



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

UMA METODOLOGIA PARA SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL
DE CATETERES DE ASPIRAÇÃO ENDOTRAQUEAL
IMPLEMENTAÇÃO DE MODELO VISCOELÁSTICO DE OLDROYD-B

IGOR MARTINI FLORENCIO

Belo Horizonte, 24 de Junho de 2019

F632m

Floencio, Igor Martini.

Uma metodologia para simulação computacional de cateteres de aspiração endotraqueal [recurso eletrônico]: implementação de modelo viscoelástico de Oldroyd-B / Igor Martini Floencio. - 2019.

1 recurso online (xiii, 68 f.: il., color.) : pdf.

Orientador: Rudolf Huebner.

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

Bibliografia: f. 65-67.

Anexo: f.68.

Exigências do sistema: Adobe Acrobat Reader.

1. Engenharia Mecânica - Teses. 2. Viscoelasticidade - Teses.
3. Sucção - Teses. 4. Aparelho respiratório - Anatomia – Teses.
I. Huebner, Rudolf. II. Universidade Federal de Minas Gerais.
Escola de Engenharia. III. Título.

CDU: 621 (043)



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

Av. Antônio Carlos, 6627 - Campus Universitário
31270-901 - Belo Horizonte - MG
Tel.: +55 31 3409.5145
E-mail: cpgmec@demec.ufmg.br

**"UMA METODOLOGIA PARA SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL DE
CATETERES DE ASPIRAÇÃO ENDOTRAQUEAL IMPLEMENTAÇÃO
DE MODELO VISCOELÁSTICO DE OLDROYD-B"**

IGOR MARTINI FLORENCIO

Dissertação submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de "**Mestre em Engenharia Mecânica**", na área de concentração de "**BIOENGENHARIA**".

Dissertação aprovada no dia 24 de junho de 2019.

Por:

Prof. Rudolf Huebner

Orientador - Departamento de Engenharia Mecânica/ UFMG

Prof.ª Maria da Glória Rodrigues-Machado
Faculdade de Ciências Médicas de Minas Gerais

Prof. Estevam Barbosa de Las Casas
Departamento de Engenharia de Estruturas/ UFMG

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho à minha esposa pela dedicação e companheirismo e aos meus pais pelo apoio e carinho.

Agradeço em especial o Prof. Dr. Rudolf Huebner não somente pela participação ativa neste trabalho mas também pela orientação ao longo de minha carreira.

Agradeço a Dra. Marina Las Casas e a Msc. Bruna Lima pelo trabalho em equipe.

SUMÁRIO

LISTA DE SÍMBOLOS	iv
LISTA DE FIGURAS	vi
LISTA DE GRÁFICOS	ix
LISTA DE TABELAS E QUADROS	x
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	xi
RESUMO	xii
ABSTRACT	xiii
1 INTRODUÇÃO	1
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	2
2.1 Sistema respiratório.....	2
2.2 Mecânica respiratória.....	3
2.3 A Secreção Brônquica.....	3
2.4 Higienização Brônquica.....	4
2.5 Aspiração da secreção pulmonar.....	5
2.6 Cateteres de sucção	6
2.7 Mimetizadores de muco	6
2.8 Mecânica do Continuo	10
2.8.1 Modelagem de fluidos Não-Newtonianos.....	11
2.8.2 Tixotropia e Reopéticidade	13
2.9 Viscoelasticidade	14
2.9.1 Quantificação do efeito viscoelástico	15
2.9.2 Modelamento do comportamento Viscoelástico.....	15
3 METODOLOGIA	19

3.1 Teste com Glicerina	20
3.1.1 Teste experimental	20
3.1.2 Cálculo Empírico	22
3.1.3 Simulações Numéricas	24
3.2 Testes com muco mimetizado	27
3.2.1 Teste experimental	27
3.2.2 Simulações Numéricas	28
4 RESULTADOS E DISCUSSÕES	41
4.1 Resultados dos Testes de bancada	41
4.1 Resultados das Simulações Numéricas	42
4.1.1 Resultados para vazão de 4,6 mg/s	42
4.1.2 Resultados para vazão de 14.2 mg/s	48
4.1.3 Resultados para vazão de 27.1 mg/s	51
4.1.4 Resultados para vazão de 71.6 mg/s	55
4.2 Resultados dos cálculos analíticos	58
4.3 Comparação de resultados	59
5 CONCLUSÕES	63
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	65

LISTA DE SÍMBOLOS

Letras Latinas

A	Área [m ²]
Re	Número de Reynolds [adimensional]
G'	Módulo de armazenamento [adimensional]
G''	Módulo de perda [adimensional]
u	Velocidade em x [m/s]
v	Velocidade em y [m/s]
w	Velocidade em z [m/s]
S	Termo Fonte
P	Pressão [Pa]
a	Coefficiente Power Law [adimensional]
n	Expoente Power Law [adimensional]
E	Módulo de Young [MPa]
De	Número de Deborah [adimensional]
Wi	Número de Weissenberg [adimensional]
t	tempo [s]
h	Perda de Carga [m]
L_{eq}	Comprimento equivalente [m]
f	Fator de atrito [adimensional]

Letras Gregas

ρ	Peso específico [kg/m ³]
τ_{ij}	Tensão de cisalhamento [Pa]
μ	Viscosidade Newtoniana [Pa.s]
η	Viscosidade não-Newtoniana [Pa.s]
ϑ	Segunda Viscosidade [Pa.s]
λ	Tempo de relaxação [s]
σ	Tensão normal [Pa]
γ	Deslocamento [m]

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 2.1 – Desenho esquemático do sistema respiratório e das pressões envolvidas.	3
FIGURA 2.2 – Elemento elástico	16
FIGURA 2.3 – Elemento Viscoso.....	16
FIGURA 2.4 – Esquema do modelo de Maxwell	16
FIGURA 2.5 – Desenho esquemático do modelo de Kelvin-Voigt.....	18
FIGURA 2.6 – Desenho esquemático do Modelo Linear Padrão.....	18
FIGURA 3.1 – Desenho esquemático do domínio para simulação dos testes com glicerina.....	21
FIGURA 3.2 – Bancada de testes	22
FIGURA 3.3 – Domínio pra simulação com glicerina	24
FIGURA 3.4 – Malha 2.....	25
FIGURA 3.5 – Geometria axissimétrica para simulações numéricas.....	29
FIGURA 3.6 – Fluxograma do método COUPLED	Error! Bookmark not defined.
FIGURA 3.7 – Malha 1 – 32.271 pontos nodais, sendo 8 na seção transversal da sonda.....	35
FIGURA 3.8 – Malha 2 – 67.656 pontos nodais, sendo 11 seção transversal da sonda.....	35
FIGURA 3.9 – Malha 3 – 120.288 pontos nodais, sendo 15 na seção transversal da sonda.....	36
FIGURA 3.10 – Malha 4 – 260.816 pontos nodais, sendo 22 na seção transversal da sonda.....	36
FIGURA 3.11 – Malha 5 – 1.210.429 pontos nodais, sendo 50 na seção transversal da sonda.....	37
FIGURA 4.1 – Região de interesse em relação aos efeitos viscoelásticos.	42
FIGURA 4.2 – Resíduos da simulação com muco mimetizado para vazão de 4,6 mg/s.....	43
FIGURA 4.3 – Verificação de convergência da simulação com muco mimetizado para vazão de 4,6 mg/s.....	43
FIGURA 4.4 – Distribuição de pressão ao longo do eixo de simetria - simulação com muco mimetizado para vazão de 4,6 mg/s.	44

FIGURA 4.5 - Distribuição de tensões elásticas τ_{xx} - simulação com muco mimetizado para vazão de 4,6 mg/s.....	45
FIGURA 4.6 - Distribuição de tensões elásticas τ_{xy} - simulação com muco mimetizado para vazão de 4,6 mg/s.....	45
FIGURA 4.7 - Distribuição de tensões elásticas τ_{yy} - simulação com muco mimetizado para vazão de 4,6 mg/s.....	46
FIGURA 4.8 – Distribuição de taxa de cisalhamento na simulação com muco mimetizado para vazão de 4,6 mg/s.....	47
FIGURA 4.9 – Distribuição de viscosidade na simulação com muco mimetizado para vazão de 4,6mg/s.....	47
FIGURA 4.10 - Resíduos da simulação com muco mimetizado para vazão de 14,2 mg/s	48
FIGURA 4.11 - Verificação de convergência da simulação com muco mimetizado para vazão de 14,2 mg/s.....	49
FIGURA 4.12 - Distribuição de pressão ao longo do eixo de simetria - simulação com muco mimetizado para vazão de 14,2 mg/s.....	49
FIGURA 4.13 - Distribuição de tensões elásticas τ_{xx} - simulação com muco vazão de 14,2 mg/s...	50
FIGURA 4.14- Distribuição de tensões elásticas τ_{xy} - simulação com muco vazão de 14,2 mg/s....	50
FIGURA 4.15 - Distribuição de tensões elásticas τ_{yy} - simulação com muco vazão de 14,2 mg/s...	51
FIGURA 4.16 - Resíduos da simulação com muco mimetizado para vazão de 27,1 mg/s	52
FIGURA 4.17 - Verificação de convergência da simulação com muco mimetizado para vazão de 27,1 mg/s.....	52
FIGURA 4.18 - Distribuição de pressão ao longo do eixo de simetria - simulação para vazão de 27,1 mg/s.....	53
FIGURA 4.19 - Distribuição de tensões elásticas τ_{xx} - simulação com muco vazão de 27,1 mg/s...	53
FIGURA 4.20- Distribuição de tensões elásticas τ_{xy} - simulação com muco vazão de 27,1 mg/s....	54
FIGURA 4.21 - Distribuição de tensões elásticas τ_{yy} - simulação com muco vazão de 27,1 mg/s...	54

FIGURA 4.22 - Resíduos da simulação com muco mimetizado para vazão de 71,6 mg/s	55
FIGURA 4.23 - Distribuição de pressão ao longo do eixo de simetria - simulação para vazão de 71,6 mg/s.....	56
FIGURA 4.24 - Distribuição de pressão ao longo do eixo de simetria - simulação para vazão de 71,6 mg/s.....	56
FIGURA 4.25 - Distribuição de tensões elásticas τ_{xx} - simulação com muco vazão de 71,6 mg/s...57	57
FIGURA 4.26 - Distribuição de tensões elásticas τ_{xy} - simulação com muco vazão de 71,6 mg/s...57	57
FIGURA 4.27 - Distribuição de tensões elásticas τ_{yy} - simulação com muco vazão de 71,6 mg/s...58	58
FIGURA 4.28 – Linhas de corrente – Simulação sem efeito viscoelástico – 71.6 mg/s.....	61
FIGURA 4.29 - Linhas de corrente – Simulação com efeito viscoelástico – 71.6 mg/s	61

LISTA DE GRÁFICOS

GRÁFICO 2.1 - Viscosidade contra tensão de cisalhamento para soluções de 0,5% (pequenos círculos), 1,5% (círculos intermediários) e 2% (círculos grandes), além de três amostras de escarro de pacientes com fibrose cística (linhas contínuas)	7
GRÁFICO 2.2 – Curva Tensão x Taxa de Cisalhamento para mimetizador de muco com 1%	8
GRÁFICO 2.3 – Curva Tensão x Taxa de Cisalhamento para mimetizador de muco com 1,5%	9
GRÁFICO 2.4 - Curva Tensão x Taxa de Cisalhamento para mimetizador de muco com 2%	9
GRÁFICO 2.5 - Curva Viscosidade x Taxa de Cisalhamento para mimetizadores de muco nas concentrações de 1%, 1,5% e 2%.	10
GRÁFICO 2.6 – Tixotropia e Reopéticidade	14
GRÁFICO 2.7 – Resposta elástica	Error! Bookmark not defined.
GRÁFICO 2.8 – Resposta viscoelástica	Error! Bookmark not defined.
GRÁFICO 3. 1 – Pressão estática ao longo da linha de centro do domínio	26
GRÁFICO 3. 2 – Comparação entre dados da reologia e modelagem com Power Law	33
GRÁFICO 3. 3 – Comparação entre dados da reologia e modelagem com CROSS	34
GRÁFICO 3.4 – Resíduos por iteração – Malha 3.	38
GRÁFICO 3.5 - Pressão na entrada por iteração – Malha 3	38
GRÁFICO 3.6 – Distribuição de pressão ao longo do eixo de simetria	39
GRÁFICO 4.1 – Resultados dos testes de bancada	41
GRÁFICO 4.2 – Comparação dos resultados obtidos nos testes de bancada e simulações com modelagem da viscoelasticidade	59
GRÁFICO 4.3 – Comparação entre perfis de velocidade. Simulações com e sem UDF – Vazão 71.6mg/s.	62

LISTA DE TABELAS E QUADROS

TABELA 2.1 - Comparação de propriedades viscoelásticas de muco e mimetizados de muco pulmonar	7
TABELA 3.1 – Perdas de carga localizadas para o Trecho 2	23
TABELA 3.2 – Perdas de carga localizadas para o Trecho 3	23
TABELA 3.3 – Perdas de carga localizadas para o Trecho 4	24
TABELA 3.4 – Malhas geradas	34
TABELA 3.5 – Resultados do teste de malha	40
TABELA 4. 1 – Resultados dos testes de bancada	41
TABELA 4.2 Sumário dos resultados obtidos nos cálculos analíticos	59
TABELA 4.3 – Sumário dos diferenciais de pressão obtidos nas simulações numéricas com o emprego do modelo Viscoelástico de Oldroyd-B.	59
TABELA 4.4 – Comparação entre simulações com e sem modelagem da viscoelasticidade	60
TABELA 4.5 - Comparação entre resultados das simulações sem efeito viscoelástico com cálculo analítico	62
TABELA 4.6 – Comparação geral de resultados	63
TABELA 4.7 – Comparação geral de resultados	63

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

DEMEC	Departamento de Engenharia Mecânica
PPGMEC	Programa de Pós Graduação em Engenharia Mecânica
UFMG	Universidade Federal de Minas Gerais
CNPq	Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico
AARC	American Association of Respiratory Care
ETT	Tubo Endotraqueal
USB	Universal Serial Bus
UDS	User Defined Scalar
UDF	User Defined Function
RG	Reconstruction Gradient
CFD	Computational Fluid Dynamics

RESUMO

Pacientes com vias respiratórias artificiais necessitam serem submetidos periodicamente a procedimento de aspiração das secreções que se acumulam no tubo endotraqueal. Este procedimento gera uma série de riscos e efeitos adversos que precisam ser minimizados. A otimização do procedimento, e do cateter utilizado, está ligada à reologia viscoelástica das secreções. Como forma de propiciar um meio para futuros estudos de melhorias dos cateteres, o presente trabalho apresenta uma metodologia para simulação computacional apta a incorporar os efeitos viscoelásticos do muco utilizando o modelo Oldroyd-B, implementado em uma Função Definida pelo Usuário no software ANSYS FLUENT. Para tal, são comparadas com as simulações dados experimentais obtidos em testes de bancada com solução mimetizadora de muco, composta por polietilenoglicol de 5.000.000g/mol em concentração de 2%. Os resultados mostram que o modelo obteve excelente aproximação quantitativa dos diferenciais de pressão medidos em bancada.

Palavras Chaves: UDF, ANSYS FLUENT, SECREÇÃO PULMONAR, VISCOELASTICIDADE, OLDROYD-B, ASPIRAÇÃO ENDOTRAQUEAL, CFD, VIA AÉREA ARTIFICIAL.

ABSTRACT

Patients with artificial airways have to undergo an endotracheal suction procedure periodically to remove retained pulmonary secretions. This procedure may result in developing adverse reactions, which needs to be minimized. The procedure's improvement, and the catheter's geometry, are closely bound to the secretion's viscoelastic rheology. Aiming to provide a methodology for future studies of catheter's geometry improvements, the present work aims to introduce a methodology able to simulate computationally the viscoelastic effects of pulmonary secretions through Oldroyd-B model implemented via a User Defined Function (UDF) in ANSYS FLUENT. This work compares CFD simulations and Experimental test results from a mucus simulator solution, composed by Polyethylene Glycol 5.000.00g/mol in 2%wt aqueous solution. Results show that the model achieved quantitatively accurate predictions of pressure differentials measured experimentally.

Key words: *UDF, ANSYS FLUENT, PULMONARY SECRETIONS, VISCOELASTICITY, OLDROYD-B, ENDOTRACHEAL SUCTION, CFD, ARTIFICIAL AIRWAYS.*

1 INTRODUÇÃO

Pacientes com vias aéreas artificiais acumulam secreções brônquicas que podem favorecer a proliferação de microrganismos e tornar o paciente vulnerável a infecções oportunistas. O acúmulo de secreções também pode dificultar a respiração do paciente devido à oclusão do tubo endotraqueal.

Nestes casos, é recomendável realizar higienizações periódicas por meio de aspiração da secreção. Um cateter é inserido na via aérea artificial e aplicada uma pressão negativa para succionar o muco. Este é um processo delicado, pois, além de ser bastante desconfortável ao paciente, pode gerar uma série de riscos e complicações, como, por exemplo, redução do volume pulmonar, atelectasias, traumas nas vias aéreas, hipoxemia e outros.

O procedimento necessita ser o mais eficaz possível para reduzir o tempo e exposição do paciente à sucção, de modo a reduzir também os efeitos colaterais. As propriedades do muco, entretanto, são bastante complexas e dificultam a sua remoção. Por exemplo, a viscosidade da secreção pode chegar a aproximadamente 100.000 cP, segundo SHAH et al. (2005). Apenas para comparação, a viscosidade da água a 20 °C é 1 cP. Além de serem viscosas, as secreções ainda apresentam comportamento elástico bastante acentuado, o que dificulta ainda mais a remoção.

Existem muitos estudos na literatura que buscam apresentar novas formas de cateteres mais eficientes. Estas pesquisas, entretanto, necessitam sempre levar em conta o comportamento viscoelástico da secreção.

Uma ferramenta moderna muito utilizada na indústria para desenvolvimento de novos produtos é a Mecânica dos Fluidos Computacional (CFD, em inglês). Com ela, é possível testar vários protótipos e fazer melhorias nos produtos sem necessidade de construí-los fisicamente. Isto reduz drasticamente o custo e o tempo de desenvolvimento.

A maior parte dos programas de CFD disponíveis no mercado não possuem módulos para simulação de fluidos viscoelásticos, o que dificulta e diminui a confiabilidade dos estudos para desenvolvimento de novas sondas de aspiração pulmonar, além de outros equipamentos para importantes campos da engenharia.

Neste estudo será aplicada uma metodologia para acrescentar ao software ANSYS FLUENT 18.0 capacidade para simular fluidos viscoelásticos utilizando modelo de OLDROYD-B por meio de

uma Função Definida pelo Usuário (UDF), que é uma ferramenta disponibilizada pelo software que possibilita personalizar as equações a serem resolvidas.

As simulações computacionais serão realizadas utilizando um modelo de fluido viscoelástico composto por solução de polietilenoglicol com peso molecular de 5.000.000g/mol, na concentração de 2% em peso. Esta escolha se deu pois este fluido possui propriedades similares às mais viscoelásticas secreções brônquicas usualmente encontradas em pacientes ventilados mecanicamente.

O polietilenoglicol é amplamente utilizado pela indústria em diversos setores, por exemplo, no setor de mineração é utilizado como floculante, e também para reduzir o fator de atrito em minerodutos com regime de escoamento turbulento. No setor automobilístico, como aditivo para fluido de radiadores e também em uma gama de produtos na indústria farmacêutica, como revestimento de comprimidos, sabonetes, laxativos e lubrificantes para lâminas de barbear.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 Sistema respiratório

O sistema respiratório é composto pelas estruturas internas responsáveis pela troca de gases entre o sangue e a atmosfera.

Estão compreendidas como estruturas do sistema respiratório o nariz, seios paranasais, faringe, laringe, traqueia, brônquios e pulmões. Outras estruturas necessárias para o funcionamento são as pleuras, o diafragma, a parede torácica e os músculos respiratórios.

Os pulmões são envolvidos pelas pleuras parietal e visceral. Entre elas se encontra a cavidade pleural, composta por um fluido lubrificante que age para facilitar o deslizamento durante o ciclo respiratório.

As vias aéreas são uma rede de dutos que se subdividem, nos chamados brônquios e bronquíolos, e se tornam cada vez menores, terminando em 250 milhões de pequenos sacos chamados alvéolos que de fato realizam as trocas gasosas COONEY(1976).

Os alvéolos possuem aproximadamente 0,1 mm de diâmetro e são compostos por várias camadas entre o espaço de ar alveolar e os capilares sanguíneos.

Uma camada de líquido surfactante reduz a tensão superficial entre a parede alveolar e o ar. Esta camada auxilia a difusão de gases e mantém a estabilidade alveolar, prevenindo seu fechamento.

2.2 Mecânica respiratória

A diferença de pressão entre a atmosfera e a pressão alveolar possibilita o fluxo de ar através das vias aéreas. A pressão intrapleural permanece negativa (em relação à pressão atmosférica) durante o ciclo respiratório normal, mas com oscilações que permitem manipular a pressão alveolar.

Assim como ilustrado na FIGURA 2.1, na inspiração, com a contração dos músculos inspiratórios, a pressão intrapleural se torna mais negativa e essa pressão negativa é transportada aos alvéolos por meio do fluido intrapleural e do aumento do volume pulmonar.

Após a equalização de pressões entre os alvéolos e a atmosfera, o fluxo de ar inspiratório cessa e o pulmão está em equilíbrio, preenchido de ar. Com o relaxamento dos músculos inspiratórios a pressão alveolar se torna positiva e o fluxo expiratório procede até alcançar novamente o equilíbrio de pressões, desta vez com o pulmão parcialmente esvaziado.

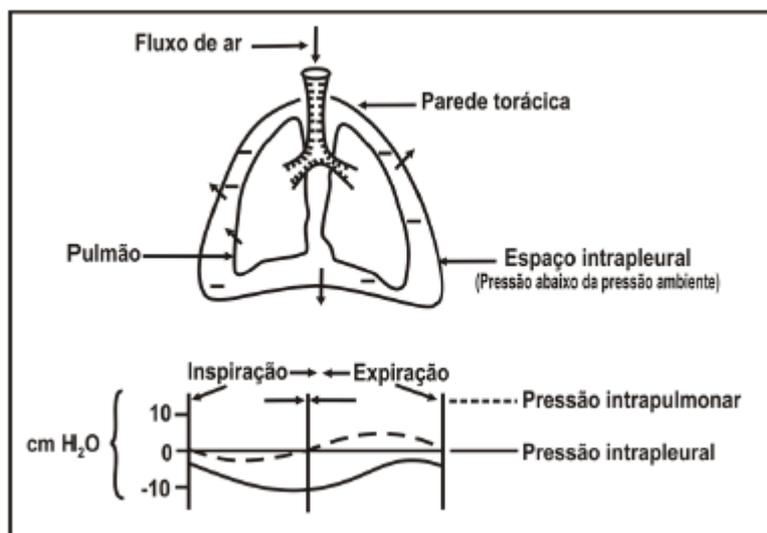


FIGURA 2.1 – Desenho esquemático do sistema respiratório e das pressões envolvidas.

FONTE: ROCCO et al. (2009)

2.3 A Secreção Brônquica

O sistema respiratório constantemente recebe impurezas provenientes do ar atmosférico. Estas impurezas entram em contato direto com as mucosas do trato respiratório e necessitam ser removidas pelo aparelho mucociliar.

A superfície das vias aéreas desde as cavidades nasais até os brônquios são compostas por células epiteliais entremeadas por glândulas submucosas e células caliciformes que produzem o muco respiratório.

O aparelho mucociliar possui a função de remover as partículas estranhas por meio do transporte pelos cílios. Cada célula epitelial da superfície das vias aéreas possui de 50 a 100 cílios, dependendo de sua posição no trato respiratório. Estes cílios apresentam movimentação coordenada comandadas pelas células, chamado de batimento ciliar, numa frequência de 12 a 15Hz, TRINDADE et al. (2007).

O transporte das secreções é extremamente influenciado pelas propriedades viscoelásticas do muco respiratório.

A viscosidade e a elasticidade do muco proveniente de rinosinutite crônica são em grande parte devidas à concentração de glicoproteínas como a fucose, produzidas pelas glândulas submucosas e células caliciformes, e da imunoglobulina G, parte de produção local e parte de produção sérica, TRINDADE et al. (2007).

Já na bronquite crônica e fibrose cística, a viscoelasticidade é proveniente dos neutrófilos e da Actina-F.

2.4 Higienização Brônquica

Algumas situações causam alterações funcionais no sistema mucociliar, inclusive no comprometimento da eficácia da tosse, causando estagnação da secreção e consequentes situações patológicas, como atelectasia e pneumonia. Neste contexto, é necessária uma intervenção para aliviar os sintomas respiratórios e evitar progressão da situação.

O sistema mucociliar pode apresentar desempenho reduzido por fatores hereditários como discinesia ciliar primária ou fibrose cística, mas também existem distúrbios causados pela poluição, fumo e doenças pulmonares, asma, infecções, câncer pulmonar e outros. SOLE et al. (2015).

Casos de destaque são pacientes que necessitam de ventilação mecânica invasiva. A colocação das vias aéreas artificiais pode lesar o epitélio e levar à disfunção ciliar, além de impedir o transporte efetivo do muco.

Pacientes com vias aéreas artificiais necessitam de uma série de cuidados e procedimentos de rotina, como monitoramento da pressão arterial e umidificação do ar inalado, além de técnicas de higiene brônquicas frequentes.

