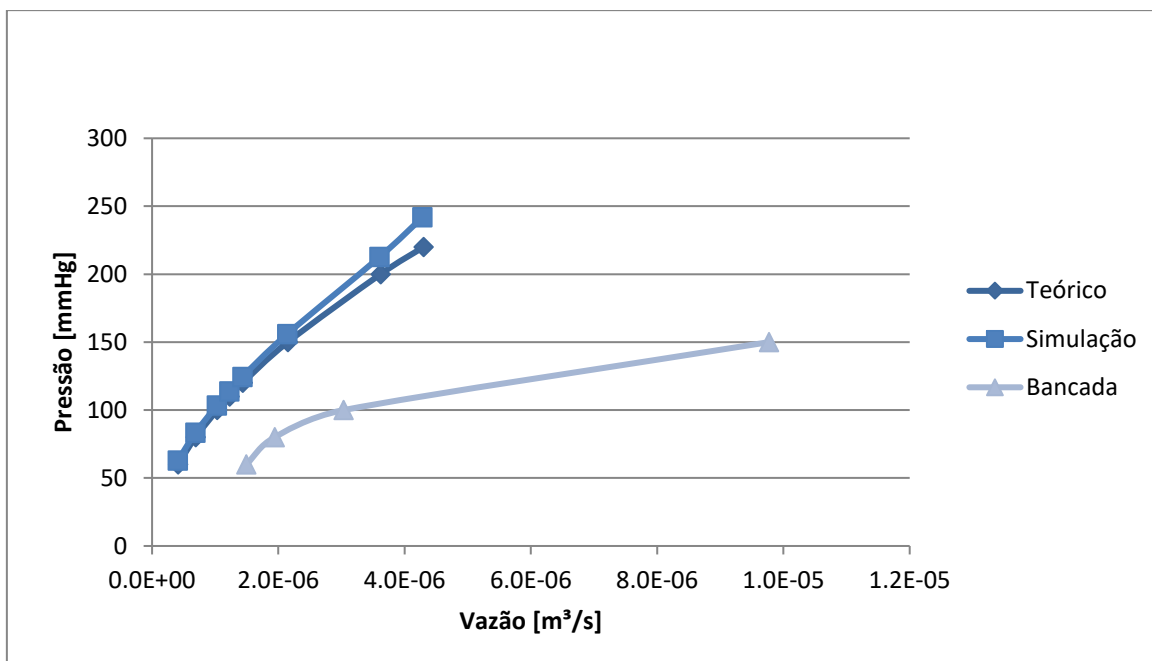


Figura 5.16 – Comparação dos valores de vazão obtidos por análise analítica, numérica e experimental utilizando o cateter circular (CC) de 200 mm de comprimento com a solução semilíquida (SSL).

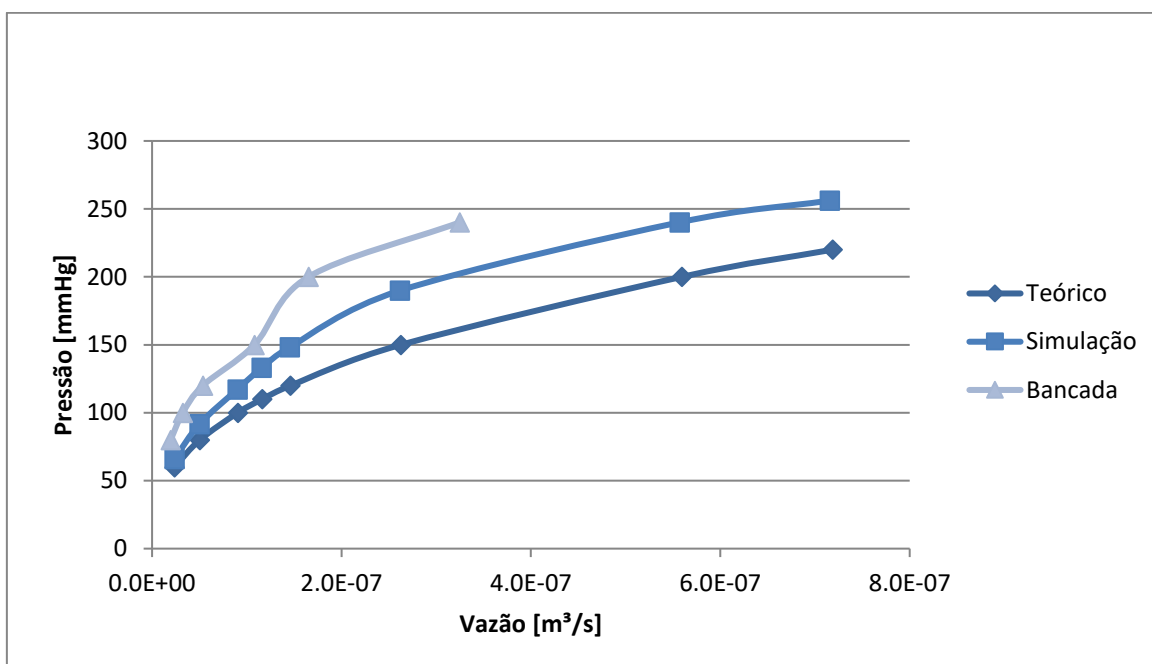


Figura 5.17 – Comparação dos valores de vazão obtidos por análise analítica, numérica e experimental utilizando o cateter circular (CC) de 200 mm de comprimento com a solução intermediária (SI).