Segundo CORDEIRO et al. (2012), existem várias técnicas não invasivas para limpeza das vias aéreas, entre elas estão:

- Drenagem postural – utiliza a ação da gravidade para drenar as secreções;
- Drenagem autogênica – utiliza inspirações e expirações rítmicas controladas pelo paciente;
- Percussão torácica – leves impactos rítmicos com as mãos para desprender o muco;
- Vibração torácica – promove vibrações com as mãos enquanto a pessoa expira;
- Tosse dirigida – tosse intencional que visa simular as características da tosse espontânea.

2.5 Aspiração da secreção pulmonar

A aspiração da secreção pulmonar é uma técnica invasiva que consiste na inserção de um cateter para sucção da secreção. O procedimento é bastante desconfortável e traz uma série de riscos e possíveis complicações, como:

- Hipoxemia devido à interrupção da ventilação dos pulmões;
- Traumas nas vias aéreas;
- Broncoespasmos e broncoconstrição;
- Reflexos no sistema circulatório (hipertensão, hipotensão, arritmia cardíaca);
- Redução da complacência e até atelectasia (colapso total ou parcial do pulmão)

O último é muitas vezes associado com elevadas pressões de sucção e/ou duração prolongada do procedimento.

A profundidade de inserção do tubo é um parâmetro de atenção. Existem dois métodos: a penetração profunda e a superficial. Na superficial, o cateter é inserido à uma profundidade pré-determinada, normalmente o comprimento da via aérea artificial. Enquanto, na profunda, o cateter é inserido até alcançar a carina. A sucção superficial é recomendada para se evitar traumas na mucosa traqueal e outros efeitos adversos, além disso, não há evidências de que a sucção profunda seja mais efetiva que a superficial.

O tempo de duração do procedimento é um fator crítico para que o colapso pulmonar seja evitado. A AARC (2010) recomenda a duração máxima de 15 s.

Outro parâmetro importante é a pressão de sucção aplicada. Conforme recomendação da AARC (2010), a pressão deverá ser a mínima suficiente para higienização efetiva, mas não há dados experimentais para se confirmar a pressão máxima recomendável. A AARC, entretanto, recomenda pressão máxima de 150 mmHg.

2.6 Cateteres de sucção

A geometria da sonda traqueal é de suma importância para o procedimento de higienização pulmonar. Diversas geometrias foram propostas na literatura LAS CASAS (2018), visando melhor seu desempenho na remoção de muco.

Os cateteres necessitam ser suficientemente rígidos para atravessar as vias aéreas artificiais, mas flexíveis para não danificar as mucosas. Ainda necessitam ser transparentes para possibilitar a inspeção do muco durante o procedimento. Usualmente são utilizadas sondas de Policloreto de vinila (PVC) flexível.

A AARC (2010) recomenda que o diâmetro externo do cateter seja o menor possível, pois este parâmetro é mais influente na redução da atelectasia que a pressão de sucção. O diâmetro externo do cateter não deve exceder a metade do diâmetro interno da via aérea artificial em adultos e até 2/3 para neonatais e crianças pequenas. De acordo com BRANSON (2007), esta recomendação, entretanto, não leva em consideração a variabilidade das propriedades viscoelásticas dos fluídos.

VANNER et al. (2006) realizaram um experimento para medir a pressão endotraqueal durante a aplicação de pressão negativa que mostrou que, para relações de diâmetro recomendadas pela AARC, a sub-pressão traqueal será inferior a 2 mmHg para adultos. Estes valores são insuficientes para causar colapso pulmonar, dado à curta duração do procedimento, causando apenas uma redução do volume pulmonar de 140 ml. VANNER et al. (2006) ainda recomendam que, caso o paciente apresente secreções demasiadamente viscosas, deve-se utilizar um tubo traqueal de maior diâmetro para permitir a utilização de uma sonda maior, respeitando a relação entre diâmetros interno e externo de 0,5.

2.7 Mimetizadores de muco

Durante o estudo de novos equipamentos e procedimento é interessante utilizar substâncias que possuam propriedades reológicas semelhantes ao muco pulmonar sem apresentar riscos de contaminação biológica e que sejam facilmente produzidos em escala laboratorial.

SHAH et al. (2005) desenvolveram uma técnica para produzir mimetizador de fluido utilizando soluções de polietileno glicol e água deionizada para simular comportamento reológico do muco de pacientes com fibrose cística. Foram analisados os parâmetros de viscoelasticidade G' e G'' , bem como a viscosidade aparente para diferentes taxas de cisalhamento.

LAS CASAS (2018) utilizou-se dos procedimentos de fabricação de muco mimetizado descritos por SHAH et al. (2005) em seu trabalho. A TABELA 2.1 agrega os resultados encontrados nas duas publicações.

TABELA 2. 1 - Comparação de propriedades viscoelásticas de muco e mimetizados de muco pulmonar

	0,5%*	1%**	1,5%*	1,5%**	2%**	3%*	Muco ETT*	Escarro de Fibrose Cística*
G' a 1 rad/s (Pa)	0,002	0.6	15,5	5,2	11,3	60,2	20,1	91,6
G'' a 1 rad/s (Pa)	0,08	1.1	4,9	5,8	13,4	50,9	8,1	55,1
G' a 100 rad/s (Pa)	1,3	6.9	19,1	37,58	76,9	157,9	27,5	164,3
G'' a 100 rad/s (Pa)	7,8	6.3	143,7	17,15	35,2	355,5	167,4	314,8

Adaptado de Las Casas (2018) e Shah et al (2005)

* FONTE: SHAH et al.

**FONTE: Las Casas

Percebe-se que o escarro de pacientes com fibrose cística possui propriedades viscoelásticas semelhantes à solução de polietileno glicol com concentração de 3%, enquanto o muco retirado do tubo endotraqueal (ETT) destes pacientes apresenta propriedades ligeiramente mais acentuadas que a solução de 1,5%.

Referente às propriedades viscosas, O GRÁFICO 2.1 mostra como as soluções mimetizadoras se comparam com amostras de escarro. É possível verificar que a solução com concentração de 3% é ligeiramente mais viscosa que a amostra mais severa.

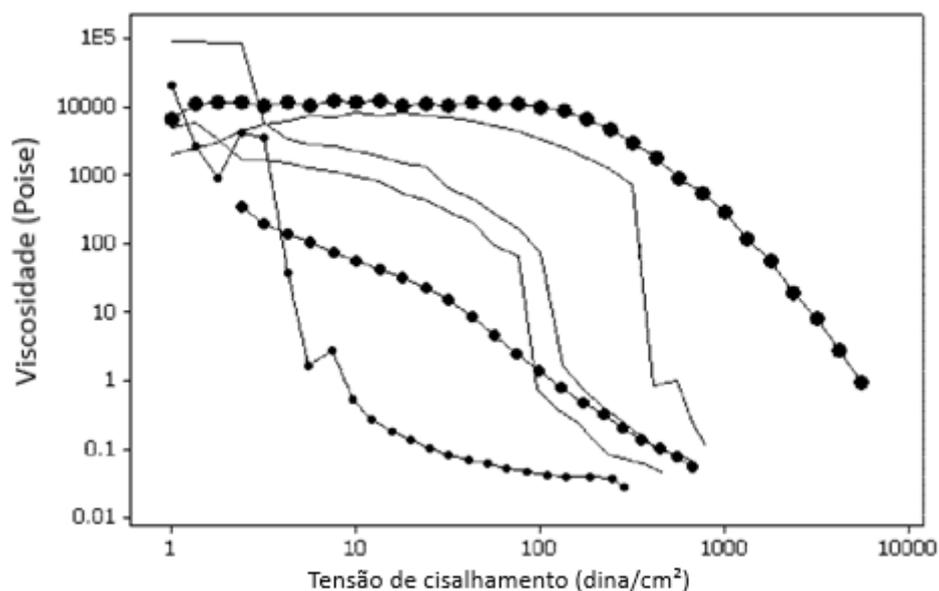


GRÁFICO 2.1 - Viscosidade contra tensão de cisalhamento para soluções de polietilenoglicol em concentrações de 0,5% (pequenos círculos), 1,5% (círculos intermediários) e 3% (círculos grandes), além de três amostras de escarro de pacientes com fibrose cística (linhas contínuas)

FONTE - SHAH et al.

LAS CASAS (2019) produziu e testou a reologia de solução de polietileno glicol em 1%, 1,5% e 2% obtendo as curvas de tensão-cisalhamento mostradas nos GRÁFICOS 2.2, 2.3 e 2.4, respectivamente. Verifica-se, pela forma das curvas Tensão-Taxa de cisalhamento, que as soluções podem ser enquadradas como fluidos pseudoplásticos. Os círculos vermelhos representam os pontos de medição realizados no reômetro, enquanto as linhas contínuas são interpolações realizadas por meio da equação de Power-Law. Nota-se que o desvio padrão indicado nos gráficos é um alerta que esta metodologia resultará em grandes erros, apesar de visualmente, devido às escalas logarítmicas, a aproximação parece ter sido representativa.

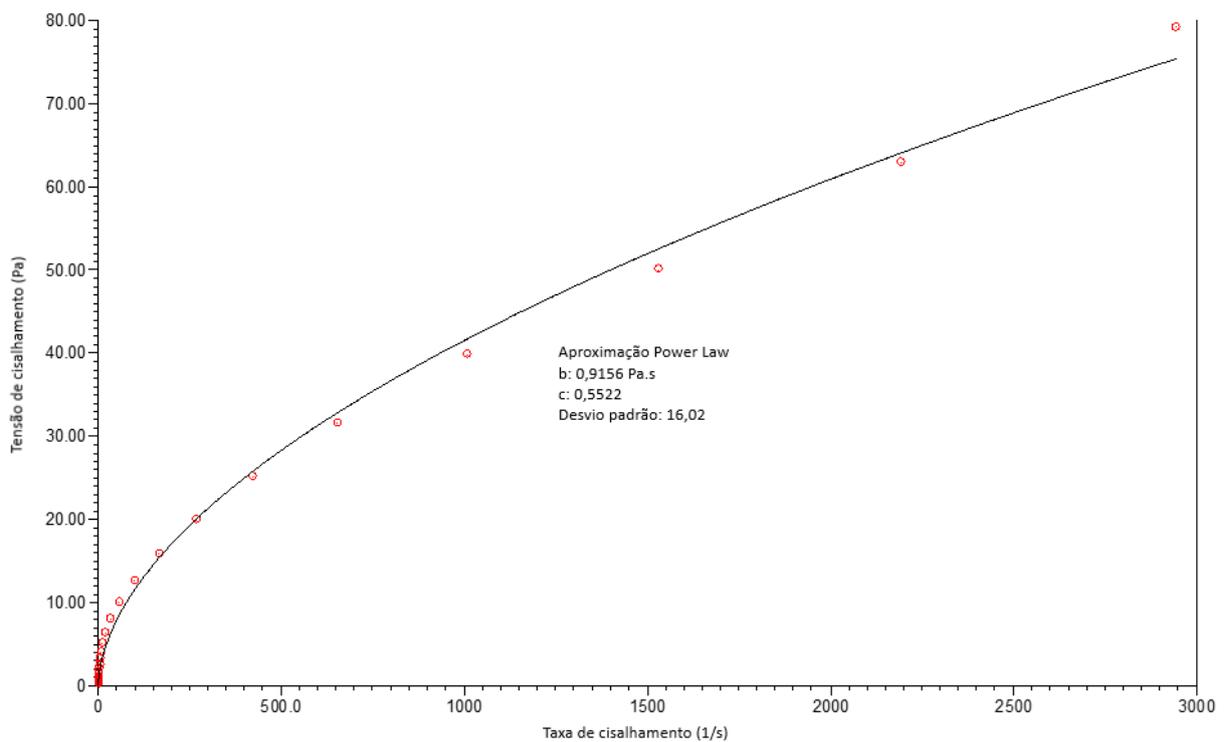


GRÁFICO 2.2 – Curva Tensão x Taxa de Cisalhamento para mimetizador de muco com 1%

Fonte: LAS CASAS (2019)

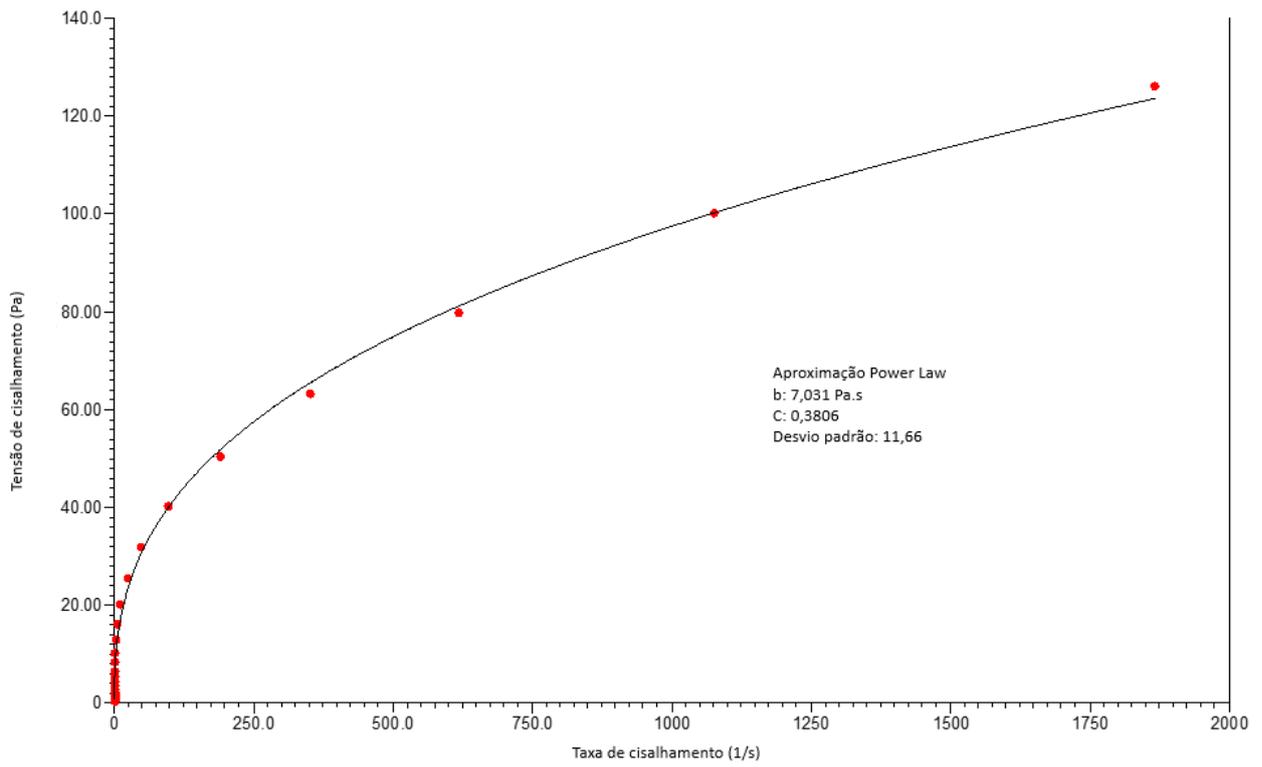


GRÁFICO 2.3 – Curva Tensão x Taxa de Cisalhamento para mimetizador de muco com 1,5%
 Fonte – LAS CASAS (2019)

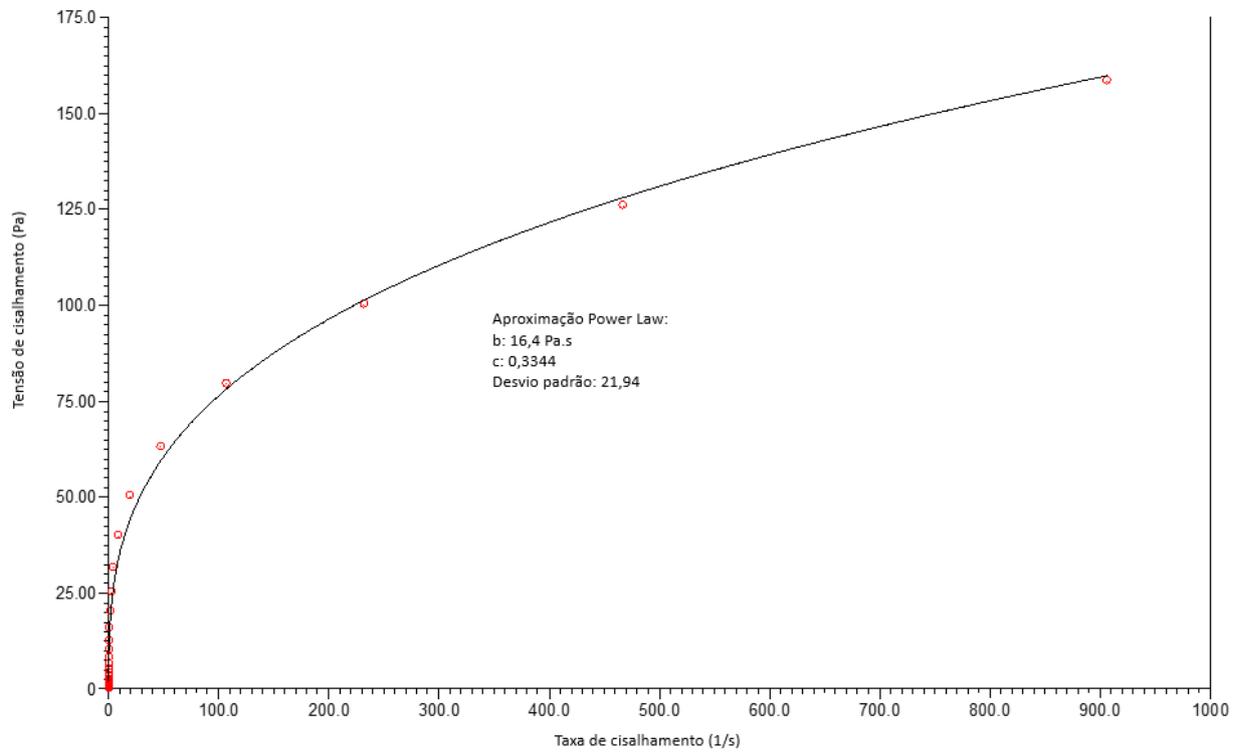


GRÁFICO 2.4 - Curva Tensão x Taxa de Cisalhamento para mimetizador de muco com 2%
 Fonte: LAS CASAS (2019)

Os dados de viscosidade obtidos por LAS CASAS (2019) foram agrupados no GRÁFICO 2.5.

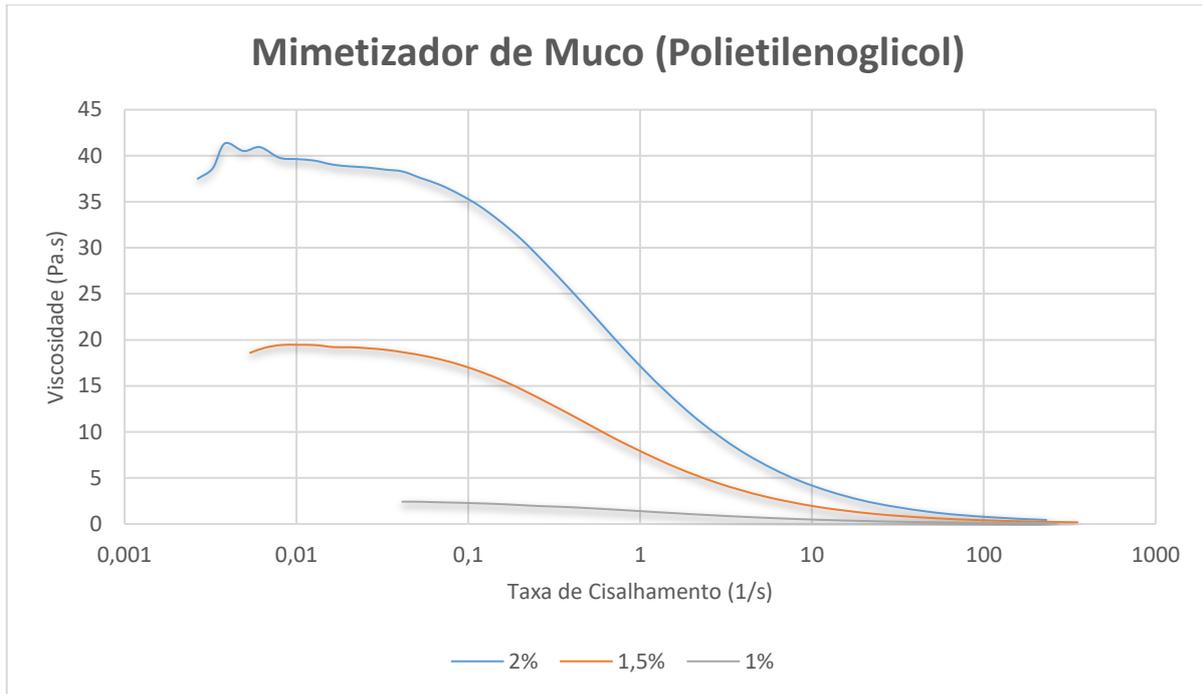


GRÁFICO 2.5 - Curva Viscosidade x Taxa de Cisalhamento para mimetizadores de muco nas concentrações de 1%, 1,5% e 2%.

Nota-se que a viscosidade para baixas taxas de cisalhamento aumenta enormemente com uma pequena variação da concentração do soluto. Os dados de viscosidade estão qualitativamente de acordo com SHAH et al (2005).

2.8 Mecânica do Contínuo

A base para estudos de Mecânica dos Fluidos e CFD é que o fluido pode ser considerado contínuo. Isto quer dizer que ele é considerado uma substância contínua, e não um conjunto de partículas discretas.

Como consequência desta consideração, podemos utilizar as equações de conservação de massa e de conservação de momento para descrever e analisar o comportamento do fluido.

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \text{div}(\rho \vec{u}) = 0 \quad (2.1)$$

$$\frac{\partial \rho v}{\partial t} + \text{div}(\rho v \vec{u}) = -\frac{\partial P}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{xx}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yx}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{zx}}{\partial z} + S_x \quad (2.2)$$

$$\frac{\partial \rho u}{\partial t} + \text{div}(\rho u \vec{u}) = -\frac{\partial P}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yy}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{zy}}{\partial z} + S_y \quad (2.3)$$

$$\frac{\partial \rho w}{\partial t} + \text{div}(\rho w \vec{u}) = -\frac{\partial P}{\partial z} + \frac{\partial \tau_{xz}}{\partial x} \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{zz}}{\partial z} + S_z \quad (2.4)$$

em que u , v e w representam os componentes de velocidade nas direções x , y e z , respectivamente, \vec{u} é o vetor velocidade, ρ é o peso específico, P é a pressão e τ_{ij} é a tensão induzida pela deformação do fluido. A letra S representa termos fonte, que são dispositivos para acrescentar forças provenientes de outras origens, como por exemplo forças de eletromagnéticas, gravitacionais, etc.

Derivações completas e maiores informações sobre estas equações podem ser encontradas em FOX(2006), VERSTEEG e MALALASEKERA(2007), WHITE(2006) e PANTON(2005).

Para possibilitar solução do sistema de equações diferenciais, é necessário conhecer uma relação entre as tensões e as deformações do fluido. A forma mais conhecida desta relação é a de um fluido Newtoniano, onde a tensão é proporcional à taxa de deformação.

$$\tau_{xx} = 2\mu \frac{\partial u}{\partial x} + \vartheta \text{div} \vec{u} \quad (2.5)$$

$$\tau_{yy} = 2\mu \frac{\partial v}{\partial y} + \vartheta \text{div} \vec{u} \quad (2.6)$$

$$\tau_{zz} = 2\mu \frac{\partial w}{\partial z} + \vartheta \text{div} \vec{u} \quad (2.7)$$

$$\tau_{xy} = \tau_{yx} = \mu \left(\frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \right) \quad (2.8)$$

$$\tau_{yz} = \tau_{zy} = \mu \left(\frac{\partial v}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial y} \right) \quad (2.9)$$

$$\tau_{xz} = \tau_{zx} = \mu \left(\frac{\partial u}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial x} \right) \quad (2.10)$$

onde μ é a conhecida viscosidade dinâmica, que correlaciona as tensões com as deformações lineares; ϑ é a segunda viscosidade, que correlaciona as tensões com deformações volumétricas. Pouco se sabe sobre a segunda viscosidade λ , mas sua influência na prática, é pequena e usualmente desprezada.

2.8.1 Modelagem de fluidos Não-Newtonianos

Muitos fluidos apresentam relações entre tensão e cisalhamento não proporcionais; suas propriedades variam com o tempo ou a taxa de deformação empregada.

2.8.1.1 Fluido de Bingham

Alguns fluidos necessitam de uma tensão inicial mínima para iniciar o deslocamento; estes fluidos são denominados fluidos de Bingham.

$$\tau_w = \eta \frac{\partial u}{\partial x} + \tau_0 \quad (2.11)$$

Onde τ_w é a tensão de cisalhamento na parede, τ_0 é a tensão de escoamento e η é o coeficiente de rigidez ou viscosidade não-newtoniana.

2.8.1.2 Fluidos Pseudoplásticos e Dilatantes

Estes tipos de fluido são comumente encontrados em dispersões com altas concentrações de finas partículas ou em polímeros.

Fluidos pseudoplásticos e dilatantes são caracterizados por:

- Uma tensão de cisalhamento infinitesimal é suficiente para iniciar o movimento;
- A viscosidade aparente diminui com o aumento da tensão de cisalhamento;
- São independentes em relação ao tempo;
- Para fluidos pseudoplásticos, a variação da tensão de cisalhamento diminui quando a taxa de cisalhamento aumenta. O inverso se aplica à fluidos dilatantes

Várias equações empíricas foram desenvolvidas para modelar estas características. Após a realização testes de reologia, pode-se verificar qual modelo melhor se adapta na curva tensão-cisalhamento obtida. Os itens 2.8.1.3 a 2.8.1.5 mostram alguns modelos disponíveis e suas equações, segundo o manual do usuário do ANSYS Fluent (2013),

2.8.1.3 Ostwald de Waale (Power Law)

O modelo mais simples tradicionalmente utilizado é o modelo de Ostwald, mais conhecido como Power Law, onde o parâmetro experimental μ_0 é a viscosidade com cisalhamento nulo e n é uma constante. Se $n < 1$ o fluido é dilatante e se $n > 1$ o fluido é pseudoplastico.

$$\mu_{eff} = \mu_0 \left(\frac{\partial u}{\partial x} \right)^{n-1} \quad (2.12)$$

2.8.2.4 Carreau-Yasuda

Pode-se imaginar um modelo que utiliza um expoente similar ao Power Law mas para altas e baixas taxas de cisalhamento se comporta similarmente à um fluido newtoniano, permitindo eliminar discrepâncias nestas faixas de taxa de cisalhamento.

$$\mu_{eff} = \mu_{\infty} + (\mu_0 - \mu_{\infty}) \left[1 + \left(\lambda \frac{\partial u}{\partial x} \right)^a \right]^{\frac{n-1}{a}} \quad (2.13)$$

Onde λ é uma constante de tempo adimensional e “a” descreve a transição entre a viscosidade a cisalhamento zero e a viscosidade de Power Law.

2.8.1.5 Cross

O modelo de Cross é comumente utilizado para descrever o comportamento da viscosidade em baixas taxas de cisalhamento. Sua equação para viscosidade é:

$$\mu_{eff} = \frac{\mu_0}{1 + \left(\lambda \frac{\partial u}{\partial x} \right)^{1-n}} \quad (2.14)$$

2.8.2 Tixotropia e Reopéticidade

Fluidos tixotrópicos e reopéticos demonstram variação em sua viscosidade quando uma taxa de cisalhamento é aplicada por um determinado tempo. Muitas vezes é observada em fluidos com solutos poliméricos onde as cadeias tem sua estrutura física alterada durante o cisalhamento.

Assim como mostrado no GRÁFICO 2.6, fluidos tixotrópicos apresentam uma redução em sua viscosidade aparente após submetidos à um cisalhamento, enquanto os fluidos reopéticos apresentam um aumento viscosidade.

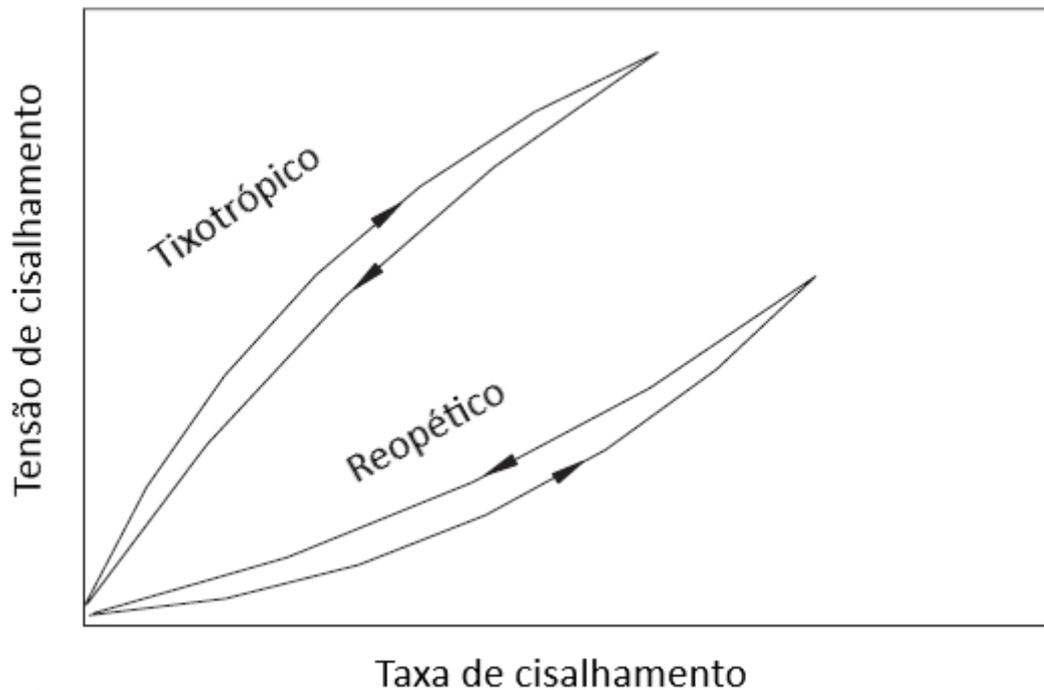


GRÁFICO 2.6 – Tixotropia e Reopéticidade
Adaptado de ABULNAGA (2002)

2.9 Viscoelasticidade

Materiais viscoelásticos exibem comportamento tanto de fluidos como de sólidos elásticos.

Em materiais elásticos, a tensão é proporcional a deformação:

$$\sigma = E\gamma \quad (2.15)$$

sendo que “E” se refere ao módulo elástico de Young.

Ao analisar a equação acima, notamos que a resposta a uma deformação aplicada em materiais elásticos é independente do tempo.

Já nos materiais viscosos a tensão é proporcional a *taxa* deformação:

$$\tau = \mu \frac{d\gamma}{dt} \quad (2.16)$$

onde μ é a viscosidade do fluído.

Note que a tensão é uma unidade que pode variar com o tempo.

Materiais viscoelásticos estão sujeitos a um efeito de relaxação de tensões após a aplicação de uma tensão instantânea. Inicialmente há uma resposta elástica que exhibe uma tensão máxima, mas com o decorrer do tempo esta tensão diminui até uma tensão de equilíbrio.

2.9.1 Quantificação do efeito viscoelástico

Segundo POOLE (2012), os números de Weissenberg e de Deborah têm grande valor para mensurar os efeitos viscoelásticos. Estes números, apesar de possuírem similares propósitos, têm diferentes representações físicas.

2.9.1.1 Número de Deborah

O número de Deborah analisa a razão entre o tempo de relaxação e o tempo de observação:

$$De = \lambda/t \quad (2.17)$$

Se o tempo de relaxação é curto ou se o tempo de observação é longo, espera-se encontrar uma resposta similar à de um fluido enquanto se o tempo de relaxação for grande, ou o tempo de observação curto, o material se comporta como um sólido.

Fluxos em regime permanente, ou com variações muito lentas, essencialmente apresentam tempo de observação muito grandes, o que resulta em número de Deborah próximo de zero, independentemente do tempo de relaxação do material. Desta forma, o número de Deborah, por si só, pode ser insuficiente para caracterizar um escoamento viscoelástico.

1.9.1.2 Número de Weissenberg

O número de Weissenberg é um grupo adimensional que compara as forças elásticas e forças viscosas.

Considerando um escoamento de simples cisalhamento em regime constante, a força elástica dominante será devida a diferença entre tensões normais $T_{xx} - T_{yy}$, e a força viscosa simplesmente devido à tensão cisalhante T_{xy} :

$$Wi = \frac{\text{Forças Elásticas}}{\text{Forças Viscosas}} = \frac{\tau_{xx} - \tau_{yy}}{\tau_{xy}} = \frac{2\lambda\mu\dot{\gamma}^2}{\mu\dot{\gamma}} = 2\lambda\dot{\gamma} \quad (2.18)$$

onde $\dot{\gamma}$ é a taxa de cisalhamento.

2.9.2 Modelamento do comportamento Viscoelástico

Segundo descrito em ROYLANCE (2001) e WOLLMAN (2011), modelos viscoelásticos são constituídos pela união dos seguintes elementos:

- Mola com modulo de elasticidade E, regido pela EQUAÇÃO (2.19):

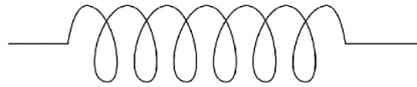


FIGURA 2.2 – Elemento elástico

$$\sigma = E\gamma \quad (2.15)$$

- Amortecedor com viscosidade aparente η



FIGURA 2.3 – Elemento Viscoso

$$\tau = \eta \frac{d\gamma}{dt} \quad (2.16)$$

Molas representam o componente elástico, enquanto o amortecedor representa o comportamento viscoso do material.

2.9.2.1 Modelo de Maxwell

O modelo de Maxwell propõe interligar uma mola e um amortecedor em série

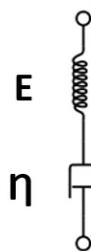


FIGURA 2.4 – Esquema do modelo de Maxwell

$$\tau_{total} = \tau_m = \tau_a \quad (2.19)$$

$$\gamma_{total} = \gamma_m + \gamma_a \quad (2.20)$$

Se derivarmos em relação ao tempo:

$$\dot{\gamma} = \dot{\gamma}_m + \dot{\gamma}_a = \frac{\dot{\tau}}{E} + \frac{\tau}{\eta} \quad (2.21)$$

Se definirmos o tempo de relaxação como:

$$\lambda = \frac{\eta}{E} \quad (2.22)$$

Então teremos:

$$E \frac{\partial \gamma}{\partial t} = \frac{\partial \tau}{\partial t} + \frac{\tau}{\lambda} \quad (2.23)$$

Ou, na forma clássica:

$$\tau + \lambda \frac{\partial \tau}{\partial t} = \eta \frac{\partial \gamma}{\partial t} \quad (2.24)$$

Para o caso de $\dot{\gamma} = 0$

$$\frac{\partial \tau}{\partial t}(t) = -\frac{\tau}{\lambda}(t) \quad (2.25)$$

Podemos rearranjar os termos da seguinte maneira:

$$\frac{\partial \tau}{\tau} = -\frac{dt}{\lambda} \quad (2.26)$$

e integrar

$$\int_{\tau_0}^{\tau} \frac{\partial \tau}{\tau} = -\frac{1}{\lambda} \int_0^t dt \quad (2.27)$$

O resultado obtido é

$$\ln \tau - \ln \tau_0 = -\frac{t}{\lambda} \quad (2.28)$$

ou,

$$\tau(t) = \tau_0 e^{-\frac{t}{\lambda}} \quad (2.29)$$

Este modelo não é realístico para sólidos, pois a tensão tende a zero quando o tempo é grande, mas é razoavelmente adequado para líquidos com altos teores de polímeros ou quando há uma rápida perturbação do sistema (altos números de Deborah).

2.9.2.2 Modelo de Kelvin-Voigt

Podemos imaginar um material que lentamente retorna ao seu formato original mesmo após deformado. Este tipo de material pode ser representado por uma mola e um amortecedor em paralelo.

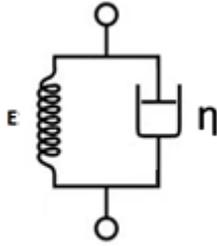


FIGURA 2.5 – Desenho esquemático do modelo de Kelvin-Voigt

Este modelo é regido pela equação

$$\sigma = \gamma E_1 + \eta \dot{\gamma} \quad (2.30)$$

e a solução para a equação diferencial é

$$\gamma(t) = \frac{\sigma_0}{E_1} (1 - e^{-\frac{t}{\tau}}) \quad (2.31)$$

2.9.2.3 Modelo Linear padrão

Baseando-se no modelos de Maxwell e de Voigt, podemos considerar um modelo um pouco mais complexo, para permitir que exista uma tensão mesmo com o amortecedor completamente relaxado e ao mesmo tempo ainda permita uma certa recuperação da forma inicial.

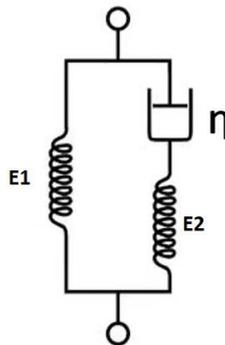


FIGURA 2.6 – Desenho esquemático do Modelo Linear Padrão

A solução da equação diferencial para este sistema após abordagem similar ao modelo de Maxwell é:

$$\tau(t) = \gamma_0 (E_1 + E_2 e^{-\frac{t}{\tau}}) \quad (2.32)$$

2.9.2.4 Modelo de Oldroyd-B

Podemos imaginar um caso similar ao modelo de Maxwell, no qual há dois tempos de relaxação distintos. Este caso pode representar um fluido um pouco mais complexo pois permite modelar, por exemplo, uma mistura de materiais com comportamentos diferentes, OWENS e PHILLIPS (2002).

Este modelo seria regido pela equação

$$\tau + \lambda_1 \frac{\partial \tau}{\partial t} = \eta(\dot{\gamma} + \lambda_2 \frac{\partial \dot{\gamma}}{\partial t}) \quad (2.33)$$

Conforme BIRD (1987), podemos introduzir uma derivada convectiva superior (derivada de oldroyd) do tensor de tensões τ :

$$\frac{\nabla}{\tau} = \frac{D\tau}{Dt} - \{(\nabla \mathbf{v})^T \cdot \tau + \tau(\nabla \mathbf{v})\} \quad (2.34)$$

ou,

$$\frac{\nabla}{\tau_{ij}} = \frac{\partial}{\partial t} \tau_{ij} + v_k \frac{\partial \tau_{ij}}{\partial x_k} - \tau_{kj} \frac{\partial v_i}{\partial x_k} - \tau_{ik} \frac{\partial v_j}{\partial x_k} \quad (2.35)$$

Neste caso, $\frac{\partial \tau}{\partial t}$ se torna $\frac{\nabla}{\tau}$ e $\frac{\partial^n}{\partial t^n}(\dot{\gamma})$ pode ser escrito como $\frac{\nabla}{\dot{\gamma}}$.

Podemos então descrever o modelo de Oldroyd-B como:

$$\tau + \lambda_1 \frac{\nabla}{\tau} = \eta(\dot{\gamma} + \lambda_2 \frac{\nabla}{\dot{\gamma}}) \quad (2.36)$$

É interessante mencionar que o modelo de Oldroyd contém casos especiais onde ele se torna equivalente a outros modelos:

- Quando $\lambda_2 = 0$, se torna equivalente ao modelo de Maxwell
- Quando $\lambda_1 = \lambda_2$, a equação se transforma em um modelo Newtoniano de um fluido com viscosidade η .

2 METODOLOGIA

Neste estudo serão comparados resultados de testes em bancada com simulações numéricas e cálculos analíticos, de modo a avaliar a influência da viscoelasticidade do muco no desempenho de sucção do cateter.

Devido às propriedades não-newtonianas do muco pulmonar mimetizado, optou-se por aplicar, à priori, toda a metodologia do estudo em uma solução de glicerina, por ser um fluido cujas

propriedades são amplamente conhecidas. Desse modo, pôde-se validar a metodologia e encontrar mais facilmente as fontes de erro e dificuldades.

As simulações numéricas do muco mimetizado utilizarão, por meio de uma Função Definida pelo Usuário (UDF), o modelo viscoelástico de Oldroyd-B.

Será utilizado o mimetizador de muco, descrito por SHAH et al. (2005), e caracterizado por LAS CASAS (2019).

Será utilizado o cateter de marca Markmed tamanho 12Fr com suas extremidades seccionadas, de modo a simplificar a geometria para as simulações computacionais e permitir cálculo empírico.

3.1 Teste com Glicerina

A Glicerina, também chamada de Glicerol, $C_3H_8O_3$, é uma substância miscível em água, cujas propriedades são muito bem conhecidas e registradas em diversas fontes, como a GLYCERINE PRODUCERS' ASSOCIATION (1963). Como investigação inicial, propusemos validação de um modelo computacional e empírico por meio de testes de bancada com soluções de glicerina, no lugar da secreção pulmonar. Deste modo podemos avaliar se há algum erro no procedimento, descartando-se possíveis interferências de caracterização e modelagem do fluido.

Foi utilizada Glicerina P.A. (Percentual Analítico) com mínimo de 99,5% de pureza. Esta glicerina foi diluída até a concentração de 50% em peso, de forma a obter uma viscosidade de 6 cP e peso específico de 1.126 kg/m^3 à temperatura de 20°C .

A diferença de pressão escolhida foi 100 mm de Hg para este estudo. Este valor foi escolhido para se obter regime laminar e tempo de residência adequado no reservatório, garantindo-se assim regime permanente.

3.1.1 Teste experimental

A bancada de testes foi composta por um reservatório, uma sonda traqueal Markmed seccionada em sua ponta, uma mangueira de silicone de 6,5mm de diâmetro, um tê, metálico de 3,8 mm de diâmetro, um vacuômetro e uma bomba de vácuo dotado de válvula reguladora de pressão. A FIGURA3.1 representa a região onde foram feitas as medições.

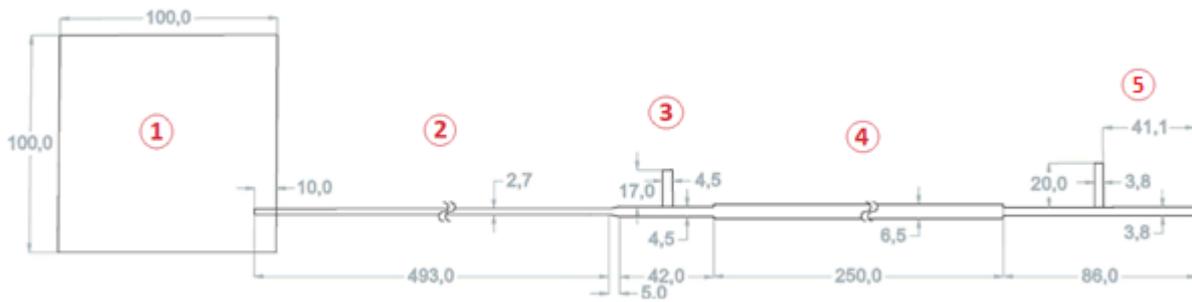


FIGURA 3.1 – Desenho esquemático do domínio para simulação dos testes com glicerina

O item 1 representa o reservatório de solução.

O item 2 representa a sonda traqueal propriamente dita. A ponta da sonda foi seccionada de modo a permitir cálculo analítico com dados literatura. A sonda foi inserida 10mm para dentro do reservatório, caracterizando uma perda de carga localizada de borda reentrante.

O item 3 é uma conexão inerente da sonda, caracterizada por uma abertura que permite alívio do vácuo. Esta abertura foi selada para os testes da bancada.

O item 4 é uma mangueira de silicone.

O item 5 representa um tê metálico onde há uma derivação para interligar o vacuômetro utilizado.

A perda de carga considerada nas simulações numéricas, testes em bancada e cálculos empíricos se darão do início da sonda até a derivação do manômetro, portanto o escoamento da derivação até a bomba de vácuo não necessita ser analisado.

O reservatório foi preenchido com glicerina e posicionado em uma balança digital de alta precisão. Apesar da balança possuir interface para comunicação USB com computadores, esta opção não foi explorada durante o teste com glicerina. Foi utilizado um relógio digital e leituras visuais da balança para se computar a vazão.

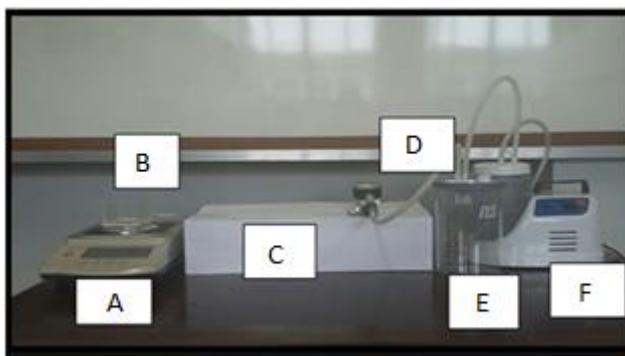


FIGURA 3.2 – Bancada de testes

A banca de testes foi composta pelos seguintes equipamentos:

A – Balança digital marca Bioscale, modelo BL-320AB-B1, erro máximo 0,001 g;

B – Reservatório de solução construído em acrílico;

C – Sonda Markmed 12fr com ponta seccionada e comprimento de 493 mm;

D – Vacuômetro analógico Cofermeta 50 mm;

E – Reservatório de solução à jusante com válvula reguladora de pressão;

F - Bomba de vácuo marca Neuoni, modelo 5005.

O procedimento para efetuar as medições consistiu em acionar a bomba de vácuo, regular a pressão na válvula do reservatório à jusante até atingir o valor desejado, aguardar o sistema entrar em regime permanente, verificar o peso da balança, acionar o cronômetro por 10 segundos, e verificar a diferença de peso. O processo foi repetido por três vezes.

Foi obtida uma vazão média de 20,05 l/h (6.273 g/s).

3.1.2 Cálculo Empírico

Segundo FOX (10), a perda de carga em cada trecho pode ser calculada pela equação:

$$h = \frac{L_{eq} f \rho V^2}{2D} = K \frac{V^2}{2} \quad (3.1)$$

onde f é o fator de atrito. Para escoamentos laminares:

$$f = 64/Re \quad (3.2)$$

A soma da perda dos trechos 1 a 4 representa a perda de carga total.

$$h_{total} = h_1 + h_2 + h_3 + h_4 \quad (3.3)$$

Para tal, necessita-se primeiramente avaliar as perdas localizadas nos acessórios:

TABELA 3.1 – Perdas de carga localizadas para o Trecho 1

Perda localizada	K	Comprimento equivalente (m)
Borda Reentrante	0,78	$\frac{0,78VD}{32\mu}$
Expansão Concêntrica	0,3	$\frac{0,30VD}{32\mu}$
Comprimento Linear	-	0,493

TABELA 3.1 – Perdas de carga localizadas para o Trecho 2

Perda localizada	K	Comprimento equivalente (m)
Tê passagem direta	0,7	$\frac{0,70VD}{32\mu}$
Expansão Concêntrica	0,3	$\frac{0,30VD}{32\mu}$
Comprimento Linear	-	0,420

TABELA 3.2 – Perdas de carga localizadas para o Trecho 3

Perda localizada	K	Comprimento equivalente (m)
Expansão Concêntrica	0,3	$\frac{0,30VD}{32\mu}$
Comprimento Linear	-	0,250

TABELA 3.3 – Perdas de carga localizadas para o Trecho 4

Perda localizada	K	Comprimento equivalente (m)
Tê passagem direta	0,7	$\frac{0,70VD}{32\mu}$
Redução Concêntrica	0,5	$\frac{0,50VD}{32\mu}$
Comprimento Linear	-	0,430*

* Apenas o trecho até a derivação é computado.

Para se obter uma perda de carga de 100 mmHg, o sistema pode ser resolvido iterativamente obtendo-se uma vazão de 19,84 l/h (6.205 g/s).

O número de Reynolds no duto de menor diâmetro é 488, portanto, o regime do escoamento é laminar.

3.1.3 Simulações Numéricas

Foi desenvolvido um modelo computacional tridimensional, representado pela FIGURA 3.3, para comparar o diferencial de pressão obtido analiticamente com o numérico.

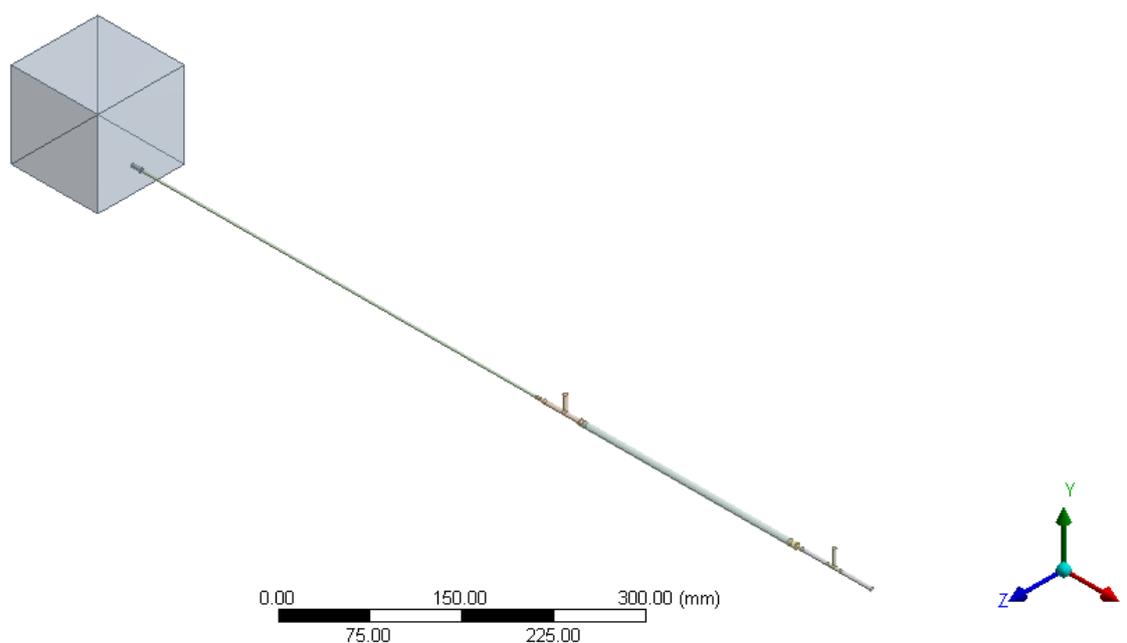


FIGURA 3.3 – Domínio pra simulação com glicerina

Foram geradas três malhas consecutivamente refinadas para avaliar a influência da malha no resultado. Como condição de contorno foi selecionada vazão mássica de entrada (6.205 g/s) e pressão estática nula na saída.