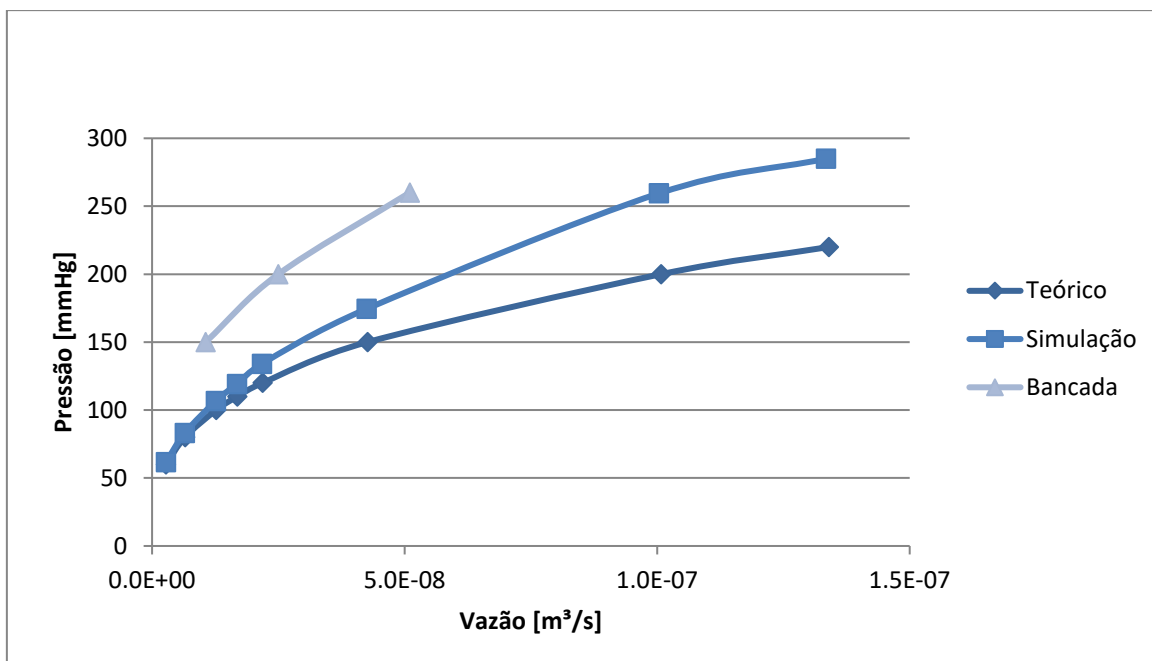


Figura 5.18 – Comparação dos valores de vazão obtidos por análise analítica, numérica e experimental utilizando o cateter circular (CC) de 200 mm de comprimento com a solução semissólida (SSS).

Diante dos resultados observados não foi possível validar a análise numérica, e mais estudos deverão ser feitos a fim de encontrar parâmetros que mais se assemelham e melhor caracterize o fluido não newtoniano, viscoelástico, assim como os mimetizadores de muco utilizados em bancada e viabilizem a validação da simulação computacional. Observa-se que as simulações subestimam as pressões, reproduzindo, no entanto, o formato e tendência das curvas. Segundo FLORENCIO (2019) por meio da User Defined Function (UDF) - modelo Oldroyd-B, a qual caracteriza o fluido como viscoelástico, foi possível se aproximar os resultados numéricos do experimental, sendo uma alternativa para verificação e validação das simulações computacionais futuras.

5.8 Testes em bancada

Para a solução mais fluídica (SSL), os resultados de vazão, mediante análise analítica, foram menores do que os resultados da vazão obtida em testes em bancada, uma vez que, ao utilizar uma pressão acima de 150 mmHg em bancada, a quantidade de solução semilíquida aspirada é 3 vezes maior, quando comparada à análise analítica.

Testes em bancada, dos cateteres CC e C12 Fr, verificaram que a remoção de secreção (vazão) é diretamente proporcional à pressão de sucção adotada (tensão de cisalhamento) em função da concentração (densidade) e viscosidade da solução

aspirada. Ou seja, quanto maior a tensão de cisalhamento, menor a viscosidade do fluido e maiores vazões são obtidas. Para esse tipo de fluido (soluções mimetizadoras de muco) escoar, é necessário aplicar uma tensão de cisalhamento suficiente para proporcionar uma taxa de cisalhamento (taxa de deformação) capaz de reduzir a viscosidade do mesmo (FOX et al., 2014). Sendo assim, pequenos diferenciais pressóricos (a partir de 60 mmHg) foram úteis para a SSL, enquanto que para remoção de SSS foram ineficazes, por manter a solução em sua fase elástica e por não causar uma taxa de deformação capaz de reduzir sua viscosidade e permitir um escoamento eficaz. É importante salientar que quanto menor a viscosidade de um fluido, menor é a tensão cisalhante necessária para submetê-lo a uma determinada taxa de cisalhamento (GALINDO, 2013).

A influência da viscosidade para o escoamento do fluido em bancada contribuiu para menores valores de vazão fossem obtidos utilizando, principalmente, a SSS em comparação aos valores de vazão na análise analítica. De maneira diferente, ocorreu o contrário para as SSL e SI, as quais apresentaram maiores vazões. Essa diferença pode ser explicada diante das influências a qual o teste em bancada está susceptível como: perda de carga ao longo do tubo, perda de carga na ponta do cateter, adequação do diferencial pressórico pelo ajuste manual; cisalhamento ao qual o fluido foi submetido e pelo perfil de escoamento, temperatura do mimetizador de muco. É importante salientar que em um escoamento laminar, unidimensional, a tensão de cisalhamento está relacionada com o gradiente de velocidade. Ainda assim, sabe-se que o fluido viscoso tende a aderir à superfície com a qual está em contato e ainda assim, conter perfil de escoamento em um tubo (fluido viscoso) possuindo velocidade próxima de zero na parede do tubo (aonde o fluido se adere) e máxima no centro do tubo, o que interfere de maneira direta na taxa de remoção do fluido nos testes em bancada (FOX et al., 2014).

Com diferencial pressórico acima de 300 mmHg há melhoria do processo, mas somente com pressão de 400 mmHg, a remoção é mais efetiva, utilizando-se o cateter 12 Fr (LAS-CASAS, 2018). Isso ocorre, uma vez que, as soluções mais espessas (SSS) apresentam maior perda de carga devido a sua maior viscosidade. Ainda assim, quando há o escoamento dessa solução, a área do tubo preenchida com solução aumenta e quanto maior essa área, maior a perda de carga. Além disso, a partir de certo momento,

as novas cargas impostas não podem ser vencidas, levando a interrupção do escoamento (ORTIS, 2015).