A escolha das condições de contorno do tipo “vazão – pressão” foi feita para evitar as possíveis instabilidades numéricas inerentes condições de contorno do tipo “pressão – pressão”.

O critério de convergência empregado foi de 10^{-4} RMS.

A FIGURA 3.4 mostra em detalhe a malha 2, gerada com 379.195 nós. À esquerda da imagem podemos ver que empregou-se malha hexaédrica no trecho da sonda, enquanto no reservatório (à direita) foi utilizada malha tetraédrica.

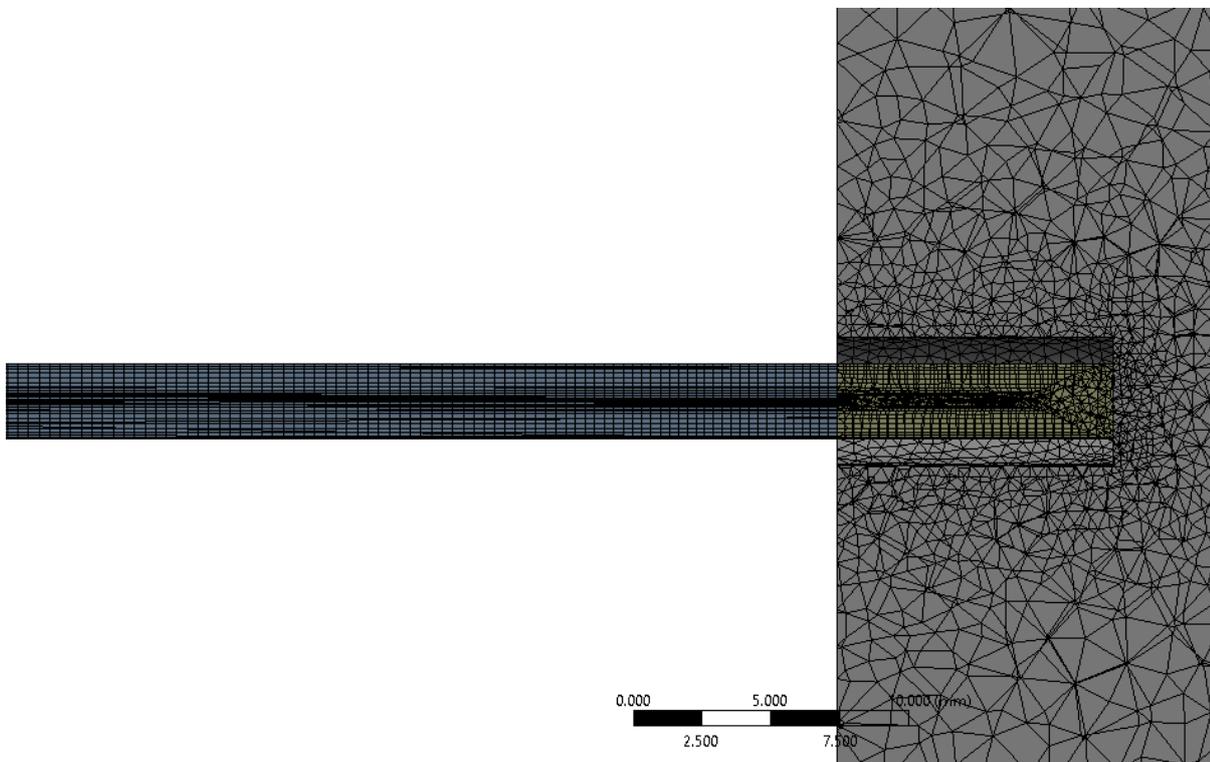


FIGURA 3.4 – Malha 2

TABELA 3.5 – Resultados obtidos para as simulações numéricas com Glicerina

Simulações com Glicerina			
	Malha 1	Malha 2	Malha 3
Número De Nós	115.167	379.195	604.003
ΔP (mmHg)	94,0	104,9	105,8
Erro de malha	-10%	-1%	-

Erro em relação ao cálculo analítico	-6%	5%	6%
--------------------------------------	-----	----	----

É possível observar que a solução da malha 2 apresenta resultado equiparável à malha 3, com um erro menor que 1%. Deste modo, podemos considerar que os resultados obtidos são independentes da malha.

O GRÁFICO 3.1 mostra a distribuição de pressão estática na linha de centro do tubo, desde o reservatório até a saída. Verificamos que a pressão se mantém constante dentro do reservatório, sofre um abrupta queda devido à perda de carga localizada na borda reentrante. No decorrer da sonda, a pressão declina continuamente até chegar à expansão do trecho 3, onde há um ligeiro aumento devido ao fenômeno de recuperação estática, onde parte da pressão dinâmica é convertida em pressão estática devido à expansão.

A pressão indicada no final da sonda é de 5,5 mmHg.

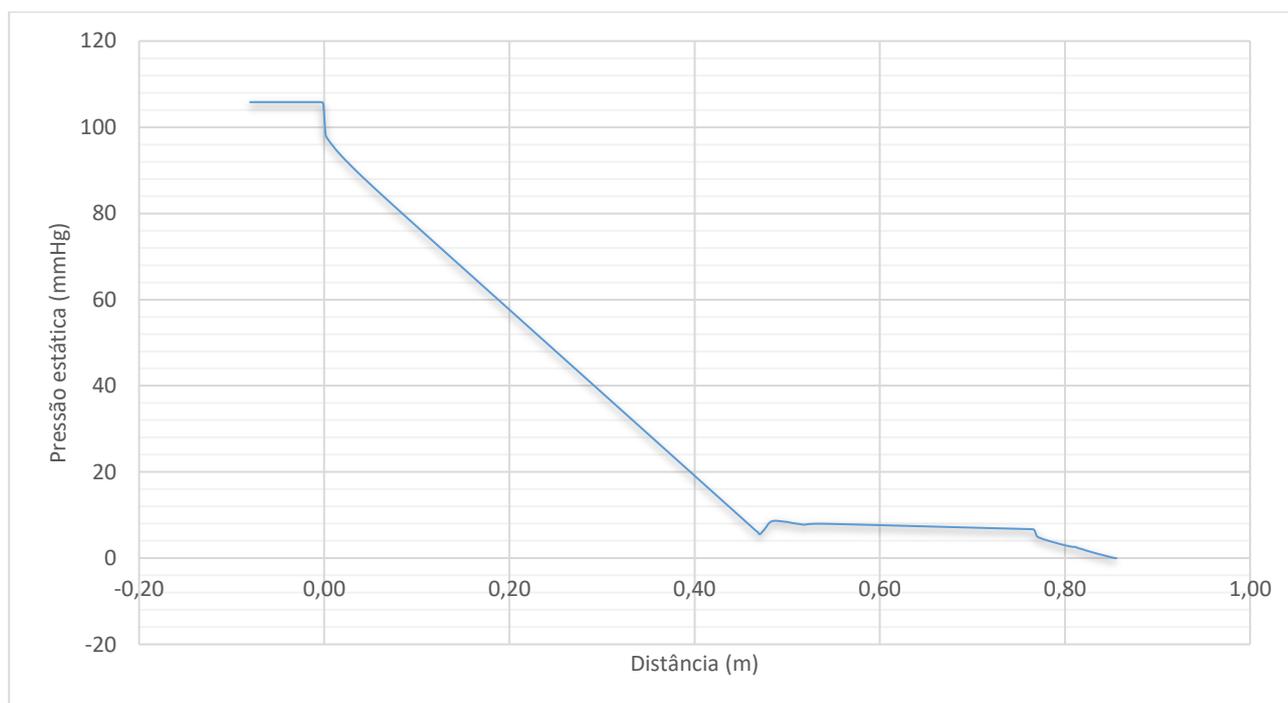


GRÁFICO 3. 1 – Pressão estática ao longo da linha de centro do domínio

A tabela 3.6 resume os resultados encontrados e dados de entrada das três metodologias aplicadas.

TABELA 3.6 – Comparação de resultados de cálculo, experimentos e simulações

	Cálculo Empírico	Teste bancada	Simulações

			numéricas
Pressão (mmHg)	100,0 ^A	100,0 ^A	105,8 ^B
Vazão (g/s)	6.205 ^B	6.273 ^B	6.205 ^A

A- Dado de entrada

B- Resultado

Percebe-se que os resultados obtidos nas três metodologias estão alinhados quantitativamente, com erros inferiores a 6%.

O teste com glicerina permitiu verificação da metodologia a ser empregada na solução de muco de modo a eliminar qualquer influência de comportamento não-newtoniano que pode causar incertezas ou imprecisões nos cálculos e simulações.

Nota-se que a perda de carga causada pelos acessórios e acidentes (borda reentrante, derivações e expansões) são pequenas, inferiores a 10% da perda de carga total, mas são relevantes. Na avaliação com a solução mimetizadora de muco, posicionaremos a sonda no reservatório de modo a obter uma borda lisa, rente a parede do reservatório, de modo a facilitar a geração de malha. Adicionalmente, a sonda será seccionada a 400mm do reservatório para reduzir a influência de diferentes tipos de conexões e simplificar o modelo computacional, permitindo obter um modelo axissimétrico.

3.2 Testes com muco mimetizado

SHAH et al. (2005) mencionaram que o escarro de pacientes com fibrose cística pode ser simulado com polietileno glicol na concentração de 3%, mas este material não é usualmente succionado no tubo endotraqueal (ETT). Conforme o mesmo autor, a concentração de 1,5% apresenta propriedades viscoelásticas ligeiramente inferiores ao coletado no ETT. Logo, optou-se por conduzir os presentes estudos utilizando solução de 2% de polietileno glicol.

3.2.1 Teste experimental

A bancada de testes foi composta por um reservatório, uma sonda traqueal Markmed seccionada em suas duas extremidades, tê metálico de 3,8 mm de diâmetro, um vacuômetro e uma bomba de vácuo com reservatório intermediário dotado de válvula reguladora de pressão.

O reservatório foi preenchido com mimetizador de muco e posicionado em uma balança digital de alta precisão. A balança foi interligada em um computador por meio de uma conexão USB para permitir registro de medições em intervalos regulares.

A bancada para os testes com muco foi a mesma utilizada nos testes de glicerina, descrita no item 3.1.1. Ela foi composta de:

- Balança digital marca Bioscale, modelo BL-320AB-B1, erro máximo 0,001 g;
- Reservatório de solução construído em acrílico;
- Sonda Markmed 12fr com ponta seccionada e comprimento de 493 mm;
- Vacuômetro analógico Cofermeta 50 mm;
- Reservatório de solução à jusante com válvula reguladora de pressão;
- Bomba de vácuo marca Neuoni, modelo 5005;
- Termômetro digital modelo TR-34 Marca Western;

O procedimento para efetuar as medições com mimetizador de muco consistiu em acionar a bomba de vácuo, regular a pressão na válvula do reservatório à jusante até atingir o valor desejado, aguardar o sistema entrar em regime permanente, iniciar a captura dos dados da balança por 10 segundos ou mais. Após captura dos dados, a pressão era novamente verificada e novos dados eram capturados sem intermitência no funcionamento da bomba.

Verificou-se a variação da leitura de peso da balança em um intervalo de 10 segundos para se calcular a vazão instantânea. Foram realizadas entre três a cinco medições (dependendo da quantidade de muco disponível) para as pressões de:

- 160 mmHg
- 250 mmHg
- 300 mmHg
- 400 mmHg

A leitura do vacuômetro analógico foi conferida com um manômetro de mercúrio disponível no laboratório.

A temperatura da sala e da solução foram verificadas antes e após os ensaios, mantendo-se constante em 23 °C.

3.2.2 Simulações Numéricas

3.2.2.1 Domínio Computacional

O domínio para simulação com o mimetizador do muco foi simplificado em relação ao teste com glicerina devido à necessidade de se empregar axissimetria, uma vez que o modelo de Oldroyd-B foi implementado somente em duas dimensões.

A FIGURA 3.5 representa o domínio simulado. O retângulo de 20 por 25 mm representa o reservatório de muco, que é interceptado pela sonda, que possui 400mm de extensão e 1,45 mm de raio.

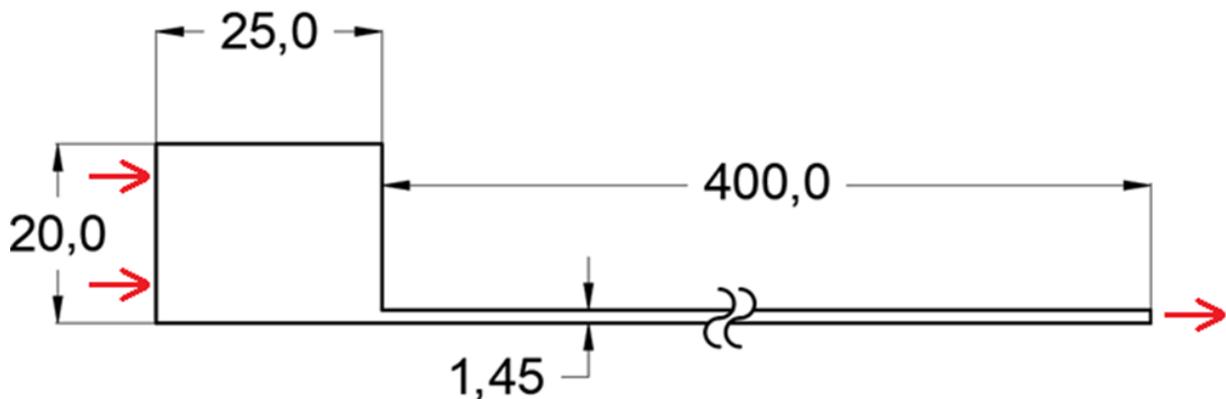


FIGURA 3.5 – Geometria axissimétrica para simulações numéricas. Dimensões em milímetros.

Devido à condição de axissimetria, a entrada de fluido deve ser inserida na linha vertical à esquerda do reservatório, o que difere da realidade. Consideramos, entretanto, que esta diferença não é significativa devido às baixas velocidades nesta região do domínio.

3.2.2.2 Implementação do Modelo de Oldroyd-B

O software FLUENT permite que o usuário adicione e personalize as equações a serem resolvidas por meio de Funções Definidas pelo Usuários (UDF).

O modelo de Oldroyd-B foi escolhido pois ele se assemelha bastante com as condições observadas no fluido, além de ser de fácil implementação e disponível na literatura (BERG 2014).

Uma vez que dispomos de dados de viscosidade para cada taxa de cisalhamento, é interessante utilizar a igualdade $\lambda_2 = 0$ pois a reologia já incluiu os efeitos do polímero na viscosidade.

A eq. (2.36) então se torna:

$$\tau + \lambda_1 \frac{\nabla \tau}{\tau} = \eta \dot{\gamma} \quad (3.4)$$

ou,

$$\frac{\partial}{\partial t} \tau_{ij} + v_k \frac{\partial \tau_{ij}}{\partial x_k} = \tau_{kj} \frac{\partial v_i}{\partial x_k} + \tau_{ik} \frac{\partial v_j}{\partial x_k} + \frac{\eta}{\lambda_1} \gamma_{ij} - \frac{\tau_{ij}}{\lambda_1} \quad (3.5)$$

Sendo que:

$$\gamma_{ij} = \begin{bmatrix} \frac{\partial u}{\partial x} & \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \right) \\ \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \right) & \frac{\partial v}{\partial y} \end{bmatrix} \quad (3.6)$$

τ pode ser escrito em sua forma completa em duas dimensões:

$$\frac{\nabla}{\tau_{11}} = \frac{\partial \tau_{11}}{\partial t} + u \frac{\partial \tau_{11}}{\partial x} + v \frac{\partial \tau_{11}}{\partial y} - 2\tau_{11} \frac{\partial u}{\partial x} - \tau_{21} \frac{\partial u}{\partial y} - \tau_{12} \frac{\partial u}{\partial y} \quad (3.7)$$

$$\frac{\nabla}{\tau_{12}} = \frac{\partial \tau_{12}}{\partial t} + u \frac{\partial \tau_{12}}{\partial x} + v \frac{\partial \tau_{12}}{\partial y} - \tau_{11} \frac{\partial v}{\partial x} - \tau_{12} \frac{\partial v}{\partial y} - \tau_{12} \frac{\partial u}{\partial x} - \tau_{22} \frac{\partial u}{\partial y} \quad (3.8)$$

$$\frac{\nabla}{\tau_{21}} = \frac{\partial \tau_{21}}{\partial t} + u \frac{\partial \tau_{21}}{\partial x} + v \frac{\partial \tau_{21}}{\partial y} - \tau_{11} \frac{\partial v}{\partial x} - \tau_{21} \frac{\partial v}{\partial y} - \tau_{21} \frac{\partial u}{\partial x} - \tau_{22} \frac{\partial u}{\partial y} \quad (3.9)$$

$$\frac{\nabla}{\tau_{22}} = \frac{\partial \tau_{22}}{\partial t} + u \frac{\partial \tau_{22}}{\partial x} + v \frac{\partial \tau_{22}}{\partial y} - 2\tau_{22} \frac{\partial v}{\partial y} - \tau_{12} \frac{\partial v}{\partial x} - \tau_{21} \frac{\partial v}{\partial x} \quad (3.10)$$

Enquanto a eq. 3.5 na forma completa é:

$$\frac{\partial \tau_{11}}{\partial t} + u \frac{\partial \tau_{11}}{\partial x} + v \frac{\partial \tau_{11}}{\partial y} = 2\tau_{11} \frac{\partial u}{\partial x} + \tau_{21} \frac{\partial u}{\partial y} + \tau_{12} \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\eta}{\lambda_1} \frac{\partial u}{\partial x} - \frac{\tau_{11}}{\lambda_1} \quad (3.11)$$

$$\frac{\partial \tau_{12}}{\partial t} + u \frac{\partial \tau_{12}}{\partial x} + v \frac{\partial \tau_{12}}{\partial y} = \tau_{11} \frac{\partial v}{\partial x} + \tau_{12} \frac{\partial v}{\partial y} + \tau_{12} \frac{\partial u}{\partial x} + \tau_{22} \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\eta}{2\lambda_1} \left(\frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \right) - \frac{\tau_{12}}{\lambda_1} \quad (3.12)$$

$$\frac{\partial \tau_{21}}{\partial t} + u \frac{\partial \tau_{21}}{\partial x} + v \frac{\partial \tau_{21}}{\partial y} = \tau_{11} \frac{\partial v}{\partial x} + \tau_{21} \frac{\partial v}{\partial y} + \tau_{21} \frac{\partial u}{\partial x} + \tau_{22} \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\eta}{2\lambda_1} \left(\frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \right) - \frac{\tau_{21}}{\lambda_1} \quad (3.13)$$

$$\frac{\partial \tau_{22}}{\partial t} + u \frac{\partial \tau_{22}}{\partial x} + v \frac{\partial \tau_{22}}{\partial y} = 2\tau_{22} \frac{\partial v}{\partial y} + \tau_{12} \frac{\partial v}{\partial x} + \tau_{21} \frac{\partial v}{\partial x} + \frac{\eta}{\lambda_1} \frac{\partial v}{\partial y} - \frac{\tau_{22}}{\lambda_1} \quad (3.14)$$

De acordo com o manual de UDFs do Ansys Fluent(2013), para equações sem difusão, os termos

$\frac{\partial}{\partial t} \tau_{ij} + v_k \frac{\partial \tau_{ij}}{\partial x_k}$ são resolvido para escalares transportados e os termos $\tau_{kj} \frac{\partial v_i}{\partial x_k} + \tau_{ik} \frac{\partial v_j}{\partial x_k} + \frac{\eta}{\lambda_1} \gamma_{ij} - \frac{\tau_{ij}}{\lambda_1}$

são definidos como termos fonte no formato:

$$\frac{\partial \rho \phi}{\partial t} + v_k \rho \frac{\partial \phi}{\partial x_k} = S_\phi \quad (3.15)$$

Resultando em:

$$S_{\tau_{ij}} = \rho \left(\tau_{kj} \frac{\partial v_i}{\partial x_k} + \tau_{ik} \frac{\partial v_j}{\partial x_k} + \frac{\eta}{\lambda_1} \gamma_{ij} - \frac{\tau_{ij}}{\lambda_1} \right) \quad (3.16)$$

Ou, na forma completa:

$$S_{\tau_{11}} = \rho \left(2\tau_{11} \frac{\partial u}{\partial x} + \tau_{21} \frac{\partial u}{\partial y} + \tau_{12} \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\eta}{\lambda_1} \frac{\partial u}{\partial x} - \frac{\tau_{11}}{\lambda_1} \right) \quad (3.17)$$

$$S_{\tau_{12}} = \rho \left(\tau_{11} \frac{\partial v}{\partial x} + \tau_{12} \frac{\partial v}{\partial y} + \tau_{12} \frac{\partial u}{\partial x} + \tau_{22} \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\eta}{2\lambda_1} \left(\frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \right) - \frac{\tau_{12}}{\lambda_1} \right) \quad (3.18)$$

$$S_{\tau_{21}} = \rho \left(\tau_{11} \frac{\partial v}{\partial x} + \tau_{21} \frac{\partial v}{\partial y} + \tau_{21} \frac{\partial u}{\partial x} + \tau_{22} \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\eta}{2\lambda_1} \left(\frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \right) - \frac{\tau_{21}}{\lambda_1} \right) \quad (3.19)$$

$$S_{\tau_{22}} = \rho \left(2\tau_{22} \frac{\partial v}{\partial y} + \tau_{12} \frac{\partial v}{\partial x} + \tau_{21} \frac{\partial v}{\partial x} + \frac{\eta}{\lambda_1} \frac{\partial v}{\partial y} - \frac{\tau_{22}}{\lambda_1} \right) \quad (3.20)$$

É conveniente disponibilizar ao software a primeira derivada dos termos fonte em relação a τ para acrescentar estabilidade de convergência, de acordo com o ANSYS UDF Manual (2013).

$$\frac{\partial S_{\tau_{11}}}{\partial \tau_{11}} = \rho \left(2 \frac{\partial u}{\partial x} - \frac{1}{\lambda_1} \right) \quad (3.21)$$

$$\frac{\partial S_{\tau_{12}}}{\partial \tau_{12}} = \rho \left(\frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial u}{\partial x} - \frac{1}{\lambda_1} \right) \quad (3.22)$$

$$\frac{\partial S_{\tau_{21}}}{\partial \tau_{21}} = \rho \left(\frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial u}{\partial x} - \frac{1}{\lambda_1} \right) \quad (3.23)$$

$$\frac{\partial S_{\tau_{22}}}{\partial \tau_{22}} = \rho \left(2 \frac{\partial v}{\partial y} - \frac{1}{\lambda_1} \right) \quad (3.24)$$

As tensões τ_{ij} provocarão momentos em x e y, que devem ser computadas na forma:

$$S_{M_x} = \frac{\partial \tau_{11}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{12}}{\partial y} \quad (3.25)$$

$$S_{M_y} = \frac{\partial \tau_{21}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{22}}{\partial y} \quad (3.26)$$

3.2.2.3 Acoplamento Pressão-Velocidade

Devido à complexa natureza das equações de Navier-Stokes, é necessário um algoritmo para correlacionar a variável pressão com as variáveis velocidade em equações não lineares e interdependentes.

Foi escolhido o modelo COUPLED devido a sua robustez e facilidade de convergência com menor número de iterações para escoamentos monofásicos e em regime permanente, segundo ANSYS FLUENT MANUAL (2013).

Na primeira iteração, o sistema de equações é resolvido sem utilizar os termos fontes. A partir da segunda iteração, a UDF utiliza Gradientes Reconstituídos (RG) para calcular as tensões do modelo de Oldroyd. Segundo BERG (2014), ao se utilizar os RGs, o modelo se torna mais estável do que ao utilizar gradientes de velocidade obtidos na iteração atual.

3.2.2.3 Condições de Contorno e Parâmetros de Entrada

As condições de contorno utilizadas foram:

- Vazão mássica de entrada (mg/s): 4,6; 14,2; 26,1 e 71,6;
- Axissimetria (i.e. simetria ao longo da linha de centro);
- Pressão nula na saída;
- Tensões elásticas nulas na entrada;
- Variação nula das tensões elásticas na saída e nas paredes.

As últimas duas condições de contorno são necessárias apenas devido aos escalares acrescentados via UDF.

Demais parâmetros utilizados:

- Regime permanente;
- Escoamento laminar;
- Método de acoplamento pressão-velocidade: Coupled;
- Coeficientes de relaxação foram adaptados para cada situação, para obter convergência;
- Critério de convergência: resíduos de 10^{-4} (absoluto);
- Viscosidade pelo modelo de Cross;
- Inicialização Híbrida;
- Processamento paralelo em 4 núcleos e uma GPU, em uma máquina local.

Versão do Software: 18.0.

Para verificação de convergência utilizou-se, além do acompanhamento dos resíduos, a estabilidade do diferencial de pressão, plotado a cada iteração.

Além das simulações utilizando modelo viscoelástico de Oldroyd-B, implementada por meio de UDF, serão também conduzidas simulações idênticas, mas sem o modelo viscoelástico. Esta metodologia visa avaliar a influência deste parâmetro nos resultados.

3.2.2.4 Modelagem da viscosidade

O GRÁFICO 2.4, que mostra a curva tensão-cisalhamento para a solução de polietilenoglicol com concentração de 2%, também nos fornece parâmetros para modelagem utilizando como base o

modelo Power Law. A modelagem utilizando os dados fornecidos pelo gráfico, no entanto, apresenta uma aproximação ruim, resultando em desvio padrão de 21,94 Pa.s. O GRÁF 3.2 mostra a diferença entre a curva de viscosidade original e a modelada utilizando Power Law.

A implementação no FLUENT e no CFX permitem limitar a viscosidade máxima da função Power Law, o que impediria o superdimensionamento apresentado em baixas taxas de cisalhamento, entretanto a diferença é significativa (até 72%) para as taxas de cisalhamento no interior da sonda.

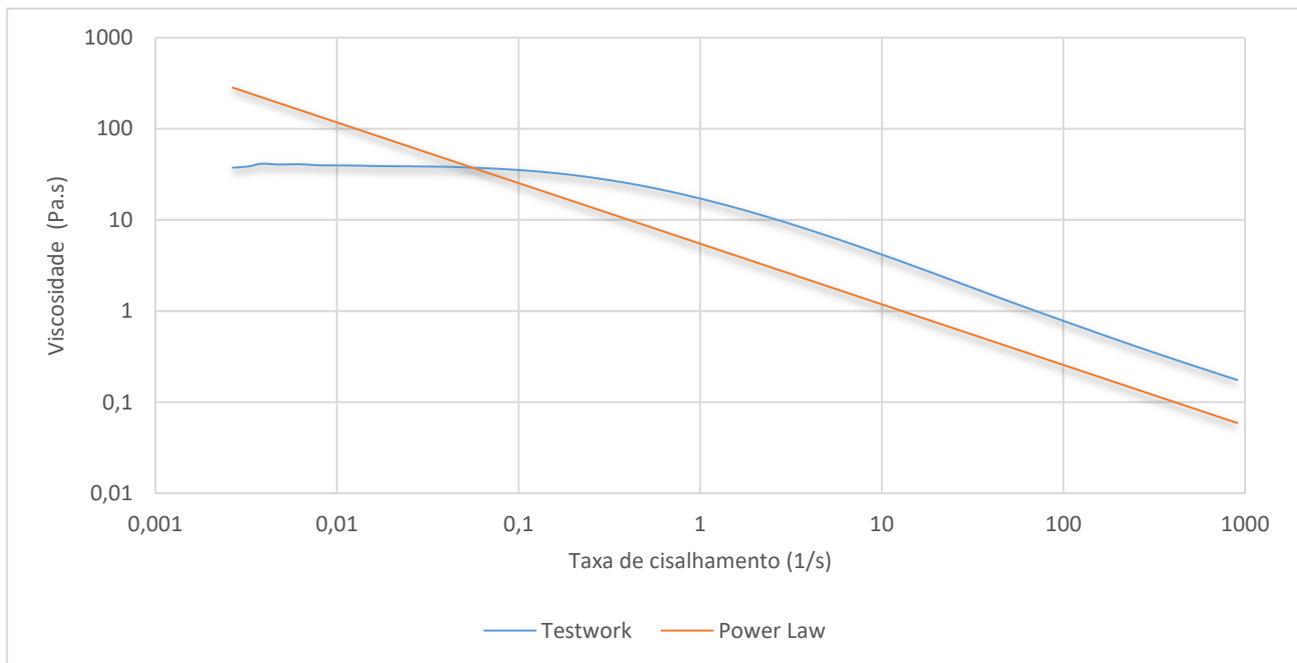


GRÁFICO 3. 2 – Comparação entre dados da reologia e modelagem com Power Law

Como alternativa ao modelo Power-Law, foi utilizado modelo de CROSS, detalhado na Eq. 2.14. Os parâmetros λ e n foram obtidos utilizando tentativa-e-erro até a obtenção de boa aproximação, enquanto μ_0 foi a maior viscosidade relatada na reologia.

$$\mu_{eff} = \frac{\mu_0}{1 + \left(\lambda \frac{\partial u}{\partial x}\right)^{1-n}} \quad (2.14)$$

onde:

$$\mu_0 = 40,93 \text{ Pa.s};$$

$$n = 0,2;$$

$$\lambda = 1,5.$$

O GRÁFICO 3.3 mostra a adaptação com o modelo de CROSS em comparação com os resultados da reologia. Foi obtido erro máximo de 5% na faixa de taxa de cisalhamento que será utilizada nas simulações (de 0 a 50 1/s).

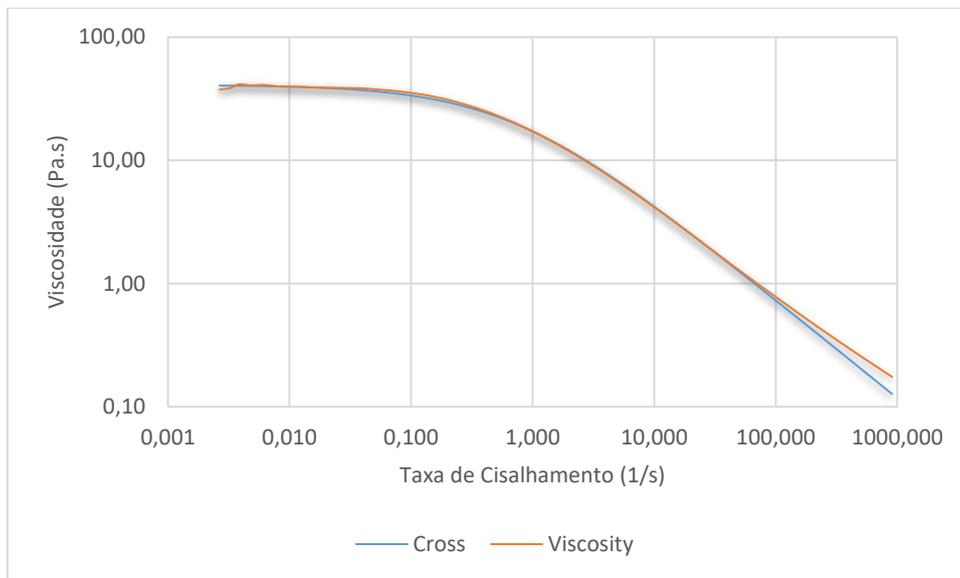


GRÁFICO 3. 3 – Comparação entre dados da reologia e modelagem com CROSS

3.2.2.5 Teste de malha

Foram geradas cinco malhas quadrilaterais com subsequentes refinamentos para verificar a independência da solução em relação à malha.

TABELA 3.4 – Malhas geradas

	Malha 1	Malha 2	Malha 3	Malha 4	Malha 5
Número de pontos nodais	32.271	67.656	120.288	260.816	1.210.429

As FIGURAS 3.7 a 3.11 ilustram a qualidade das malhas geradas. Foram utilizadas malhas estruturadas de forma a reduzir o número de elementos e melhor relação de aspecto em comparação com malhas triangulares.

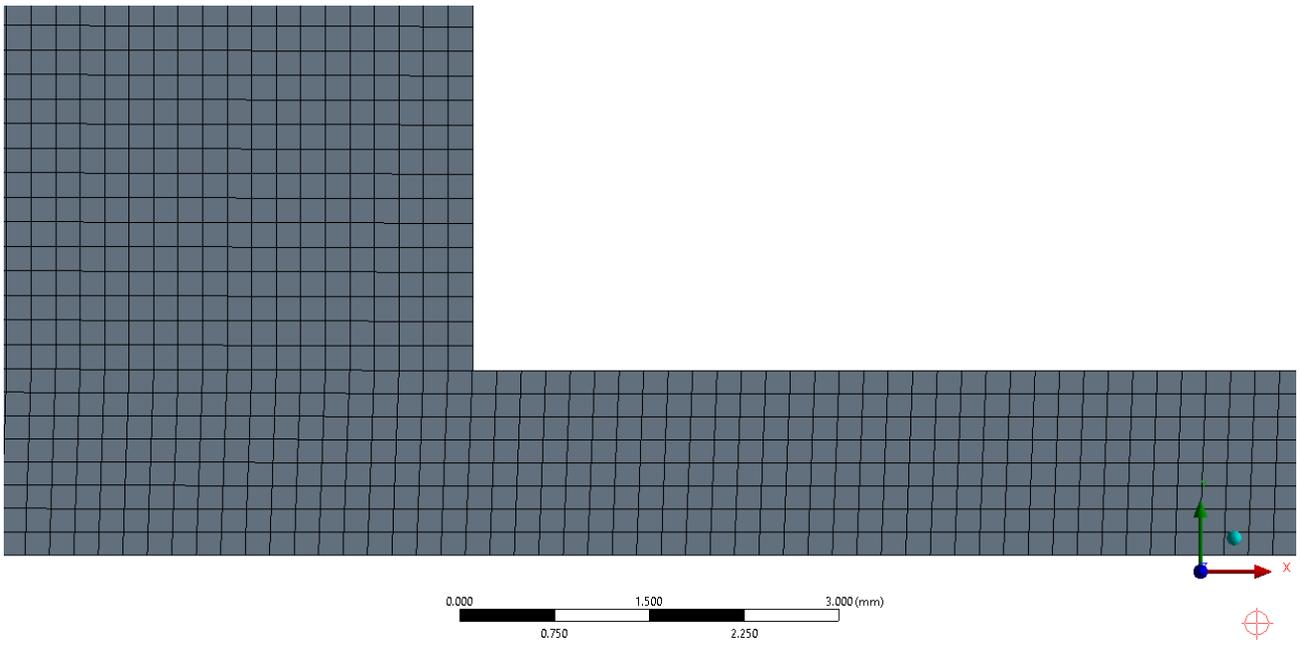


FIGURA 3.6 – Malha 1 – 32.271 pontos nodais, sendo 8 na seção transversal da sonda

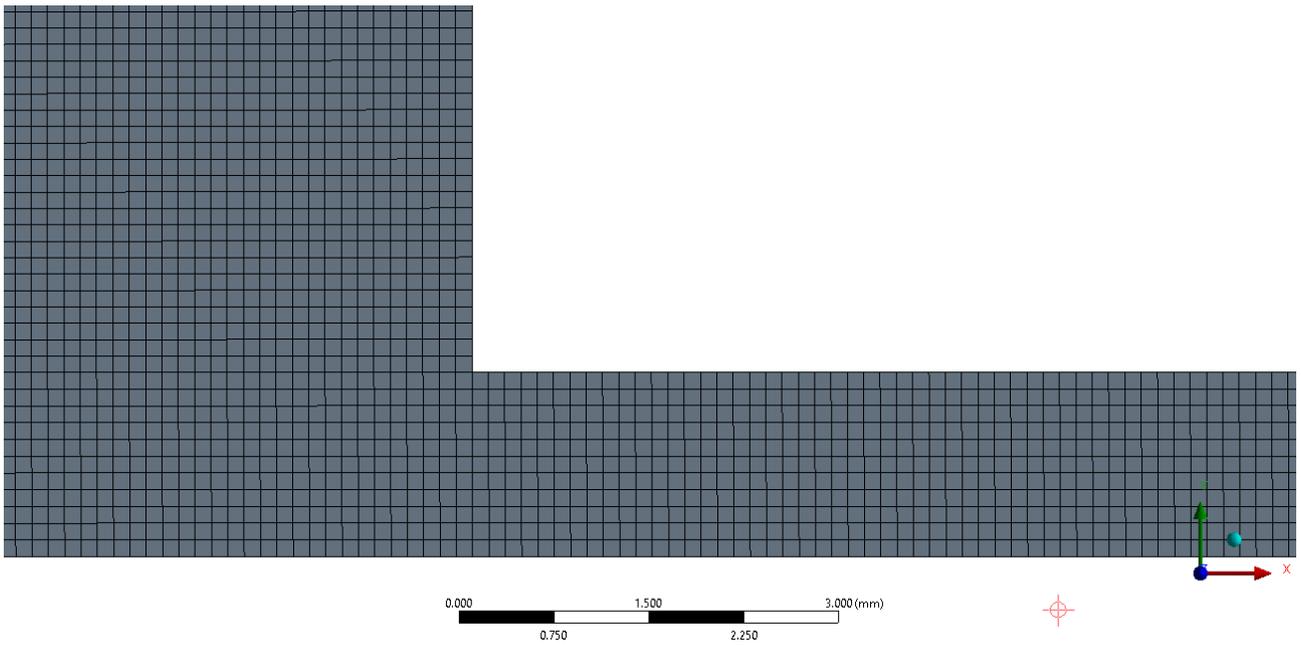


FIGURA 3.7 – Malha 2 – 67.656 pontos nodais, sendo 11 na seção transversal da sonda

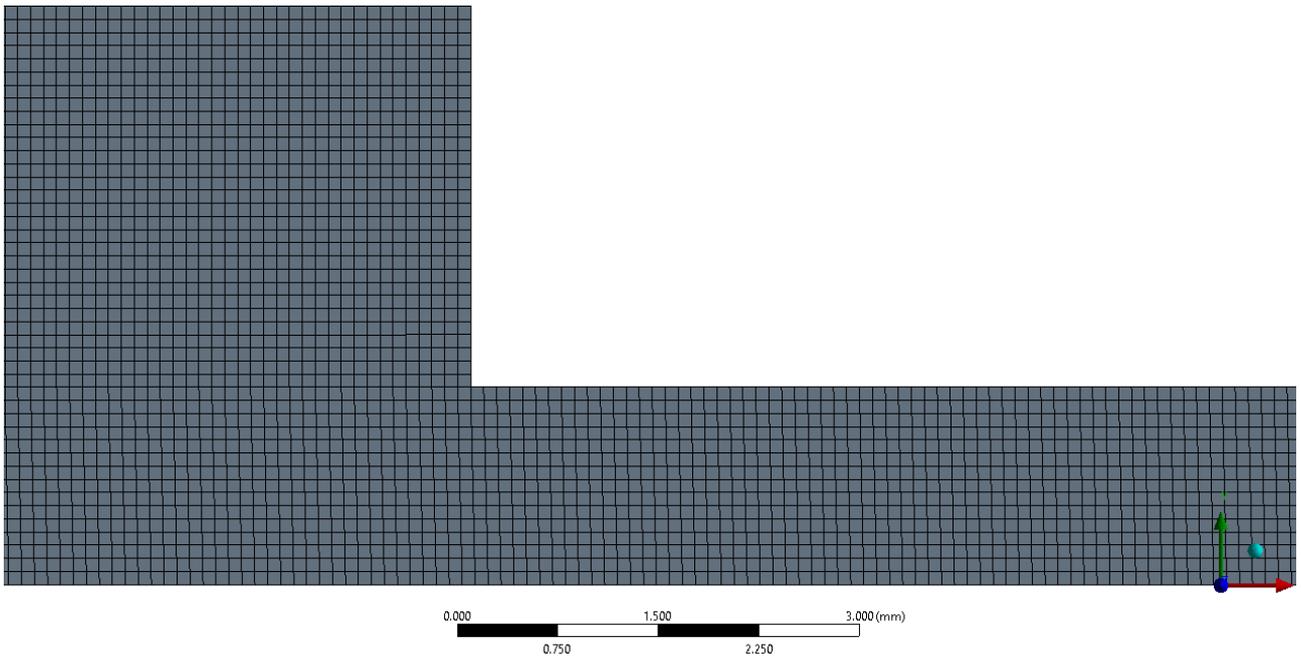


FIGURA 3.8 – Malha 3 – 120.288 pontos nodais, sendo 15 na seção transversal da sonda

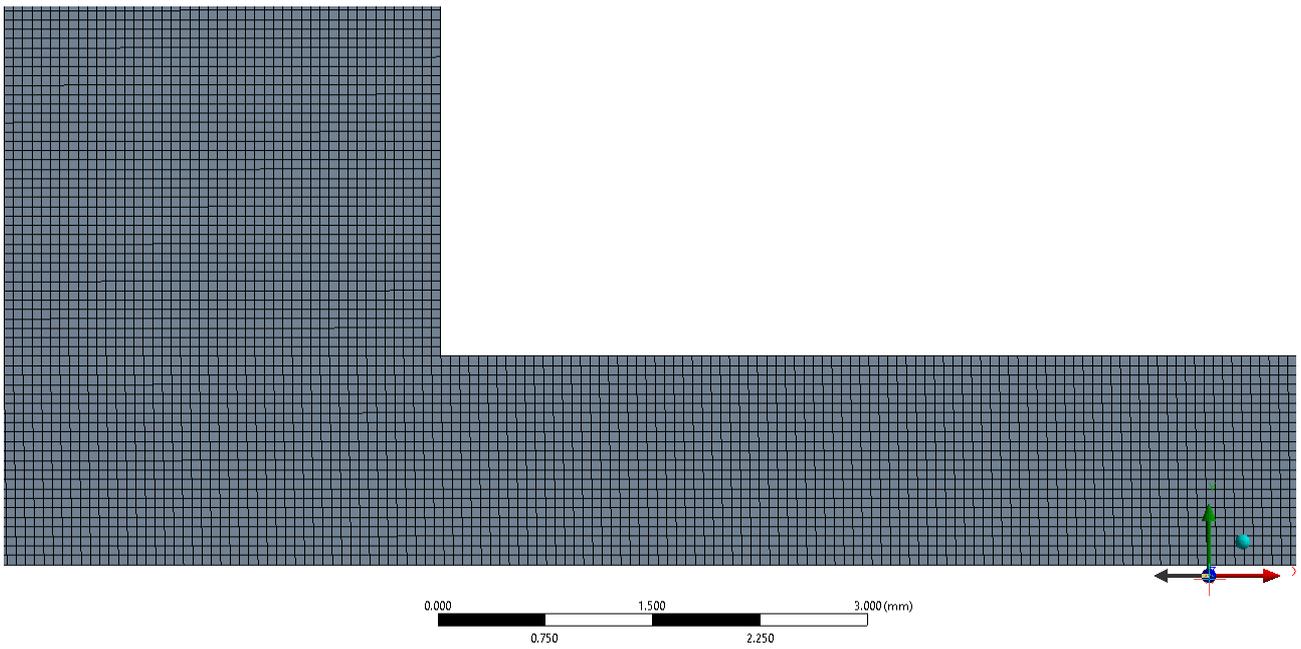


FIGURA 3.9 – Malha 4 – 260.816 pontos nodais, sendo 22 na seção transversal da sonda

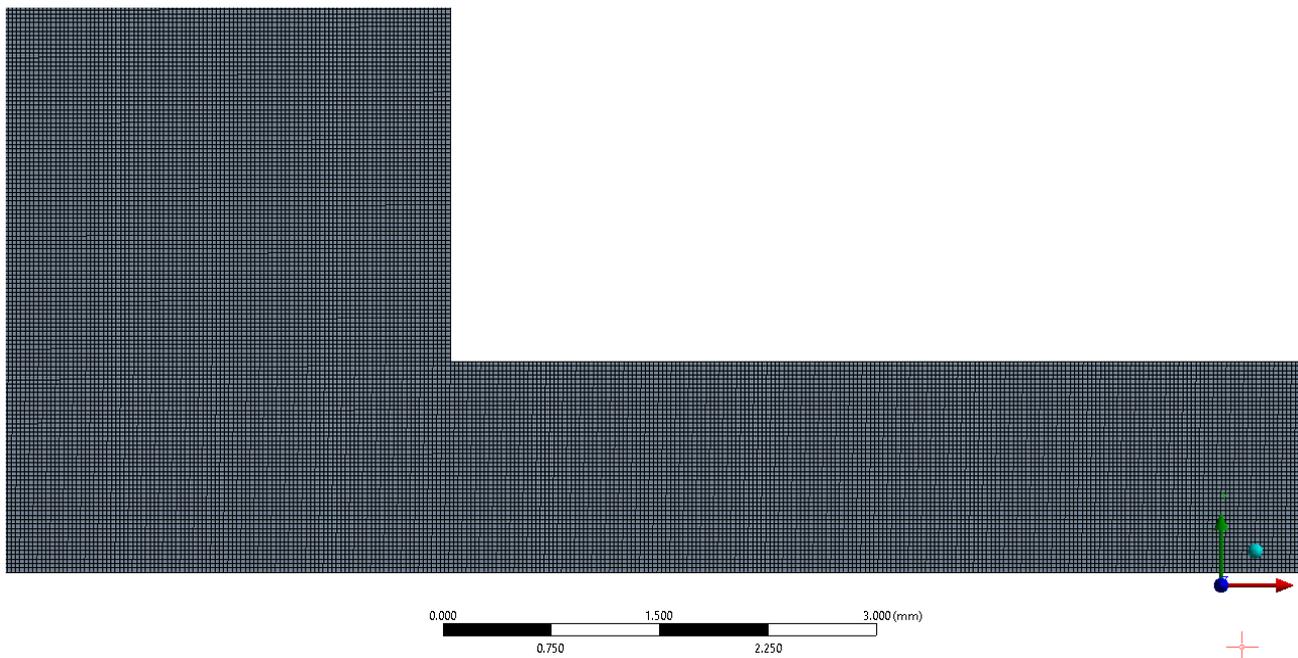


FIGURA 3.10 – Malha 5 – 1.210.429 pontos nodais, sendo 50 na seção transversal da sonda

Percebe-se que foram geradas malhas muito distintas, cobrindo ampla faixa de tamanhos. Na malha 1 há 8 pontos nodais na seção transversal da sonda, enquanto na malha 5 há 50 elementos.

Para testar a independência da malha, utilizou-se a condição de contorno de entrada de 27,1 mg/s e não foram utilizadas UDF's devido à grande carga computacional adicional.

O critério de convergência foi 10^{-4} RMS e adicionalmente foi plotado um gráfico de pressão de entrada por iteração para verificar a estabilidade da solução.

Foi necessário ajustar os coeficientes de subrelaxação para as malhas 3, 4 e 5 para obter convergência.

Nos GRÁFICO 3.4 e 3.5 podemos verificar a convergência da simulação da malha 3 (as demais não serão exibidas, devido à similaridade). Pode-se verificar que, apesar da solução ter convergido com 72 iterações, a pressão na entrada já se encontrava estável e virtualmente inalterada por volta da 20ª iteração.

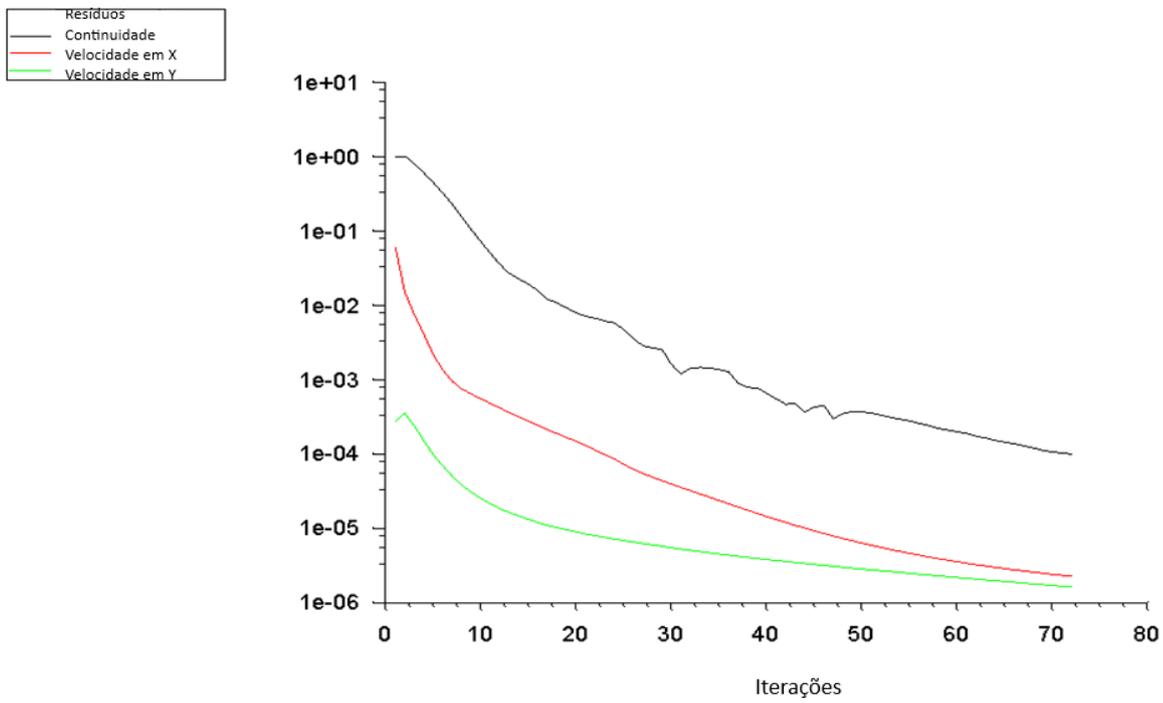


GRÁFICO 3.4 – Resíduos por iteração – Malha 3.