DAWSON et al. (2003) analisaram secreções espessas, similares as secreções de pacientes com fibrose cística, e identificaram que o módulo elástico (G') é maior que o módulo viscoso (G'') para toda a variação de frequência testada, indicando um comportamento similar ao de um sólido viscoelástico. No estudo de SHAH e colaboradores (2005) foi verificado que, independentemente da concentração do mimetizador de muco, o módulo elástico (G') aumenta com a taxa de cisalhamento (taxa de deformação), e o contrário ocorre com o módulo viscoso (G''). O mesmo comportamento foi observado para a SSS em testes em bancada, onde foi possível perceber a grande influência da parte elástica da solução, e o quanto é necessário uma maior tensão de cisalhamento (diferencial pressórico) para que essa solução escoe. Para pressões menores que 160 mmHg na SSS, a solução não escoou e, em alguns casos, até retornou ao seu estado inicial. É importante salientar, que esse tipo de fluido acumula energia inicialmente, se comportando como sólido, e depois se deforma mediante a aplicação de tensão (RUBIN, 2007).

Para uma tensão de cisalhamento superior a 160 mmHg utilizando a solução mais viscosa foi possível atenuar a influência do G' sobre a solução, e dessa maneira, iniciar o escoamento da mesma. Desse comportamento apresentado infere-se que a forma do fluido pode ser recuperada até certos limites, dentro da sua elasticidade. A outra parte da energia contida é perdida por causa da viscosidade, o que leva ao seu escoamento, uma vez que o G'' decresce com taxa de deformação (PASSALI et al., 1995).

Sabe-se que no teste em reômetro considera-se mais a parte viscosa do fluido, desconsiderando a parte elástica do fluido. Nos testes realizados em bancada podemos observar a importância da parte elástica do fluido. Diante disso, a execução de análises reológicas poderia nos dar resultados insuficientes por desprezar essa característica do fluido. DAWSON et al. (2003) e LAS-CASAS (2018) afirmam que, com o aumento da taxa de cisalhamento, ocorre redução da viscosidade dinâmica e aumento de G' . Com base nos resultados, percebemos que G' não sofre alterações até determinado momento, ou melhor, até alcançar a tensão cisalhante limite. E o mesmo ocorre para a viscosidade dinâmica. Todas as soluções apresentaram maior interferência do comportamento elástico a partir de determinado valor de tensão de cisalhamento, principalmente para a

SSS, corroborando os resultados de LAS-CASAS (2018). Sendo assim, é necessária uma tensão cisalhante que quebre a tensão inicial do fluido para gerar o escoamento, uma vez que a taxa de deformação dessas soluções é inversamente proporcional à tensão de cisalhamento (FOX, et al., 2014).

Com as análises feitas para a vazão média, descrito no item 4.6, comprova-se que a variação da vazão não é linear para cada leitura por segundo, representando características de um fluido não-Newtoniano, o qual não possui resposta linear mediante a tensão de cisalhamento, independente da concentração da solução de mimetizador de muco (FOX, et al., 2014). É importante salientar que a possibilidade de utilização de equipamentos mais precisos poderia contribuir de maneira positiva para melhor análise do escoamento do fluido para o mesmo período analisado.

ORTIS (2015) afirma que o uso de pressões de 150 ou 200 mmHg em cateter de 14 Fr, é eficiente, e consegue aspirar 3,204 g e 4,413 g de soluções, de mimetizador de muco mais viscoso, respectivamente. Em bancada com o cateter 12 Fr, a remoção foi em média 0,559 g utilizando pressão de 400 mmHg em 10 segundos para a SSS. Para três repetições de 10 segundos, cada, seriam aspirados 1,677 g. A recomendação da AARC (2010) é que o procedimento de AE não ultrapasse 15 segundos, e podem ser realizados três procedimentos aspirativos consecutivos. Se considerarmos o tempo de 15 segundos, a quantidade de secreção semissólida aspirada com uma pressão negativa de 400 mmHg, seria de 2,511 g para um período de 15 segundos. Vale ressaltar que: a solução espessa utilizada por ORTIS (2015) possui concentração diferente da utilizada em bancada neste estudo. Ainda assim, a mesma autora utilizou um diâmetro externo maior do cateter, e o mesmo tinha a presença dos orifícios laterais que auxiliam na remoção da solução, devido à diminuição da perda de carga no cateter. O resultado obtido neste estudo também difere dos achados de SOLE e colaboradores (2015), que concluíram que a quantidade de 3,2 g de secreção aspirada, após 3 procedimentos de aspiração consecutivos, é uma quantidade moderada de secreção aspirada. A concentração da secreção aspirada não foi definida pelos autores, assim como o cateter de sucção utilizado justificando a divergência de resultados neste estudo.

Com a utilização do CC por um período de 10 segundos, utilizando diferencial pressórico de 250 mmHg para aspirar a SSS, foi removido 0,45 g de secreção mimetizada. Se considerarmos três repetições de 10 segundos cada, seriam aspiradas em

média 1,35 g de secreção. Como a AARC (2010) recomenda que o tempo total de aspiração de até 15 segundos, se levarmos em consideração os dados obtidos com dez segundos, seriam aspirados 2,025 g, após três repetições de 15 segundos cada. A quantidade de solução aspirada é inferior daquela obtida por SOLE e colaboradores (2015) e por ORTIS (2015) e daquela utilizando o cateter convencional 12 Fr em bancada. Mas, para esse resultado deve ser levado em consideração: a menor pressão de sucção utilizada por perda de potência da bomba de vácuo, da redução da área da seção interna do cateter destinada à passagem de secreção e também, a ausência de furos laterais no cateter circular. Observou-se também, que a redução do comprimento do cateter circular, para 200 mm, não foi suficiente para reduzir a perda de carga e contrabalancear os fatores que foram levados em consideração para a comparação.

Em relação ao diferencial pressórico utilizado em bancada, podemos perceber que diferenciais pressóricos menores que 200 mmHg não geram escoamento de SSS. De acordo com os resultados obtidos em bancada, utilizando os dois cateteres, podemos inferir que a utilização de uma pressão negativa inferior a 200 mmHg não seria suficiente para aspirar de maneira efetiva secreções pulmonares espessas, como aquelas apresentadas por indivíduos com DPOC e FCP, o que inviabilizaria o sucesso da higienização brônquica. Esses resultados vão contra a utilização de pressão de sucção defendida pela AARC (2010), PEDERSEN (2009) e por HU e colaboradores (2019), mas está de acordo com ORTIS (2015) e GILDER et al. (2018).

5.9 Comparações dos resultados obtidos em bancada e por simulação computacional com o programa Comsol para o cateter 12 Fr com 400 mm de comprimento em função da velocidade média do escoamento

Os valores de velocidade média foram obtidos por meio de análises e adequações matemáticas para conversão de unidades de vazão mássica obtidas em testes em bancada. Sabe-se que a vazão Q (m^3/s) é o produto da velocidade média (V) pela área de seção transversal (A) do tubo e pode ser denominada também como vazão volumétrica. A vazão encontrada em bancada é a vazão mássica Q_m em gramas por segundo x 1000, resultando na Q_m em kg/s, sendo resultado da divisão da massa pelo tempo ($Q_m = \text{massa}/$

tempo), sendo a quantidade de solução mimetizadora de muco que escoou em um intervalo de tempo. A vazão volumétrica Q_v pode ser descrita, também, como a quantidade de volume que escoou por unidade de tempo, sendo resultado da divisão do volume (v) pelo tempo (t) (m^3/s) ($Q_v = v/t$). Diante disso, foi necessário transformar a vazão mássica (Q_m) em vazão volumétrica (Q_v) por meio da equação de densidade ($D = m/v$). Isolando o volume, temos a massa sobre a densidade do fluido ($v = m/D$). Por fim, também foi necessário isolar a velocidade (V) na equação de vazão (Q) para fazer as demais substituições, sendo assim, obtemos a Equação 5.1:

$$V = \frac{v}{Q} \cdot A \quad (5.1)$$

Com a Equação 5.1, pode-se obter os valores de velocidade média oriundos dos testes em bancada e dessa maneira, correlacioná-los aos valores obtidos no programa Comsol.

Com os dados obtidos em bancada e pela simulação computacional por meio do programa Comsol, podemos perceber que a velocidade média das soluções SSL e SI mimetizadoras utilizadas com o cateter 12 Fr tiveram similaridade de comportamento (Figs. 5.19 e 5.20), exceto para a solução mais espessa (SSS) (Fig. 5.21). Com a SSS a distância entre as curvas foi maior e a velocidade média obtida por meio da simulação apresentou comportamento linear. Acredita-se que por ser mais viscosa e por apresentar maior dificuldade para iniciar o escoamento, a velocidade média alcançada, para a SSS, manteve-se, de maneira sutil, uniformemente acelerada para um diferencial pressórico pequeno.

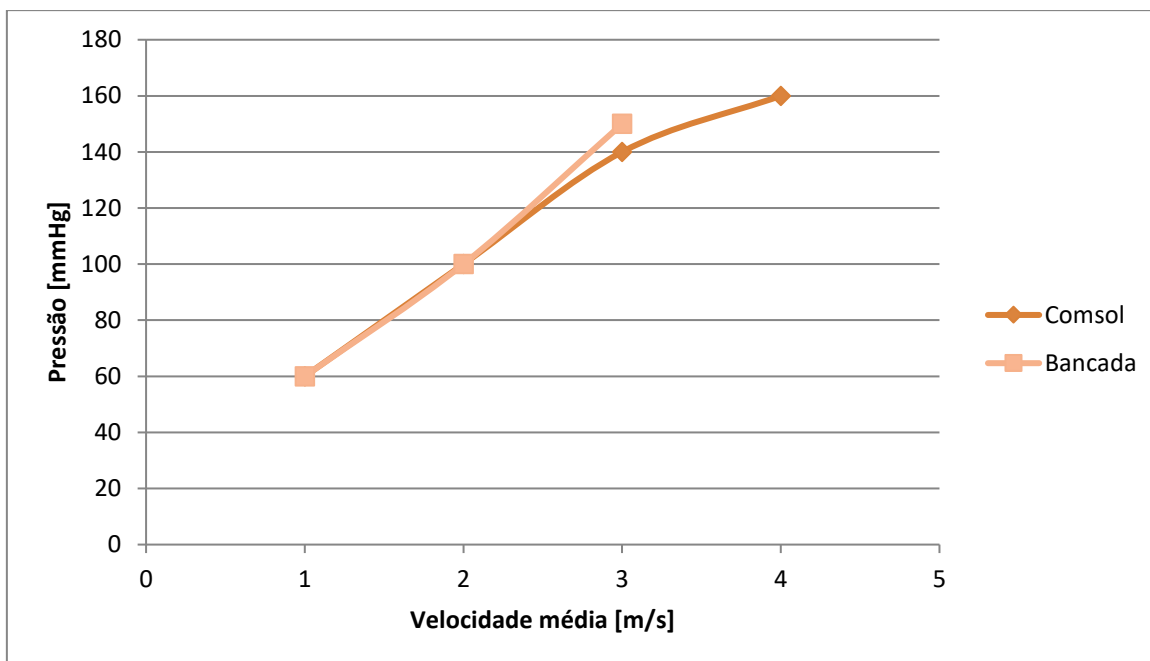


Figura 5.19 – Comparação dos resultados de velocidade média oriundos da simulação computacional no programa Comsol e do teste de bancada com o cateter 12 Fr (C12 Fr) com 400 mm de comprimento utilizando a solução semilíquida (SSL).