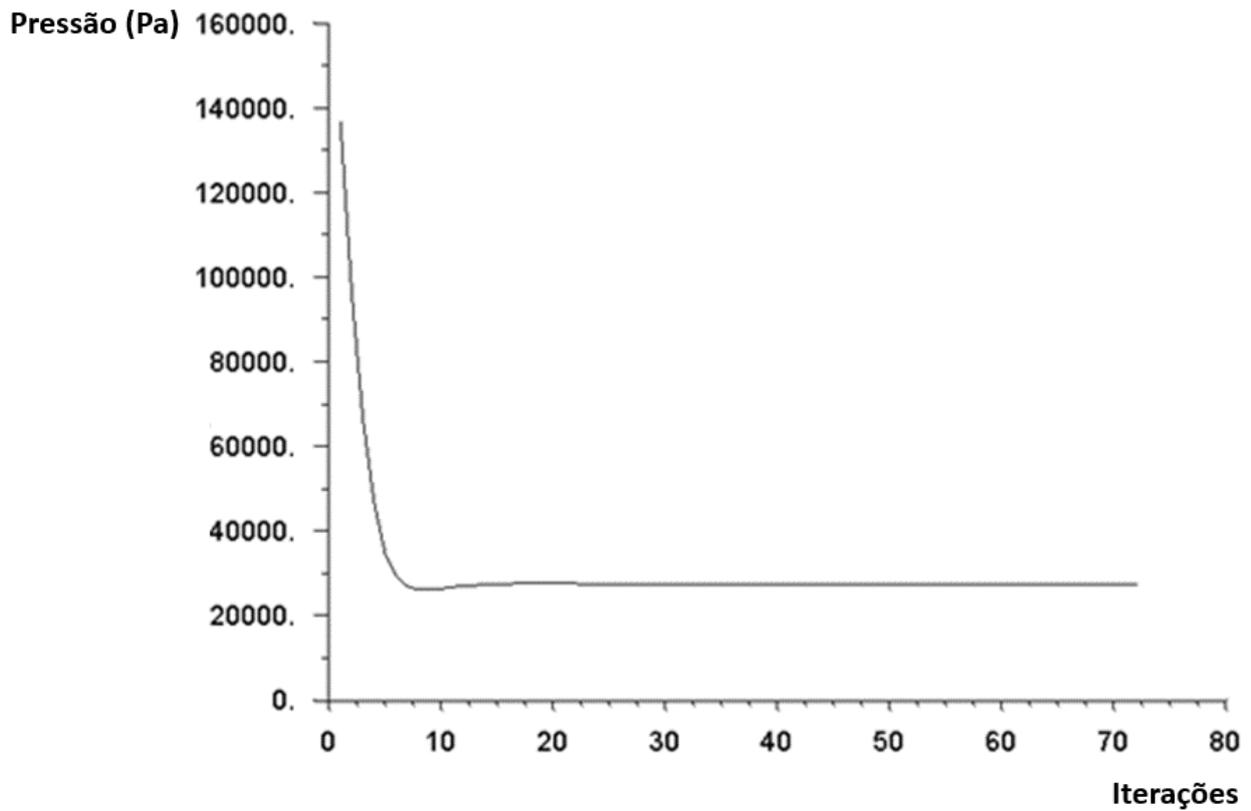


GRÁFICO 3.5 - Pressão na entrada por iteração – Malha 3

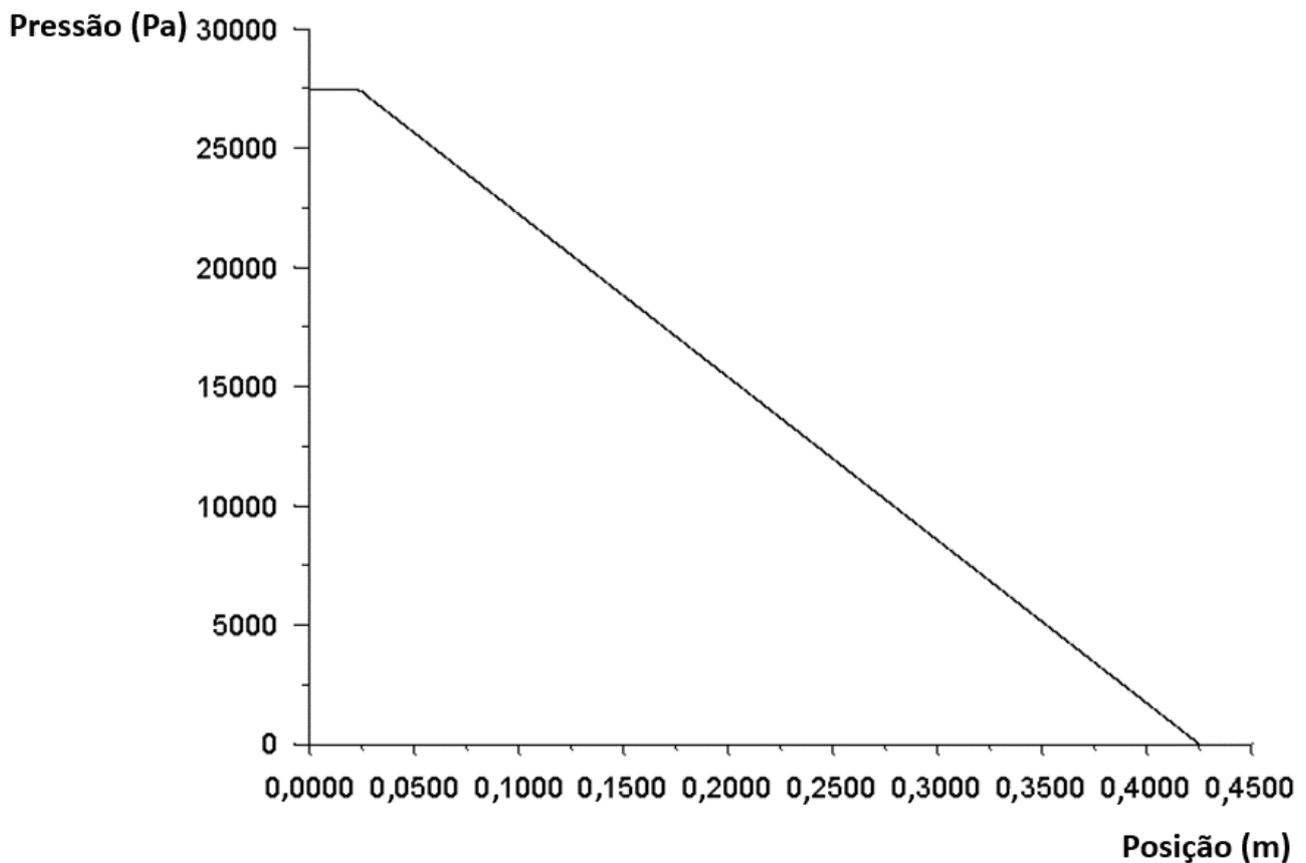


GRÁFICO 3.6 – Distribuição de pressão ao longo do eixo de simetria

O GRÁFICO 3.6 mostra como a pressão absoluta varia ao longo do eixo de simetria. Interessante verificar que a perda de carga da súbita contração na entrada da sonda é muito pequena perante a perda de carga distribuída ao longo da sonda.

É interessante comparar o GRÁFICO 3.6 com o GRÁFICO 3.1. No teste com glicerina foi considerada uma borda reentrante (a sonda entrou para dentro do reservatório) e uma série de reduções e derivações posteriores à sonda, enquanto nos testes e simulações para o muco, a geometria foi simplificada ao secionar a sonda e posicionando a ponta da sonda juntamente à parede do reservatório. A perda de carga devido à borda reentrante, no teste com glicerina, foi expressiva, enquanto a borda lisa, nas simulações com muco, apresentou apenas uma tênue influência.

A TABELA 3.6 detalha os resultados encontrados no teste de malha. É possível verificar que a pressão de entrada não apresentou alterações significativas após subsequentes refinamentos de malha (diferença de menos de 0,1% ao dobrar o número de nós. Ao comparar o resultado da Malha 5 e da Malha 1 percebe-se uma diferença de apenas 0,3%.

Apesar de que é possível dizer que os resultados obtidos com a Malha 1 são independentes de erros de malha, iremos adotar neste estudo a Malha 3 devido aos 15 elementos que ela possui ao longo da

seção transversal da sonda. Esta escolha permitirá verificar com maiores detalhes o perfil de velocidades ao longo da seção.

TABELA 3.5 – Resultados do teste de malha

	Malha 1	Malha 2	Malha 3	Malha 4	Malha 5
Número de nós	32.271	67.656	120.288	260.816	1.210.429
Iterações	41	66	72	32	21
Pressão (mmHg)	205,6	205,8	206,0	206,1	206,2
Pressão (Pa)	27.410	27.435	27.457	27.476	27.494
Erro entre simulações	0,091%	0,080%	0,069%	0,065%	-

3.2.3 Cálculo Analítico

Ao se desprezar os efeitos da borda do reservatório e os efeitos viscoelásticos, pode-se calcular analiticamente a perda de carga por meio da equação de Hagen-Poiseuille. Segundo FOX (2006):

$$\Delta P = \frac{8\mu L Q}{\pi R^4} \quad (3.27)$$

onde:

μ é a viscosidade do fluido em Pa.s;

L é o comprimento em metros;

Q é a vazão volumétrica em m³/s;

R é o raio do tubo em metros;

ΔP é o diferencial de pressão em Pa.

De acordo com ABULNAGA (2002), em escoamentos laminares, podemos utilizar a EQ. 3.28 para estimar taxa de cisalhamento que nos dará uma viscosidade equivalente, dada a curva-tensão cisalhamento, disponível no GRÁFICO2.4 e em forma de tabela em anexo.

$$\dot{\gamma}_w = 8 \frac{v}{D} \quad (3.28)$$

onde $\dot{\gamma}_w$ é a taxa de cisalhamento em 1/s,

v é a velocidade em m/s,

D é o diâmetro interno em mm.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1 Resultados dos Testes de bancada

Os resultados dos testes conduzidos com o muco mimetizado à partir de solução de 2% de polietileno glicol estão disponíveis na TAB 4.1.

Inicialmente pretendia-se realizar três medições a cada pressão, mas foram feitas medições extras conforme disponibilidade de muco.

ΔP (mmhg)	ΔP (Pa)	Medição 1 (mg/s)	Medição 2 (mg/s)	Medição 3 (mg/s)	Medição 4 (mg/s)	Medição 5 (mg/s)	Média (mg/s)
160	21.332	4,7	4,8	4,0	5,0	-	4,6
250	33.331	14,8	13,8	12,8	15,3	-	14,2
300	39.997	26,9	27,0	25,5	25,3	30,6	27,1
400	53.329	60,7	75,2	78,8	-	-	71,6

TABELA 4.1 – Resultados dos testes de bancada

A pressão de 120 mmHg também foi testada, entretanto o fluido permaneceu em fase elástica, não desempenhando qualquer vazão mensurável.

O GRÁFICO 4.1 mostra como a pressão e a vazão se correlacionam. O comportamento é bastante contra intuitivo. Normalmente, ao escoarem em tubulações, fluidos newtonianos apresentam uma curva na qual a pressão varia com o quadrado da vazão. No caso da solução em estudo, com o aumento do diferencial de pressão, e conseqüentemente da taxa de cisalhamento, a viscosidade é reduzida drasticamente, produzindo vazões substancialmente maiores.

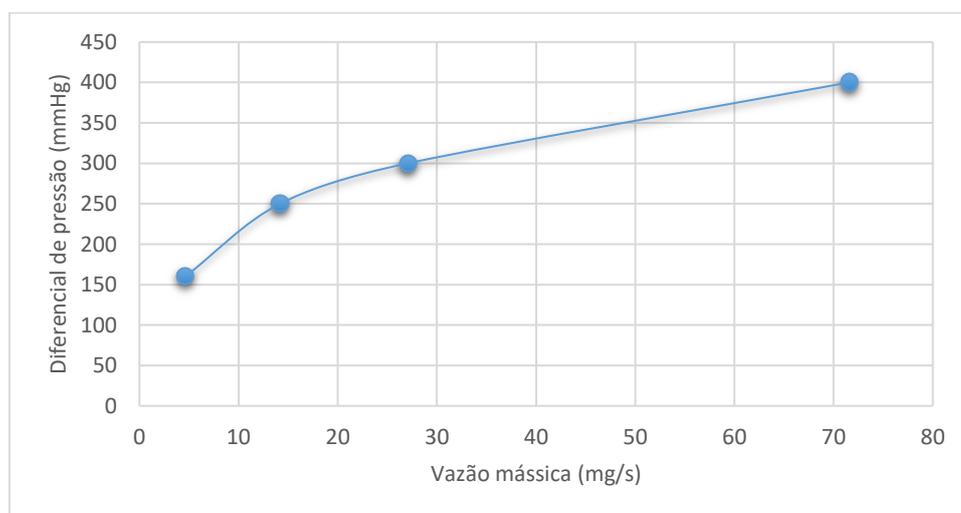


GRÁFICO 4.1 – Resultados dos testes de bancada

4.1 Resultados das Simulações Numéricas

Foram conduzidas simulações numéricas utilizando a malha escolhida no teste de malha e as condições de contorno listadas no item 3.2.2.3. Em cada simulação, apenas a vazão mássica foi alterada, com exceção aos coeficientes de relaxação.

As vazões de entrada foram de 4,6, 14,2, 27,1, e 71,6 mg/s. Estas vazões foram escolhidas por serem a média das vazões encontradas durante os testes de bancada para as pressões diferenciais de 160, 250, 300 e 400 mmHg, respectivamente.

A FIGURA 4.1 representa o domínio simulado. A região do quadrado vermelho é onde os efeitos viscoelásticos apresentam maior intensidade e variação. As imagens da seção 4.1 foram adaptadas para mostrar apenas esta região do domínio, além disso, a ampliação foi alterada em cada imagem, para mostrar fenômenos de interesse.



FIGURA 4.1 – Região de interesse em relação aos efeitos viscoelásticos.

4.1.1 Resultados para vazão de 4,6 mg/s

Para se obter convergência foi utilizado coeficientes de sub-relaxação de 0,2 para as UDS e coeficientes explícitos de relaxação de 0,5 para momento e de pressão. Conforme mostrado pela FIGURA 4.2 e 4.3, a convergência foi alcançada sem dificuldades. Foram necessárias 160 iterações.

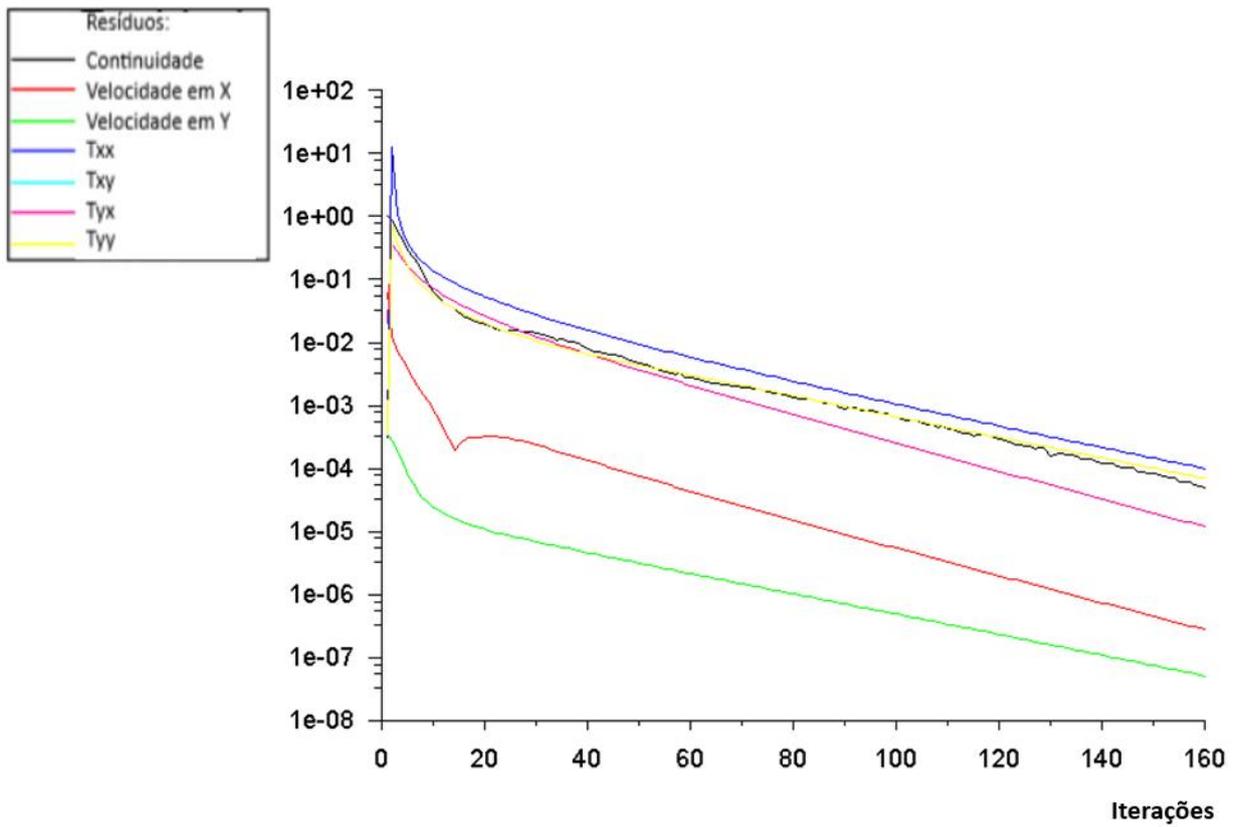


FIGURA 4.2 – Resíduos da simulação com muco mimetizado para vazão de 4,6 mg/s

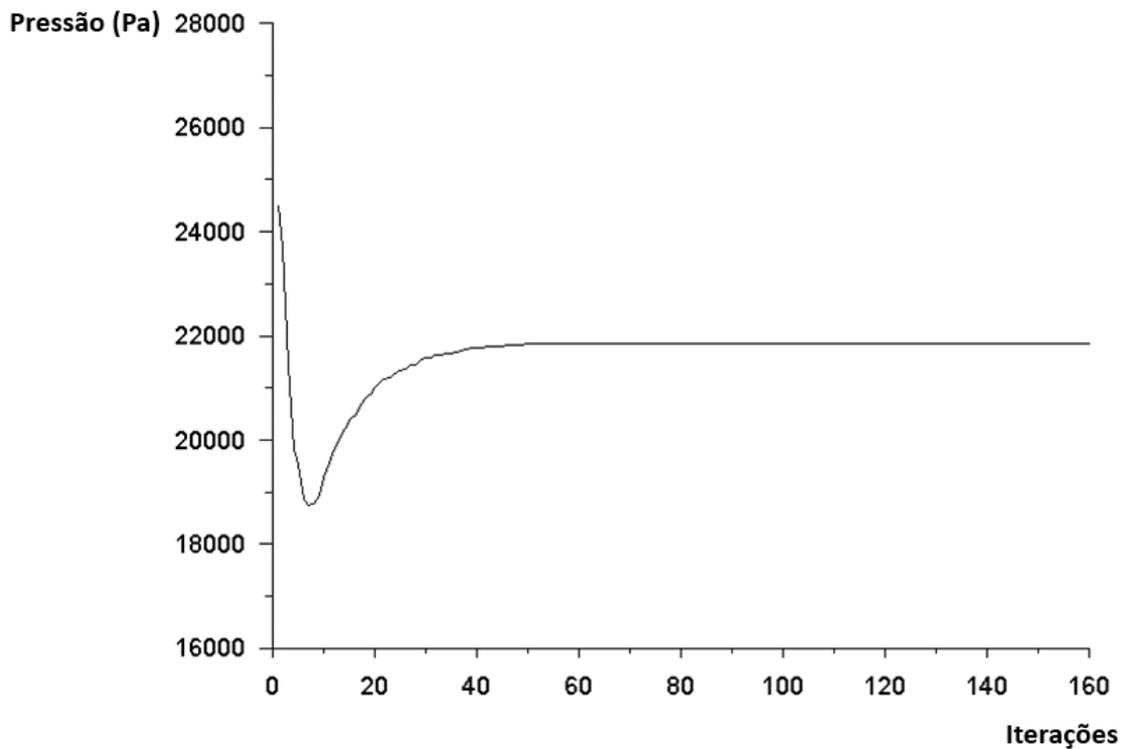


FIGURA 4.3 – Verificação de convergência da simulação com muco mimetizado para vazão de 4,6 mg/s

A FIGURA 4.4 mostra a distribuição de pressão ao longo do eixo de simetria da sonda. Nota-se que a perda de carga na contração abrupta é muito menor que a perda distribuída.

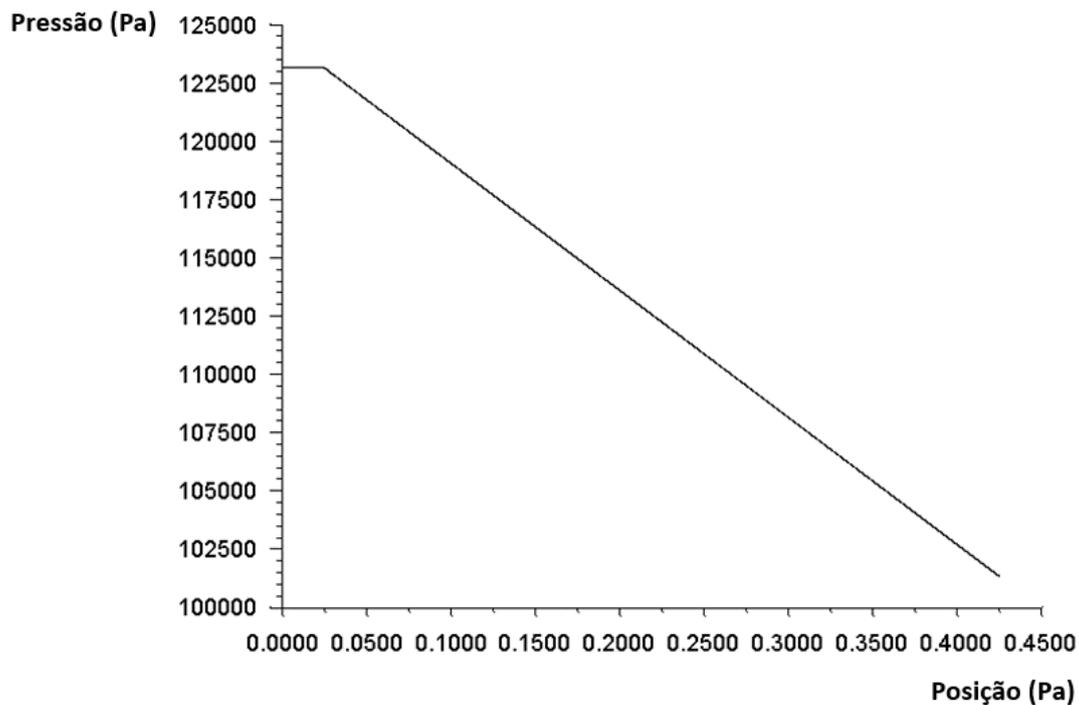


FIGURA 4.4 – Distribuição de pressão ao longo do eixo de simetria - simulação com muco mimetizado para vazão de 4,6 mg/s.

A FIGURA 4.5 mostra uma alta tensão de compressão na direção X dentro do reservatório. Na região da contração as tensões se tornam positivas durante toda seção da sonda. Logo após a contração, há fortes tensões positivas próximas à parede, enquanto na linha de centro há tensões compressivas.

A FIGURA 4.6 mostra que há pequenas tensões elásticas de cisalhamento na região interna do reservatório. Ao se aproximar da região de contração as tensões de cisalhamento aumentam e no interior da sonda as tensões adquirem um comportamento similar ao observado na FIGURA 4.6, que descreve a taxa de cisalhamento do fluido.

A FIGURA 4.7 mostra que a tensão elástica em Y assume uma tendência a tracionar o fluido na parte externa do reservatório em direção à contração, mas há uma ligeira compressão neste local. Observa-se também que as tensões elásticas em Y são praticamente nulas no interior da sonda após a contração.

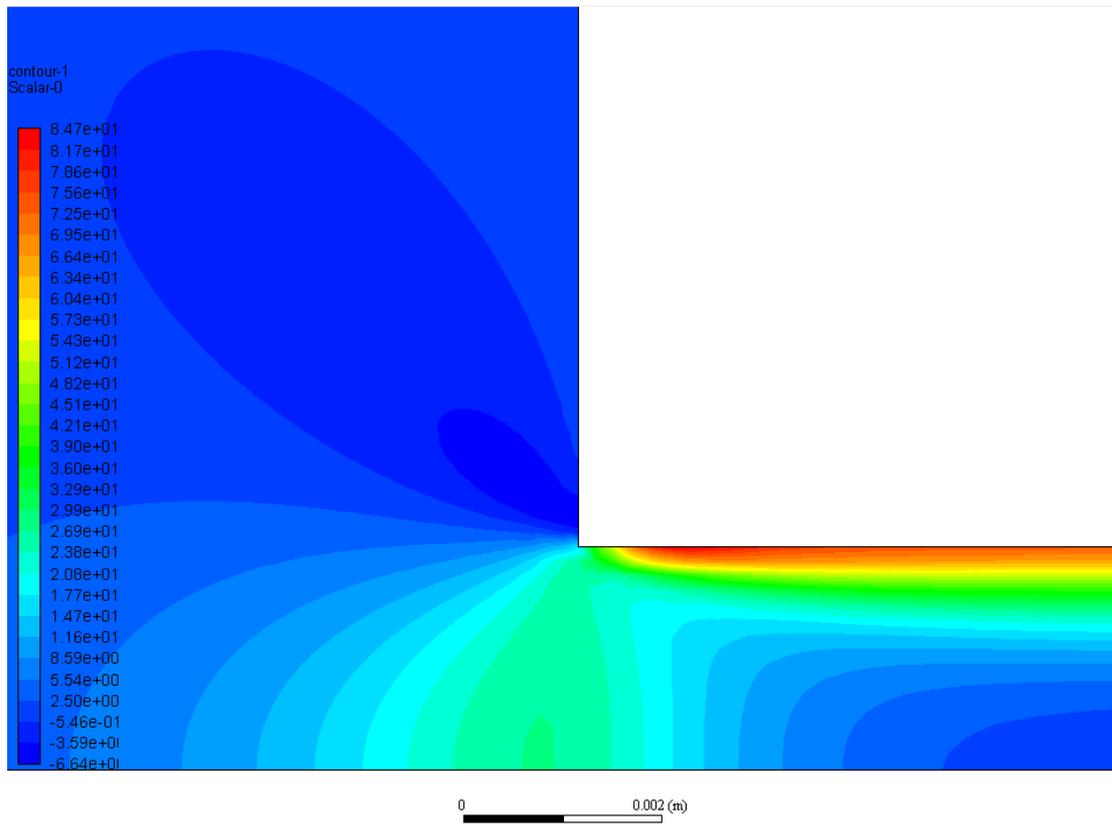


FIGURA 4.5 - Distribuição de tensões elásticas τ_{xx} - simulação com muco mimetizado para vazão de 4,6 mg/s.