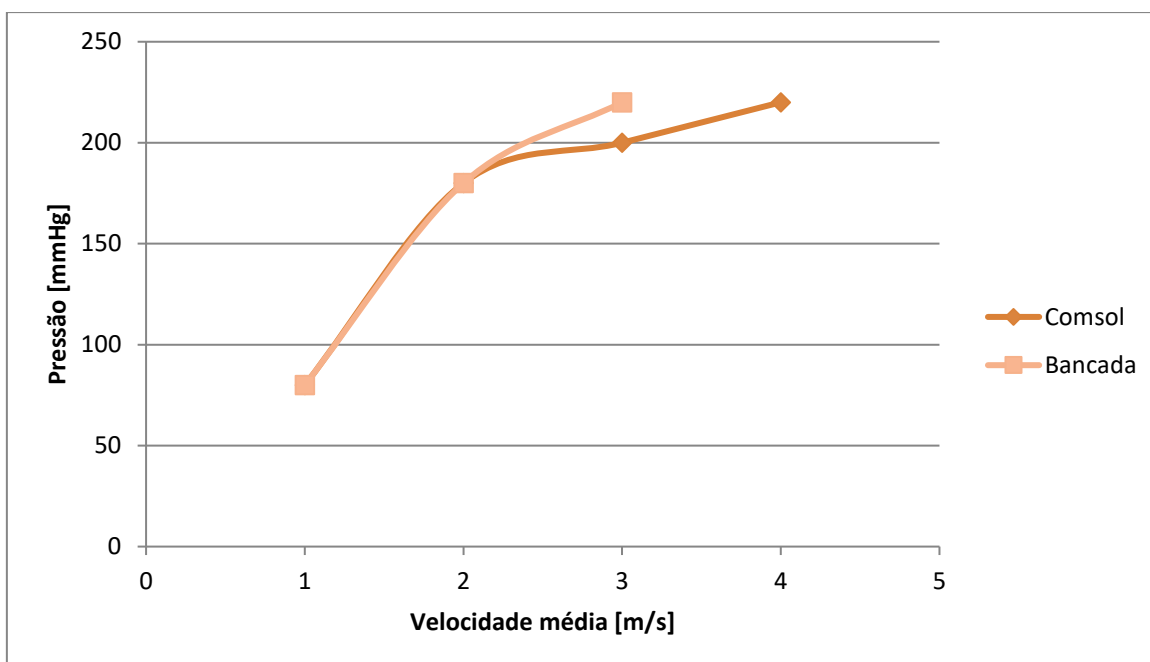


Figura 5.20 - Comparação dos resultados de velocidade média oriundos da simulação computacional no programa Comsol e do teste de bancada com o cateter 12 Fr (C12 Fr) com comprimento de 400 mm utilizando a solução intermediária (SI).

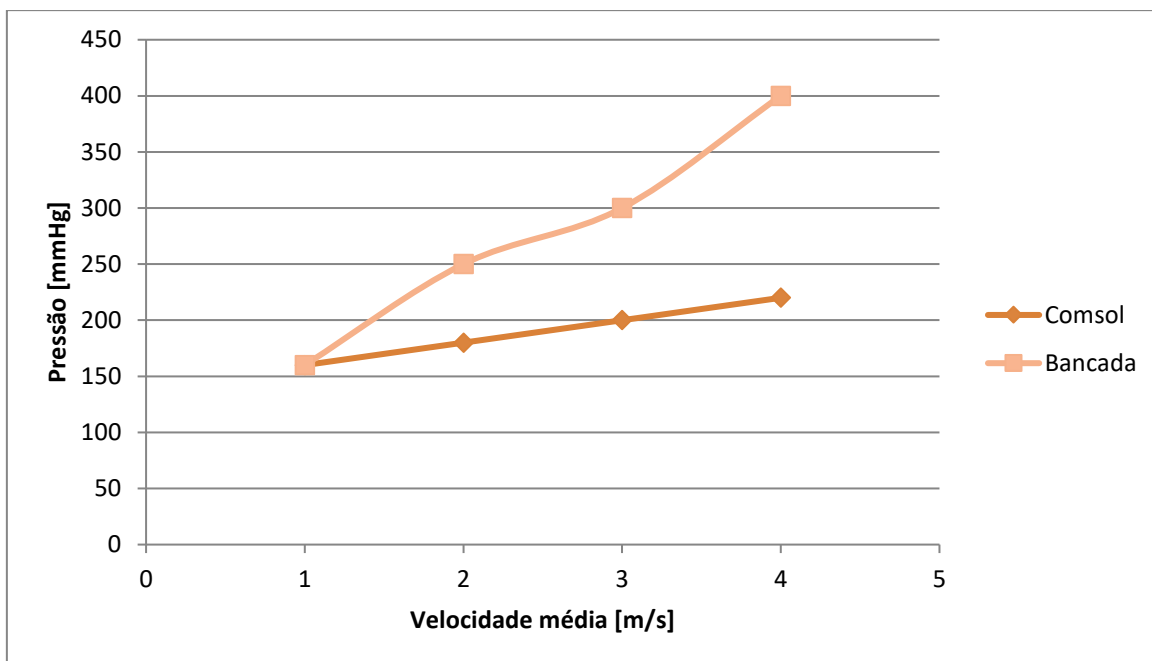


Figura 5.21 - Comparação dos resultados de velocidade média oriundos da simulação computacional no programa Comsol e do teste de bancada com o cateter 12 Fr (C12 Fr) com comprimento de 400 mm utilizando a solução semissólida (SSS).

5.10 Comparações dos resultados obtidos em testes em bancada, simulação computacional com o programa Comsol e análise analítica da vazão mássica para o cateter 12 Fr com 400 mm de comprimento utilizando a SI

Os resultados encontrados são similares para ambas as situações. Observa-se um comportamento linear das curvas inicialmente principalmente para a análise analítica, o que não é correto, uma vez que o fluido apresenta uma resposta linear em função da aplicação de diferencial pressórico e por conter características de um fluido newtoniano como está ilustrado na Fig.5.22.

Mesmo com as diferenças apresentadas, a resposta em função da vazão mássica para a modelagem numérica e o experimental apresentaram resultados em consonância, e favorecendo no processo de validação desse modelo numérico. É importante salientar que o programa Comsol faz análise de elementos finitos, usa dados de k e n , e utiliza elementos bidimensionais o que favorece ainda mais as chances de aproximação de resultados.