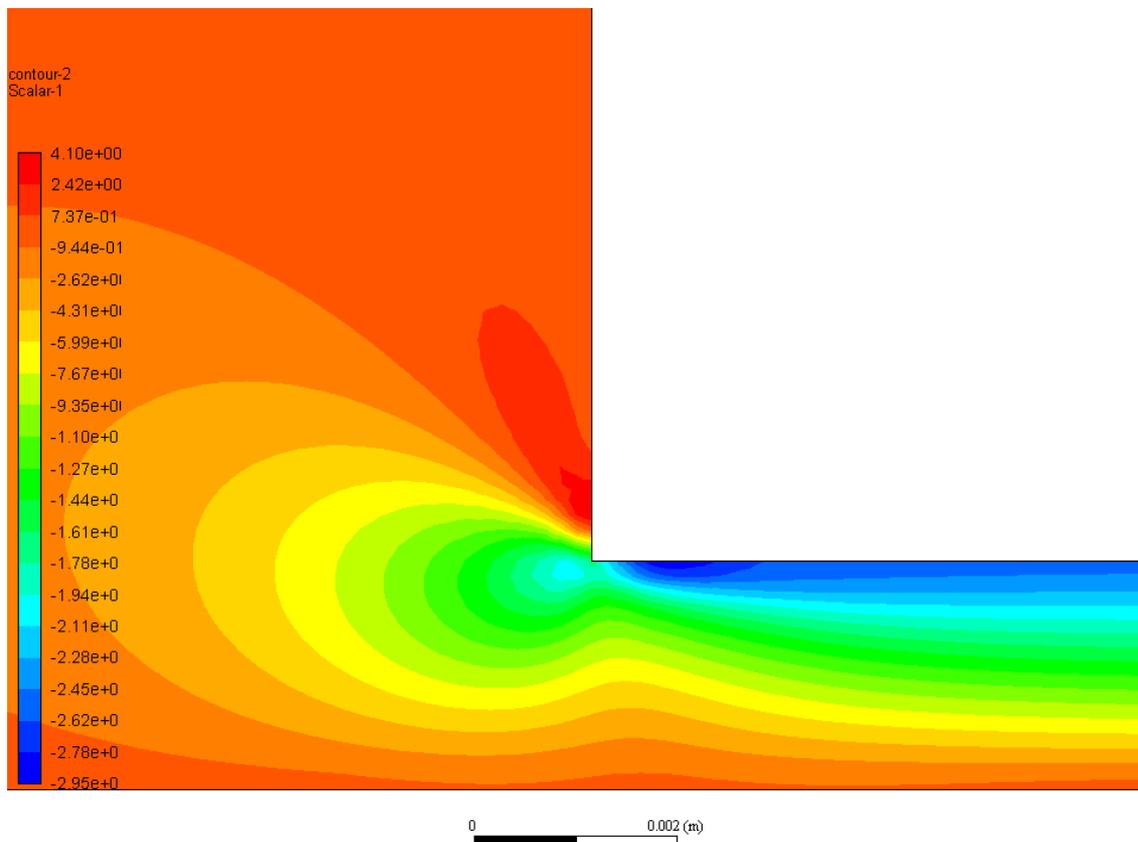


FIGURA 4.6 - Distribuição de tensões elásticas τ_{xy} - simulação com muco mimetizado para vazão de 4,6 mg/s

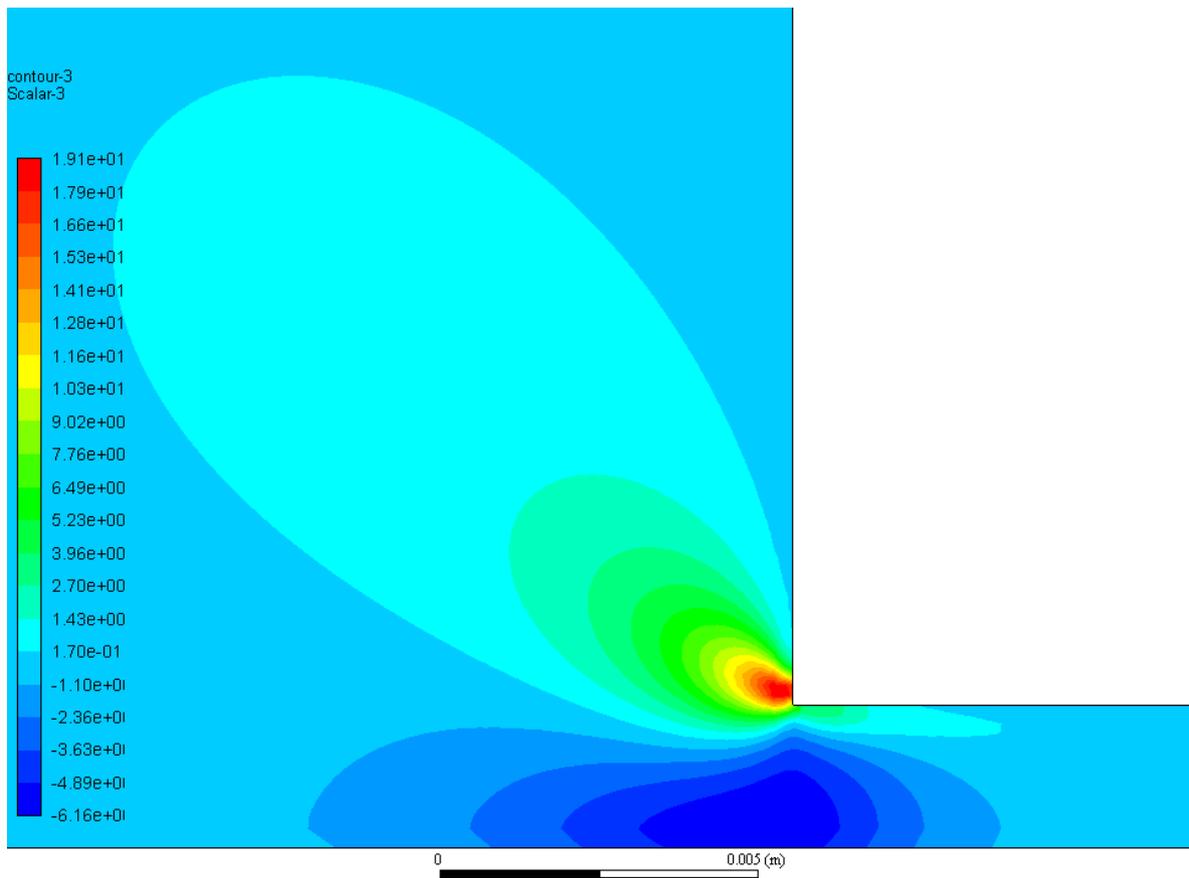


FIGURA 4.7 - Distribuição de tensões elásticas τ_{yy} - simulação com muco mimetizado para vazão de 4,6 mg/s

Ao se comparar as FIGURAS 4.8 e 4.9 podemos observar a atuação do modelo de viscosidade de CROSS. Regiões com baixas taxas de cisalhamento apresentam altas viscosidades 40,9 Pa.s (40.900,0 cP!), enquanto regiões próximas às paredes recebem viscosidades de 8 Pa.s. Regiões com alta taxa de cisalhamento aparecem em vermelho na FIGURA 4.8. Estas mesmas regiões apresentam menor viscosidade e recebem a cor azul na FIGURA 4.9.

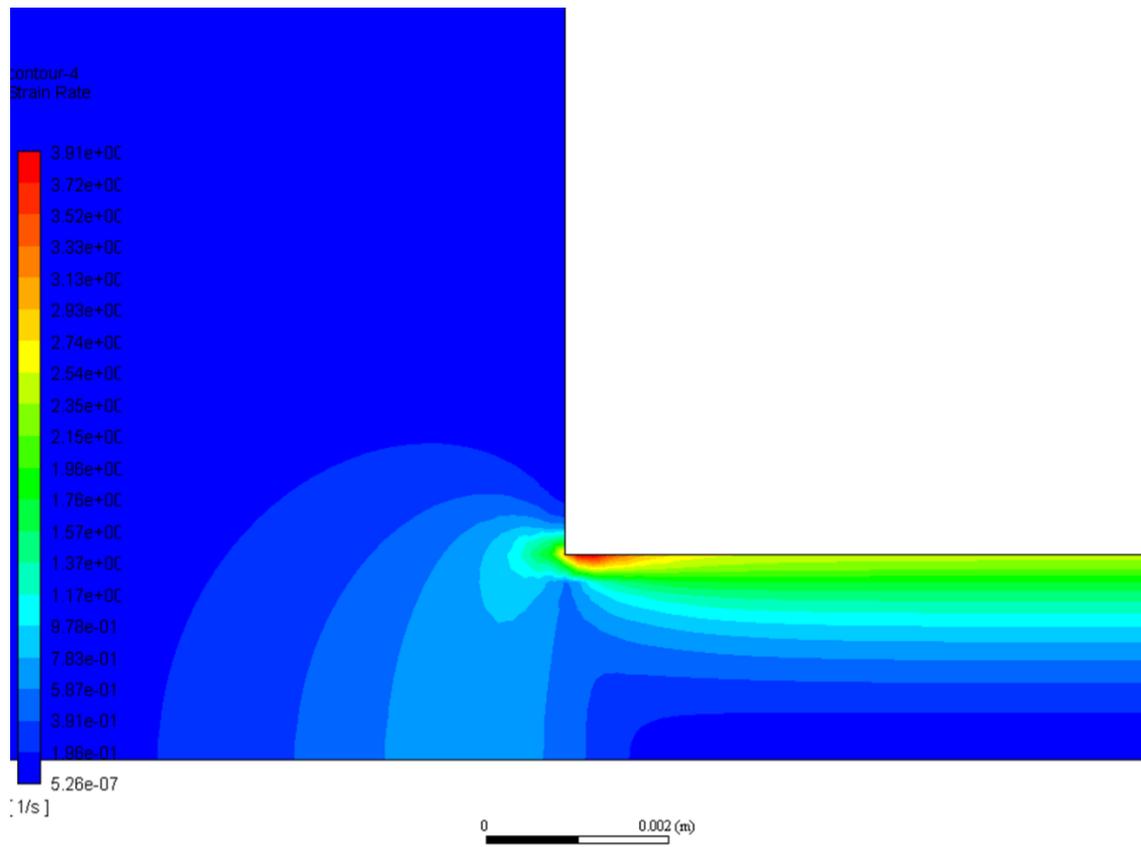


FIGURA 4.8 – Distribuição de taxa de cisalhamento na simulação com muco mimetizado para vazão de 4,6 mg/s.



FIGURA 4.9 – Distribuição de viscosidade na simulação com muco mimetizado para vazão de 4,6mg/s.

4.1.2 Resultados para vazão de 14,2 mg/s

Após ajuste dos coeficientes de sub-relaxação, a convergência foi alcançada em 409 iterações. Pode-se verificar a estabilidade da solução nas FIGURAS 4.10 e 4.11.

Foi utilizado coeficientes de sub-relaxação de 0,2 para as UDS e coeficientes explícitos de relaxação de 0,5 para momento e de pressão.

A FIGURA 4.12 mostra que a perda de carga distribuída continua sendo predominante no diferencial de pressão total.

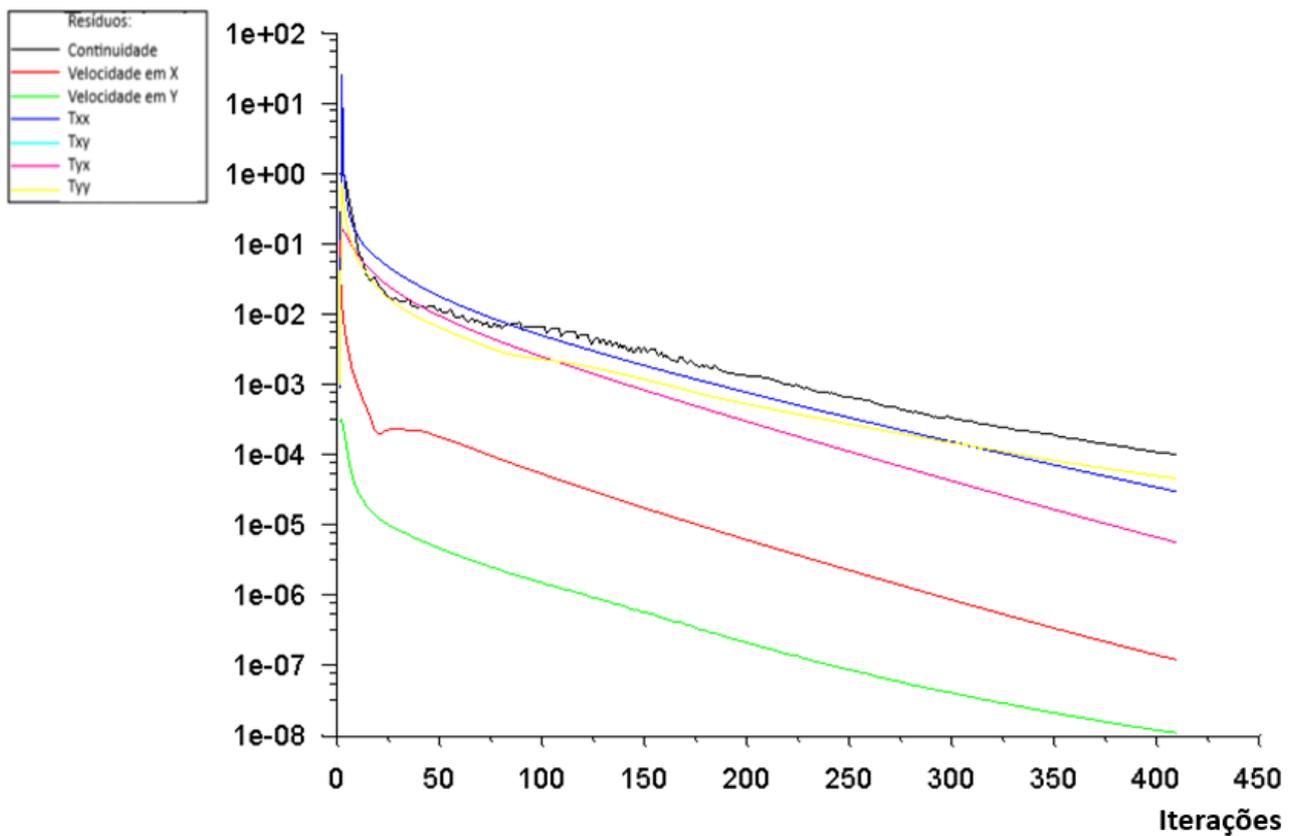


FIGURA 4.10 - Resíduos da simulação com muco mimetizado para vazão de 14,2 mg/s

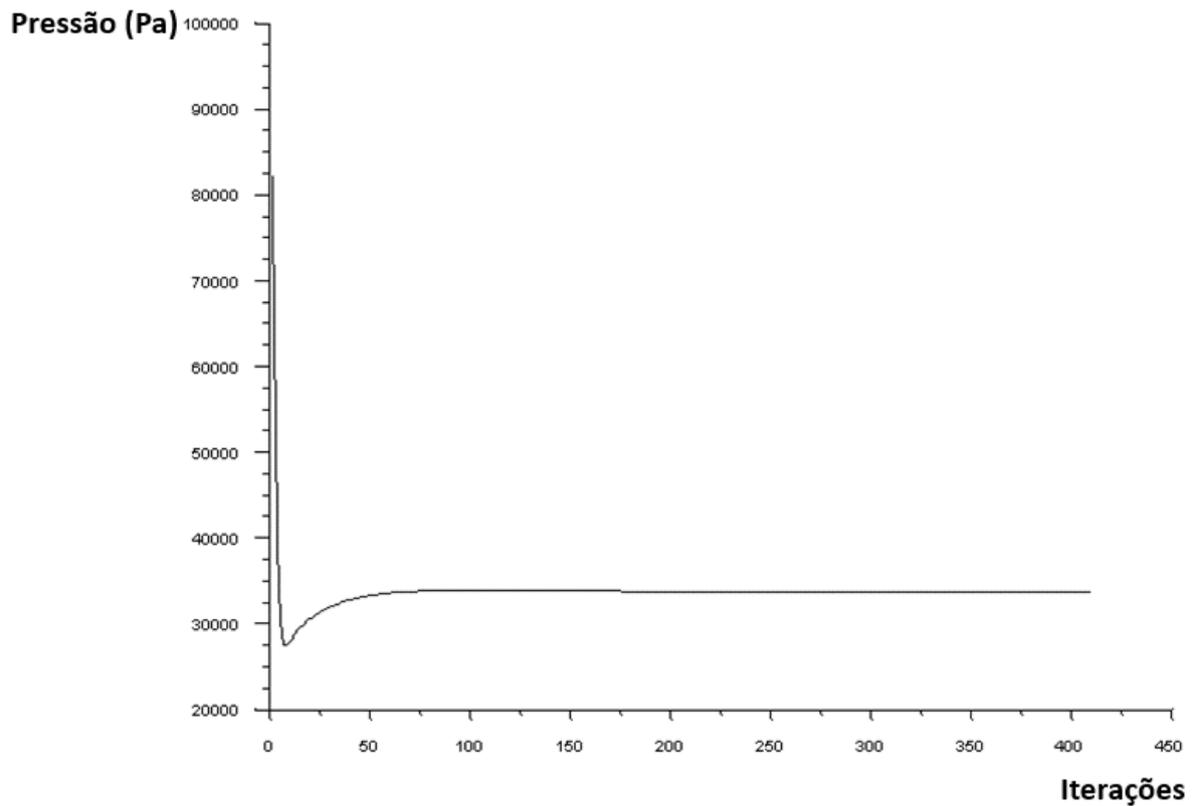


FIGURA 4.11 - Verificação de convergência da simulação com muco mimetizado para vazão de 14,2 mg/s

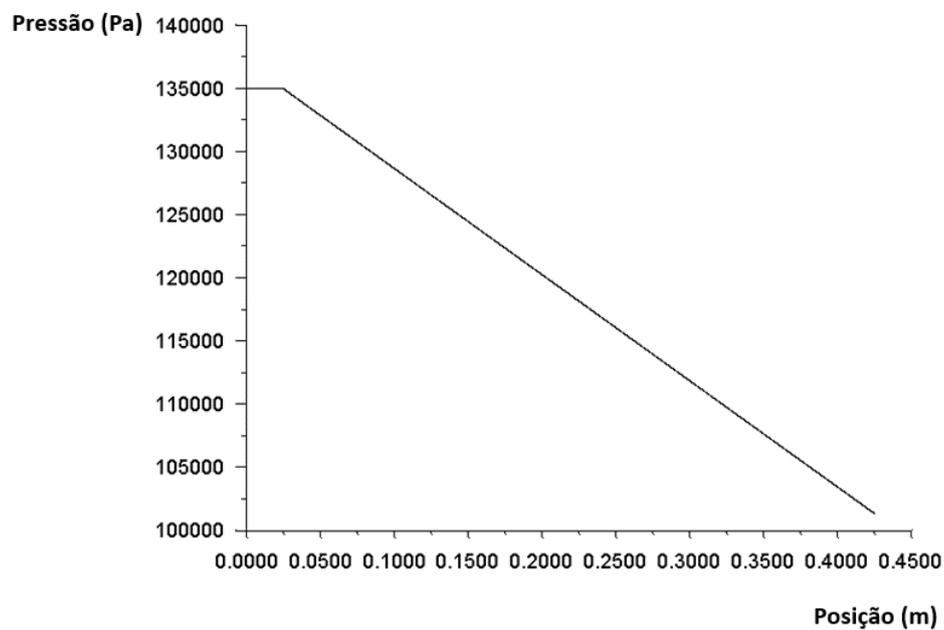


FIGURA 4.12 - Distribuição de pressão ao longo do eixo de simetria - simulação com muco mimetizado para vazão de 14,2 mg/s.

As FIGURAS 4.12 a 4.15 apresentam a distribuição de tensões elásticas obtidas por meio de função definida pelo usuário. Elas são semelhantes qualitativamente às FIGURAS 4.5 a 4.7, descritas no item 4.1.1.

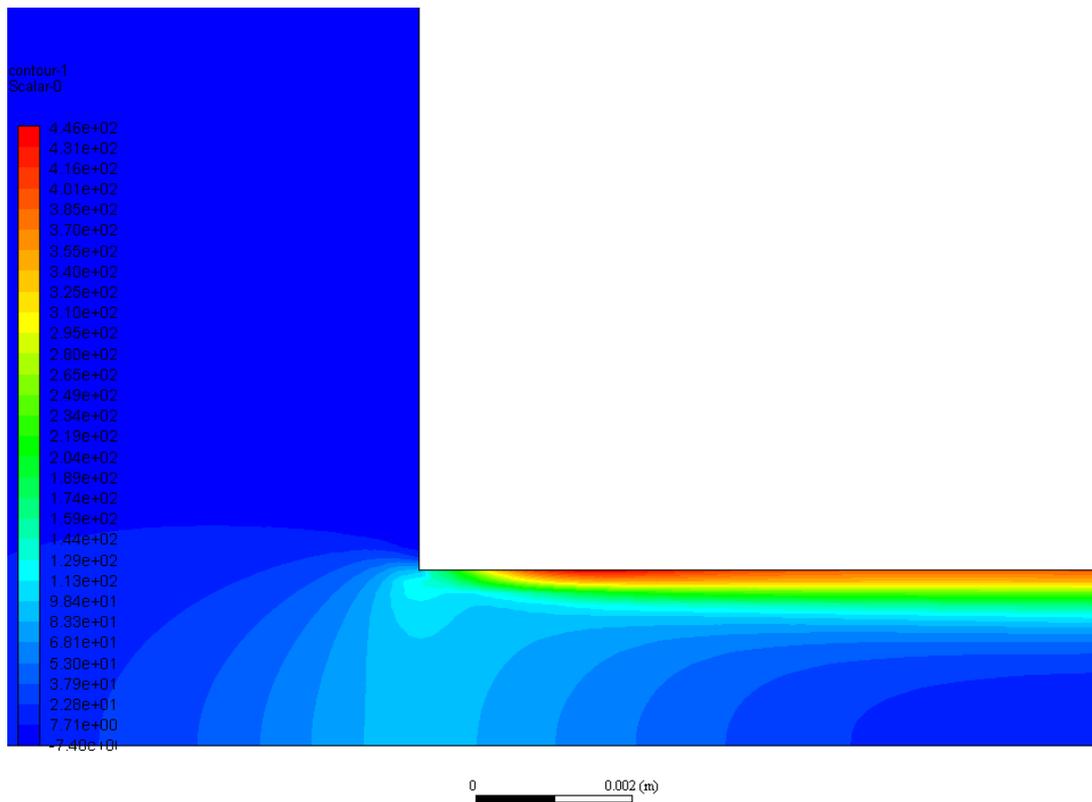


FIGURA 4.13 - Distribuição de tensões elásticas τ_{xx} - simulação com muco vazão de 14,2 mg/s.

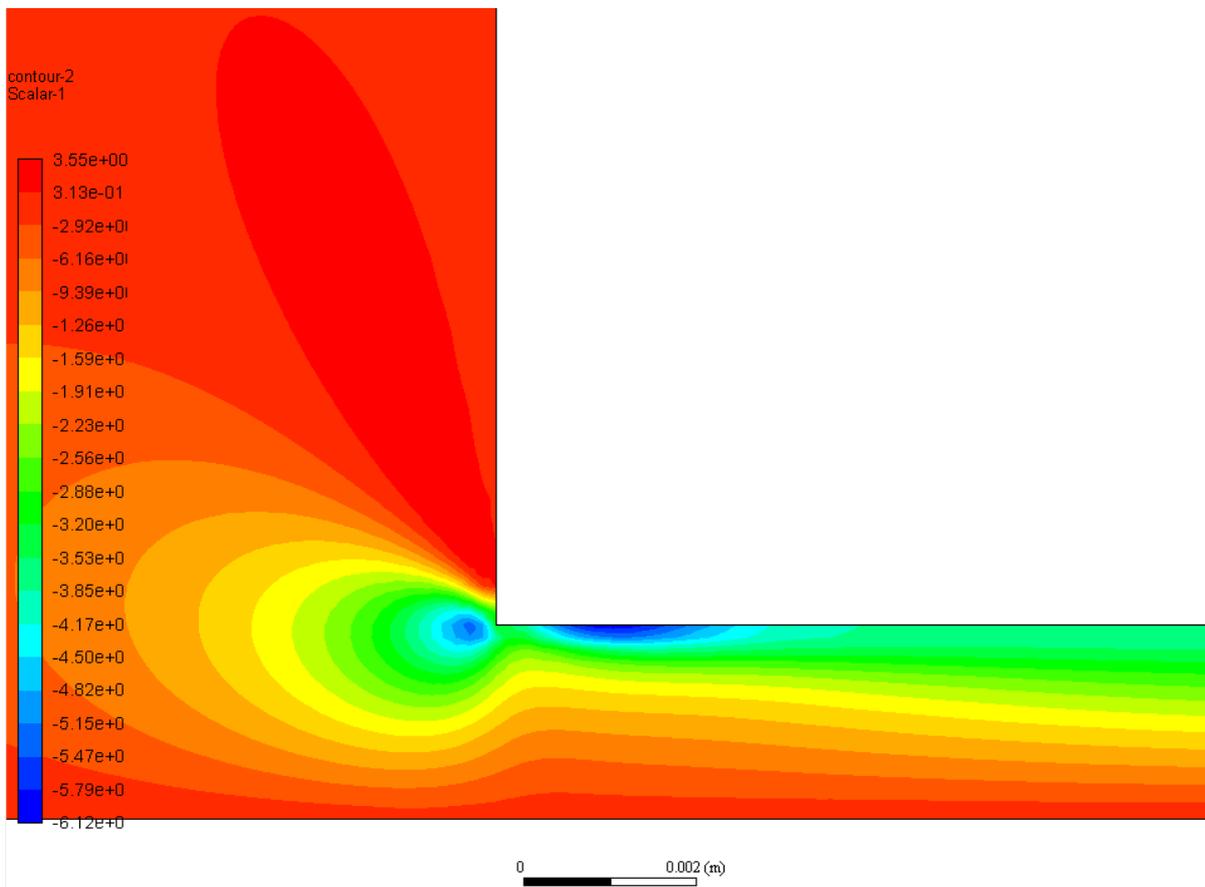


FIGURA 4.14- Distribuição de tensões elásticas τ_{xy} - simulação com muco vazão de 14,2 mg/s.