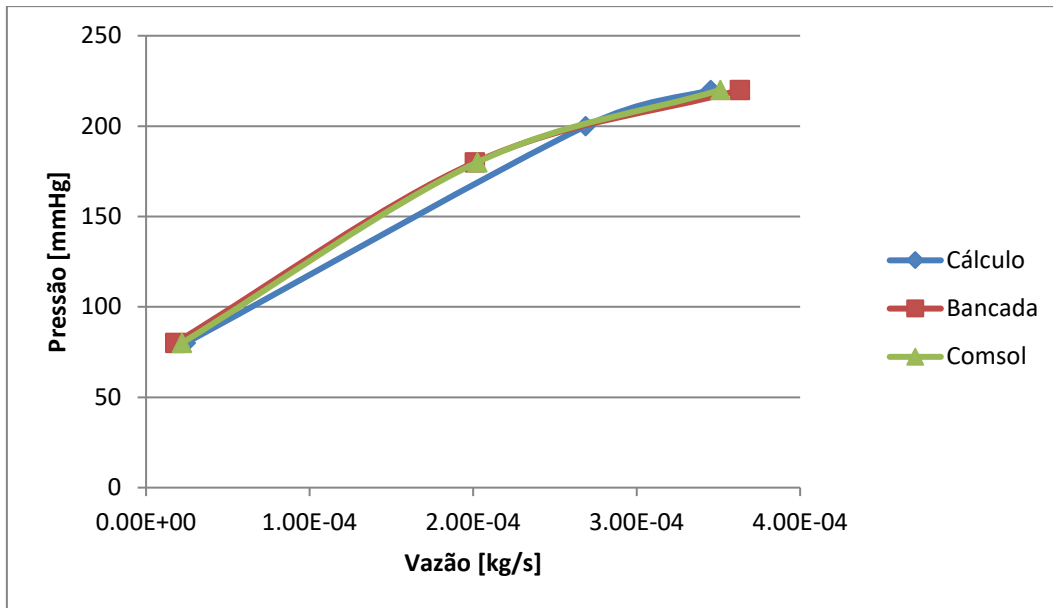


Figura 5.22 – Comparação dos valores de vazão obtidos por análise analítica (cálculo teórico), numérica (programa Comsol) e experimental (bancada) utilizando o cateter 12 Fr (C12 Fr) de 400 mm de comprimento com a solução intermediária (SI).

6

CONCLUSÃO

Com a execução deste estudo e com os resultados obtidos podemos concluir que a modelagem numérica não obteve resultados de vazão similares aos obtidos pelas análises analíticas simplificadas usando o modelo descrito sendo o material considerado viscoso, e por levar em consideração dados diferentes nas equações, mesmo que ambos sejam fundamentados na derivada do modelo Lei de Potência (Ostwald de Waele).

Mesmo com as diferenças entre as análises, podemos observar que maiores vazões foram obtidas, respectivamente, quando se utilizou o cateter semicircular, o cateter circular e por último o cateter curvo. Ainda assim, a diferença de comprimento para uma mesma seção transversal pode corroborar o estudo de LAS-CASAS (2018), obtendo-se menores perdas de carga e alcançando menores pressões com maior eficácia na remoção de soluções mimetizadoras de muco quando se reduz o comprimento do cateter.

Entender o comportamento de fluidos não-Newtonianos, como as soluções de muco mimetizadas, utilizados em bancada colaborou para melhor compreender o tratamento desse tipo de fluido, podendo quantificar a aplicação de uma tensão de cisalhamento que seja capaz de alterar suas propriedades reológicas. Com os testes em bancada pôde-se ver a influência da parte elástica do fluido diante do seu escoamento, e como essa característica somada à viscosidade são importantes para a aplicação de diferenciais pressóricos/ tensão de cisalhamento sendo capazes de gerar taxas de deformações suficientes para reduzir a viscosidade do fluido, tornando o mesmo, mais fácil de escoar, garantindo dessa maneira, maiores taxas de remoção (vazão).

Ainda assim, com a análise experimental (teste em bancada), foi possível quantificar o diferencial pressórico a ser adotado para remover secreções pulmonares de pacientes que tenham secreções semelhantes aquelas analisadas neste estudo. Sendo assim, pressões de sucção acima de 400 mmHg deverão ser utilizadas em pacientes que possuem secreções espessas, uma vez que a aplicação de um diferencial pressórico adequado em um procedimento de aspiração de secreções pulmonares viabiliza de maneira direta o sucesso da higienização brônquica de pacientes entubados e/ou hipersecretivos, podendo atenuar de maneira significativa as complicações oriundas do procedimento, seja pelo aumento da quantidade de secreção removida, seja pela menor repetição do procedimento.

A permanência de um mesmo diâmetro externo e um menor comprimento, como as características dos cateteres propostos, corrobora o que é defendido por alguns autores e ainda assim, assegura o aumento da pressão negativa durante a sucção de secreções pulmonares sem causar danos, tornando o procedimento eficaz.

O modelo numérico não foi validado pelo teste em bancada utilizando-se o cateter circular proposto com 200 mm, pois havia características reológicas do fluido que não foram consideradas no modelo numérico, culminando na discrepância dos resultados. Diante disso, serão necessárias análises futuras que levem em consideração as características viscoelásticas do fluido não newtoniano, assim como proposto no estudo de FLORENCIO (2019).

O presente trabalho teve como limitações: a impressão do cateter em 3D sem a presença do orifício de oxigenação e de orifícios laterais, a permanência da temperatura do mimetizador de muco em 24°C, a desconsideração da retirada de ar durante a aplicação de pressão negativa.

No entanto, com este estudo foi possível fazer comparações entre as seções propostas de um cateter duplo lúmen. Mediante as comparações feitas entre as seções circular, semicircular e curva foi possível concluir e viabilizar as alternativas para elaboração da seção transversal semicircular para o cateter duplo lúmen, pois a seção semicircular possui maior área de seção transversal interna, possibilitando maior área disponível para sucção, sendo portanto mais eficaz para aspirar secreções, necessitando de um menor diferencial pressórico quando comparadas ao CC e CCu; por essa seção possuir

espessura de parede e diâmetro externo similar ao cateter 12 Fr, e por possuir menor comprimento garantindo menores perdas de carga durante o escoamento.

7

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ABBASINIA, M.; IRAJPOUR, A.; BABAIL, A.; SHAMALI, M.; VAHDATNEZHAD, J.- “Comparison the Effects of Shallow and Deep Endotracheal Tube Suctioning on Respiratory Rate, Arterial Blood Oxygen Saturation and Number of Suctioning in Patients Hospitalized in the Intensive Care Unit: A Randomized Controlled Trial” - *Journal of Caring Sciences*, volume 3; número 3, p. 157-164, 2014.
2. American Association of Respiratory Care (AARC) – “Endotracheal Suctioning of Mechanically Ventilated Patients With Artificial Airways”. *Respiratory Care*, volume 55, número 6, p. 758-764, 2010.
3. ANSYS User’s Guide, Release 15.0, 2013.
4. BRANSON, R.; GOMAA, D.; RODRIQUEZ, D.-“Management of the Artificial Airway” – *Respiratory Care*, volume 59, número 6, p.974-990; 2014.
5. BRANSON, R.D.- “Secretion Management in the Mechanically Ventilated Patient” – *Respiratory Care*; volume 52; número 10; p. 1328-1347, 2007.
6. BRUSCHETTINI, M.; ZAPPETTINI, S.; MOJA, L.; CALEVO, M.G.-“Frequency of endotracheal suctioning for the prevention of respiratory morbidity in ventilated newborns”. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, número 3; 2016.
7. CORTÊZ, P.C.; GONÇALVES, R.L.; LINS, D.C.; SANCHEZ, F.F.; NETO, J.C.B.; RIBEIRO, J.P.R. - “Artigo de revisão: Aspiração endotraqueal de adultos intubados: evidências para boas práticas” – *Revista Fisioterapia Brasil*; volume 18, número 6; p.767-777; 2017.
8. COSTA, F.Q. - “Viabilidade de uso de um misturador para a análise de propriedades reológicas de produtos alimentícios.” (Dissertação, Energia na agricultura) Faculdade de Ciências Agrônômicas da UNESP, 2007.
9. DAWSON, M.; WIRTZ, D.; HANES, J. - “Enhanced Viscoelasticity of Human Cystic Fibrotic Sputum Correlates with Increasing Microheterogeneity in Particle Transport”- *The Journal of Biological Chemistry*, volume 278, número 50, pp. 50393–50401; 2003.
10. ELMANSOURY, A. & SAID, H. -“Closed suction system versus open suction”- *Egyptian Journal of Chest Diseases and Tuberculosis*, volume 66; número 3, p. 509-515, 2017.
11. ELMELEGY, O.E.A & AHMED, R.E. -“Effect of Open versus Closed Endotracheal Suctioning System on Vital Signs among Mechanically Ventilated Patients in ICU” - *Journal of Nursing and Health Science*; volume 5, número 6, p. 91-100, 2016.
12. FOX, R. W.; MCDONALD, A.T.; PRITCHARD, P.J.; LEYLEGIAN, J.C. – “Conceitos Fundamentais” – Capítulo 2- p.18 ; “Máquinas de Fluxo” – Capítulo 10- p.238 *In FOX, R. W.;*

- MCDONALD, A.T.; PRITCHARD, P.J.; LEYLEGIAN, J.C. Livro: “Introdução à Mecânica dos Fluidos”, Editora LTC, 2014.
13. FLORENCIO, I.M. - “Uma metodologia para simulação computacional de cateteres de aspiração endotraqueal - Implementação de modelo viscoelástico de Oldroyd-B” (Dissertação, Bioengenharia), Universidade Federal de Minas Gerais, 2019.
 14. GALINDO, M.S.V. - “Desenvolvimento de uma Metodologia para Determinação da Viscosidade de Solos.” (Dissertação, Engenharia Civil), Pontifca Universidade Católica do Rio de Janeiro, 2013.
 15. GILDER, E.; PARKE, R.L.; JULL, A. - “Endotracheal suction in intensive care: A point prevalence study of current practice in New Zealand and Australia”, *article in press*, p1-5, 2018.
 16. GROSSI, S. A. A. & SANTOS, B.M.O. - “Hipoxemia durante a aspiração endotraqueal” - *Revista Latino Americana de Enfermagem*; Volume 2, Número 2, p. 87-102. 1994.
 17. HU, J; YU, L.; JIANG, L.; YUAN, W.; BIAN, W.; YANG, Y.; RUAN, H. - “Developing a Guideline for Endotracheal Suctioning of Adults With Artificial Airways in the Perianesthesia Setting in China” – *Journal of Perianesthesia Nursing*; volume 34, número 1, p. 160-168, 2019.
 18. JONGERDEN, I.P.; ROVERS, M.M.; GRYPDONCK, M.H.; BONTEN, M.J. - “Open and closed endotracheal suction systems in mechanically ventilated intensive care patients: A meta-analysis”- *Critical Care Medicine*, volume 35, número 1, p.260-270; 2007.
 19. LAI, S.K.; WANG, Y.Y.; WIRTZ, D.; HANES, J. - “Micro- and macrorheology of mucus” – *Advanced Drug Delivery Reviews*, volume 61, p.86-100; 2009.
 20. LAS-CASAS, M.S.- “Desesenvolvimento de um novo aspirador de secreção pulmonar com oxigenação e umidificação.” (PhD, thesis Bioengenharia), Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2018.
 21. LAS-CASAS, M.S.; FIGUEIREDO, C.M.; LAS CASAS, E.B.; RODRIGUES-MACHADO, M.G.; LIMA II, E.J.; HUEBNER, R.; SANTOS LIMA, B.L.T. - “Artigo de revisão: Estudos sobre formatos de cateteres de aspiração pulmonar” *In ENEBI – 6º Encontro Nacional de Engenharia Biomecânica – Águas de Lindóia, -São Paulo*, 2018.
 22. MACHADO, J.C.V. – “Reologia e escoamento de fluidos: ênfase na indústria do petróleo.” Rio de Janeiro; Editora Interciência, 2002
 23. MAGGIORE, S.M.; IACOBONE, E.; ZITO, G.; CONTI, G.; ANTONELLI, M.; PROIETTE, R.- “Closed *versus* open suction techniques”- *Minerva Anestesiologia*; volume 68; p. 360-364; 2002a.
 24. MAGGIORE, S.M; LELLOUCHE, F.; PIGNATARO, C.; GIROU, E.; MAITRE, B.; RICHARD, J.C.M.; LEMAIRE, F.; BRUN-BUISSON, C.; BROCHARD, L. - “Decreasing the Adverse Effects of Endotracheal Suctioning During Mechanical Ventilation by Changing Practice” - *Respiratory Care*, volume 58, número 10, p.1588-1597, 2013b.
 25. MARTINS, A.L.P.; JAMAMI, M., COSTA, D. - “Estudo das propriedades reológicas do muco brônquico de pacientes submetidos a técnicas de Fisioterapia Respiratória” – *Revista Brasileira de Fisioterapia*, volume 9, número 1, p. 33-39; 2005.
 26. MORROW, B.M.; FUTTER, M.J.; ARGENT, A.C. - “Endotracheal suctioning: from principles to practice”- *Intensive Care Medicine*, volume 30, número 6; p.1167–1174; 2004.

27. MUNKHOLM, M. & MORTENSEN, J. -“Mucociliary clearance: pathophysiological aspects” Clinical Physiology and Nuclear Medicine, volume 34, número 3, P. 171-177, 2014.
28. NAKSTAD, E.R.; OPDAHL, H.; HEYERDAHL, F.; BORCHSENIUS, F.; SKJØNSBERG, O.- “Manual ventilation and open suction procedures contribute to negative pressures in a mechanical lung model”- BMJ Open Respiratory Research, volume 4, p.1-6; 2017.
29. NTOUMENOPOULOS, G.; BERRY, M.P, CAMPOROTA, L.; LAM, L.-“Indicators of Airway Secretion Weight in Mechanically Ventilated Subjects” – Respiratory Care, p.1-10, 2019.
30. ORTIS, M. D. C. -“Simulação *in vitro* da aspiração endotraqueal correlacionando pressão de vácuo, diâmetro do cateter e diferentes propriedades viscoelásticas para o muco respiratório” (Dissertação), Universidade Federal de Minas Gerais, 2015.
31. PASSALI, D.; FERRI, BELLUSSI, L.; LAURIELLO, M. -“The rheological characteristics of nasal mucus in patients with rhinitis” - European Archives of Oto-rhino-laryngology: Official Journal of the European Federation of Oto-Rhino-Laryngological , volume 252, número 6, p.348-352; 1995.
32. PEDERSEN, C.M.; ROSENDAHL-NIELSEN, M.; HJERMIND, J.; EGEROD, I. - “Endotracheal suctioning of the adult intubated patient - What is the evidence?”, Intensive and Critical Care Nursing; Volume 25, Número 1, p. 21-30, 2009.
33. PINCIROLI, R.; MIETTO, C.; PIRIYAPATSOM, A.; CHENELLE, C.T.; THOMAS, J.G.; PIRRONE, M.; BRY, L.; WOJTKIEWICZ, G.; NAHRENDORF, M.P.; KACMAREK, R.M.; BERRA, L. -“Endotracheal Tubes Cleaned With a Novel Mechanism for Secretion Removal: A Randomized Controlled Clinical Study” – Respiratory Care, volume 61, número 11, p.1431-1439; 2016.
34. PINTO, L.C.M; – “Quantikov – Um analisador microestrutural para o ambiente Windows”, 1996.
35. PUCHELLE, E.; BAJOLET, O.; ABÉLY, M. – “Airway mucus in cystic fibrosis”, Paediatric Respiratory Reviews., Volume. 3, p. 115-119, 2002.
36. RODRIGUES-MACHADO, M.G. & ARAÚJO, S.G. – “Aspiração Endotraqueal - Capítulo 10” *In* RODRIGUES-MACHADO, M.G. Livro: “Bases da Fisioterapia Respiratória: Terapia Intensiva e Reabilitação”, 2ª edição; Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, p. 105, 2018.
37. ROSEN, M. & HILLARD, E.K. - “The use of suction in clinical medicine” - British Journal of Anaesthesia, volume 32, p.486-504; 1960.
38. RUBIN, B.K. – “Mucus structure and properties in cystic fibrosis. Paediatric respiratory reviews”; volume 8, número 1, p. 4-7, 2007.
39. RUSSAIN, C.J.; GONZALES, J.F.; HENRY, N.R. - “Suction Catheter Size: An Assessment and Comparison of 3 Different Calculation Methods” – Respiratory Care, volume 59, número 1, p.32-38; 2014.
40. SHAH, S.; FUNG, K.; BRIM, S.; RUBIN,B.K. – “An In Vitro Evaluation of the effectiveness of Endotracheal suction catheters”, CHEST Journal; volume 128, número 5, p. 3699 – 3704, 2005.
41. SILVA, L.A; TELES L.C.S.; ROBAZZI M.L.C.C.; SILVEIRA, S.E.; TERRA, F.S. - “Knowledge of tracheobronchial aspiration of health professionals from the intensive care unit” Journal of Nursing UFPE *Online*, volume 6, número 7, p. 2625-2632; 2012.
42. SOLE, M.L.; BENNETT,M.; ASHWORTH, S.- “Clinical indicators for Endotracheal suctioning in adult Patients receiving mechanical ventilation”- AMERICAN JOURNAL OF CRITICAL CARE, volume 24, número 4, p. 318-324; 2015.

43. STONE, R.H. & BRICKNELL, S.S.- “Experience With a New Device for Clearing Mucus From the Endotracheal Tube” – Respiratory Care, volume 56, número 4, p.520-522; 2011.
44. SUBIRANA, M.; SÒLA, I.; BENITO, S. - “Closed tracheal suction systems versus open tracheal suction systems for mechanically ventilated adult patients”. Cochrane Database of Systematic Reviews, 2007.
45. TOLOBOW, T.; BERRA, L.; BASSI, G.L.; CURTO, F. -“Novel System for Complete Removal of Secretions within the Endotracheal Tube” American Society of Anesthesiologists , volume 102, número 5, p. 1063-1065; 2005.
46. VANNER, R. & BICK, E. -“Tracheal pressures during open suctioning” – Anaesthesia, volume 63, número 3, p. 313-315; 2008.
47. WILLIAMS, O.W.; SHARAFKHANEH, A.; KIM, V.; DICKEY, B.F.; EVANS, C.- “Airway Mucus From Production to Secretion”- American Journal of Respiratory Cell And Molecular Biology, volume 34, p.5267-536; 2006.
48. WOOD, C.J. – “Endotracheal suctioning: a literature review”. Intensive and Critical Care Nursing; Volume 14, p.124-136, 1998.