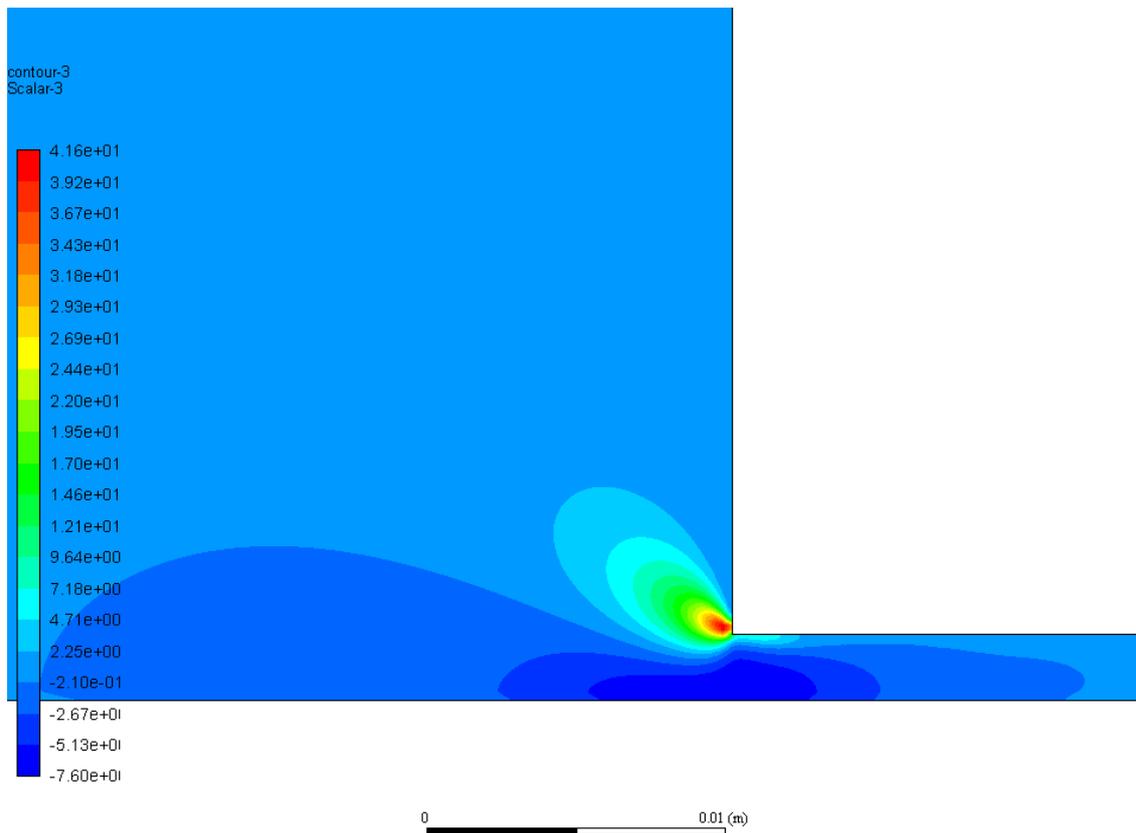


FIGURA 4.15 - Distribuição de tensões elásticas τ_{yy} - simulação com muco vazão de 14,2 mg/s.

4.1.3 Resultados para vazão de 27,1 mg/s

Após ajuste dos coeficientes de sub-relaxação, a convergência foi alcançada em 1161 iterações. Apesar da carga computacional ter sido aproximadamente três vezes maior que para a simulação anterior, a convergência foi alcançada sem necessidade de intervenções no decorrer da solução. Pode-se verificar a convergência nas FIGURAS 4.16 e 4.17.

Foi utilizado coeficientes de sub-relaxação de 0,2 para as UDS e coeficientes explícitos de relaxação de 0,5 para momento e de pressão.

A FIGURA 4.18 mostra que a perda de carga distribuída continua sendo predominante no diferencial de pressão total.

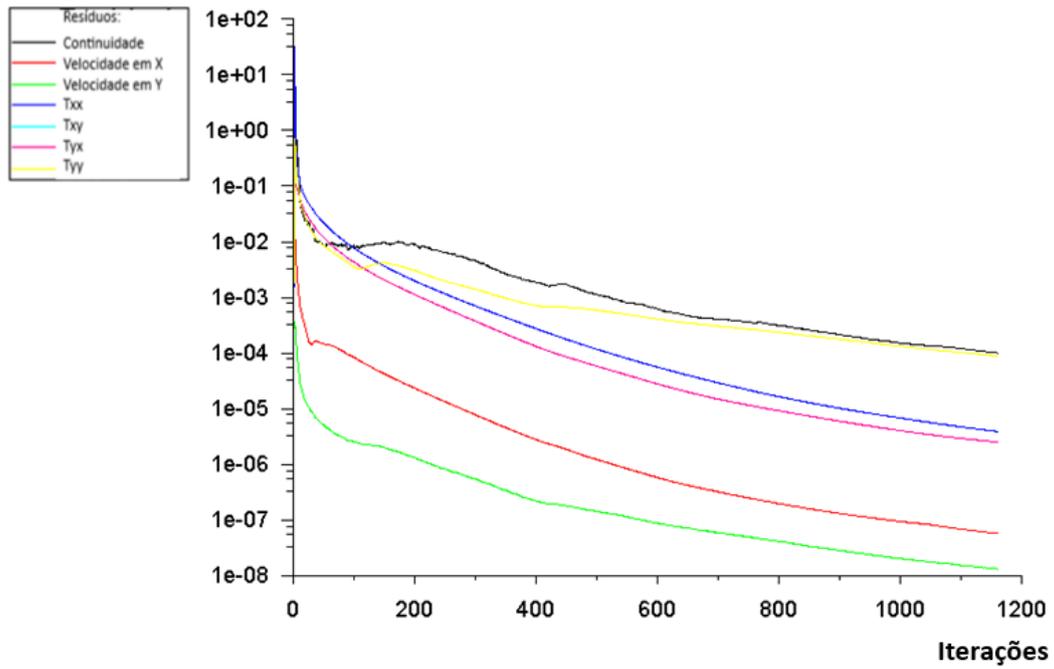


FIGURA 4.16 - Resíduos da simulação com muco mimetizado para vazão de 27,1 mg/s

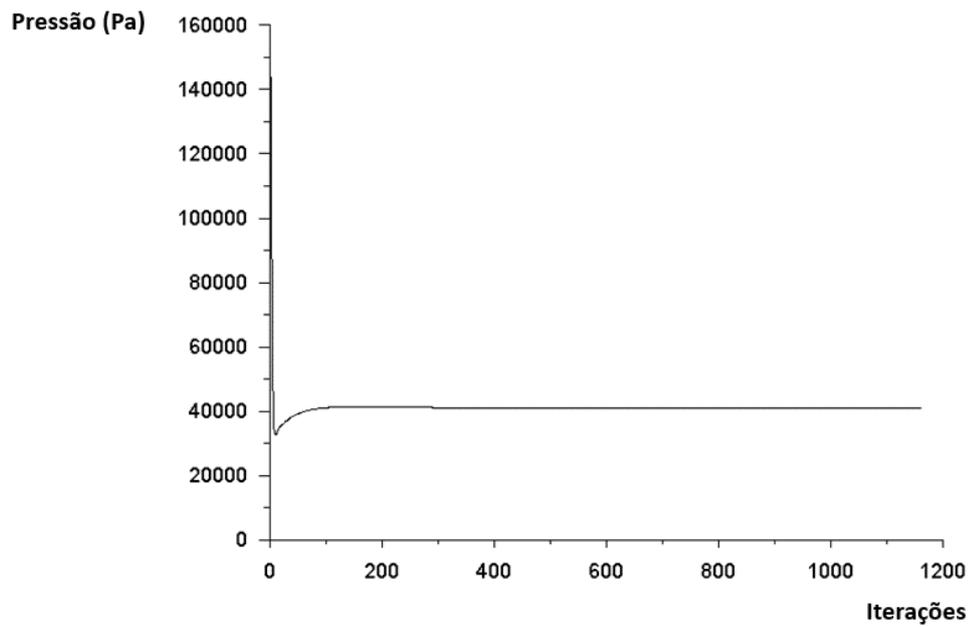


FIGURA 4.17 - Verificação de convergência da simulação com muco mimetizado para vazão de 27,1 mg/s

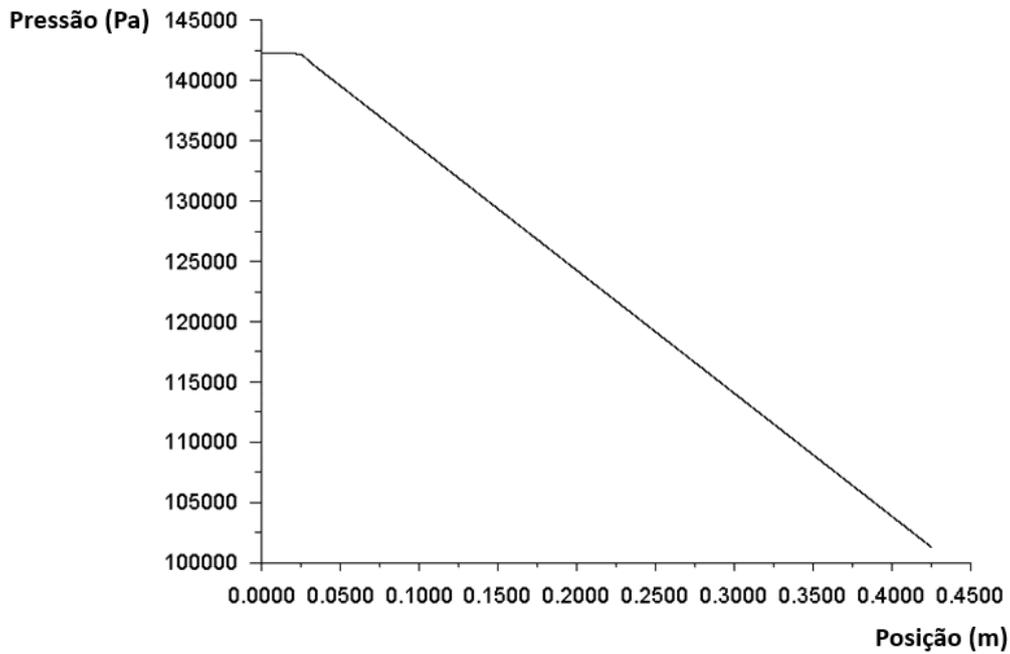


FIGURA 4.18 - Distribuição de pressão ao longo do eixo de simetria - simulação para vazão de 27,1 mg/s.

As FIGURAS 4.19 a 4.21 apresentam a distribuição de tensões elásticas obtidas por meio de função definida pelo usuário. Elas são semelhantes qualitativamente às FIGURAS 4.5 a 4.7, descritas no item 4.1.1.

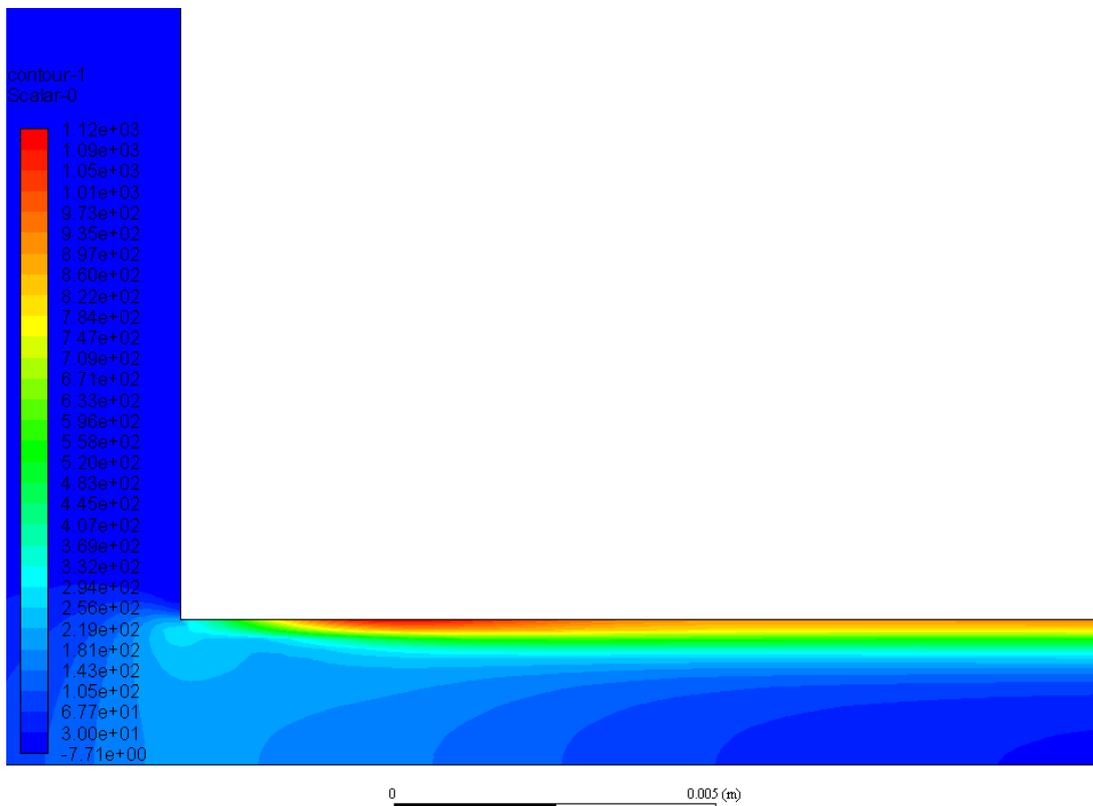


FIGURA 4.19 - Distribuição de tensões elásticas τ_{xx} - simulação com muco vazão de 27,1 mg/s.

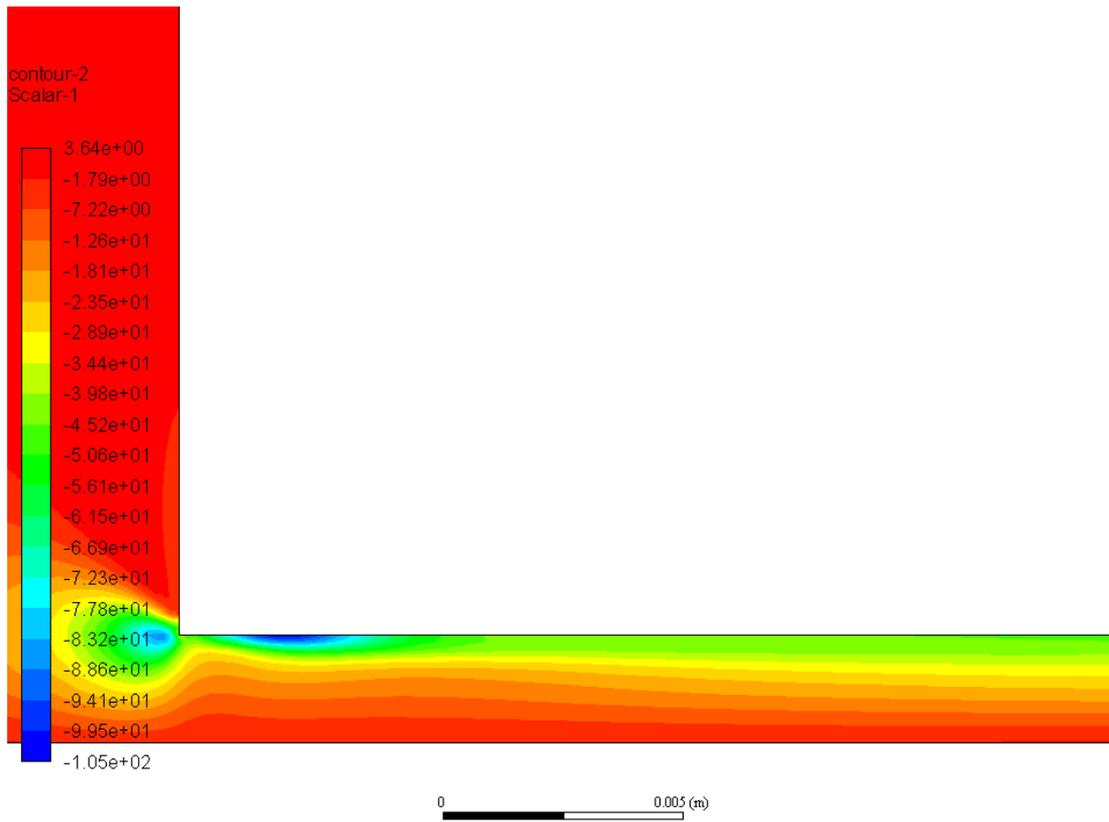


FIGURA 4.20- Distribuição de tensões elásticas τ_{xy} - simulação com muco vazão de 27,1 mg/s.

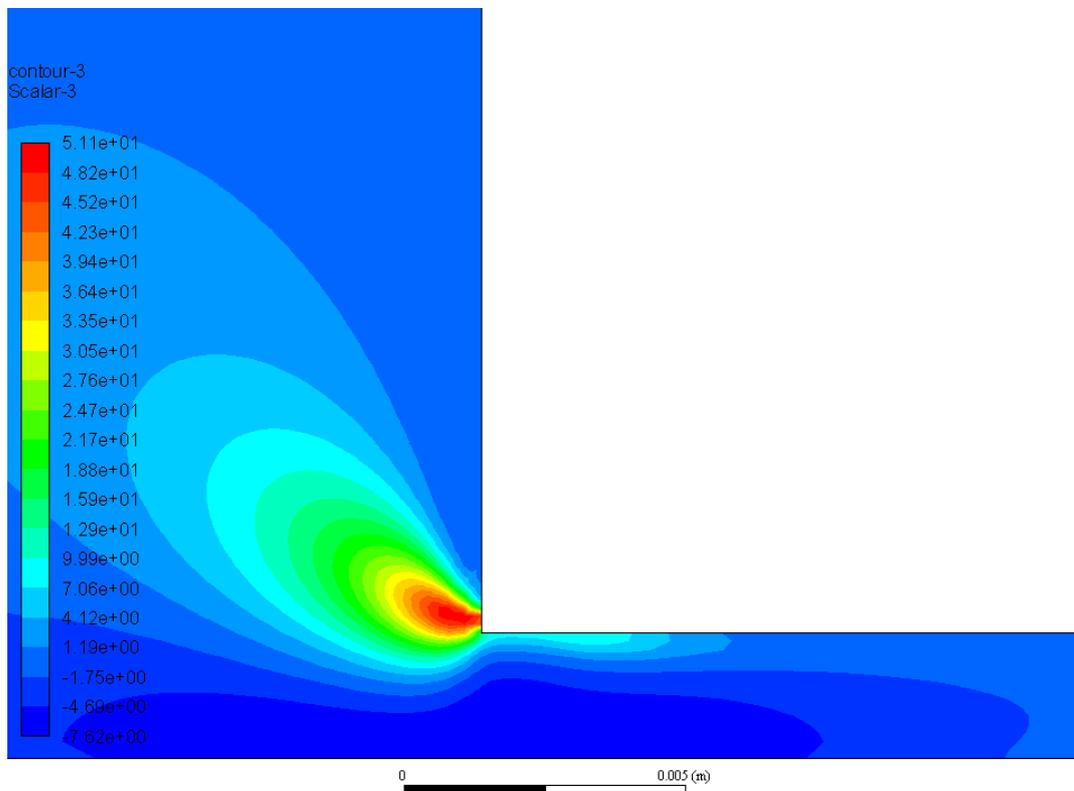


FIGURA 4.21 - Distribuição de tensões elásticas τ_{yy} - simulação com muco vazão de 27,1 mg/s.

4.1.4 Resultados para vazão de 71,6 mg/s

A simulação com vazão de 71,6 mg/s apresentou grande dificuldade de convergência. Foi necessário manipular constantemente os coeficientes de relaxação, reduzindo-os para valores extremamente baixos no início da simulação e posteriormente aumentando-os gradativamente. Também foi necessário utilizar a simulação com 27,1 mg/s como ponto de partida. Como mostrado nas FIGURAS 4.22 e 4.23, foram necessárias 11.608 iterações, manipulações constantes nos coeficientes de sub-relaxação e análise comparativa entre os resíduos encontrados e a estabilidade do diferencial de pressão. Veja que, próximo à iteração de número 9700, o software declarou convergência com resíduo de 10^{-4} RMS, entretanto o gráfico do diferencial de pressão nos mostra que a solução ainda variava de forma expressiva.

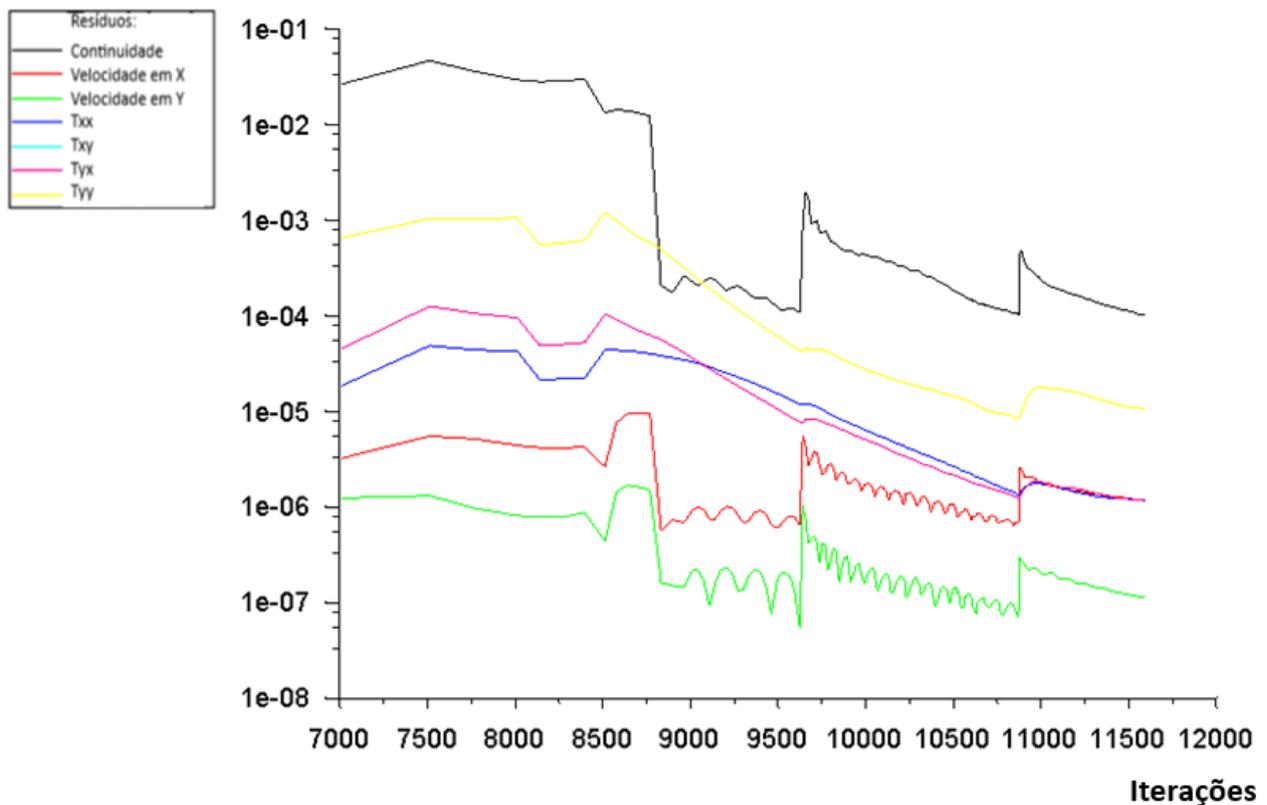


FIGURA 4.22 - Resíduos da simulação com muco mimetizado para vazão de 71,6 mg/s

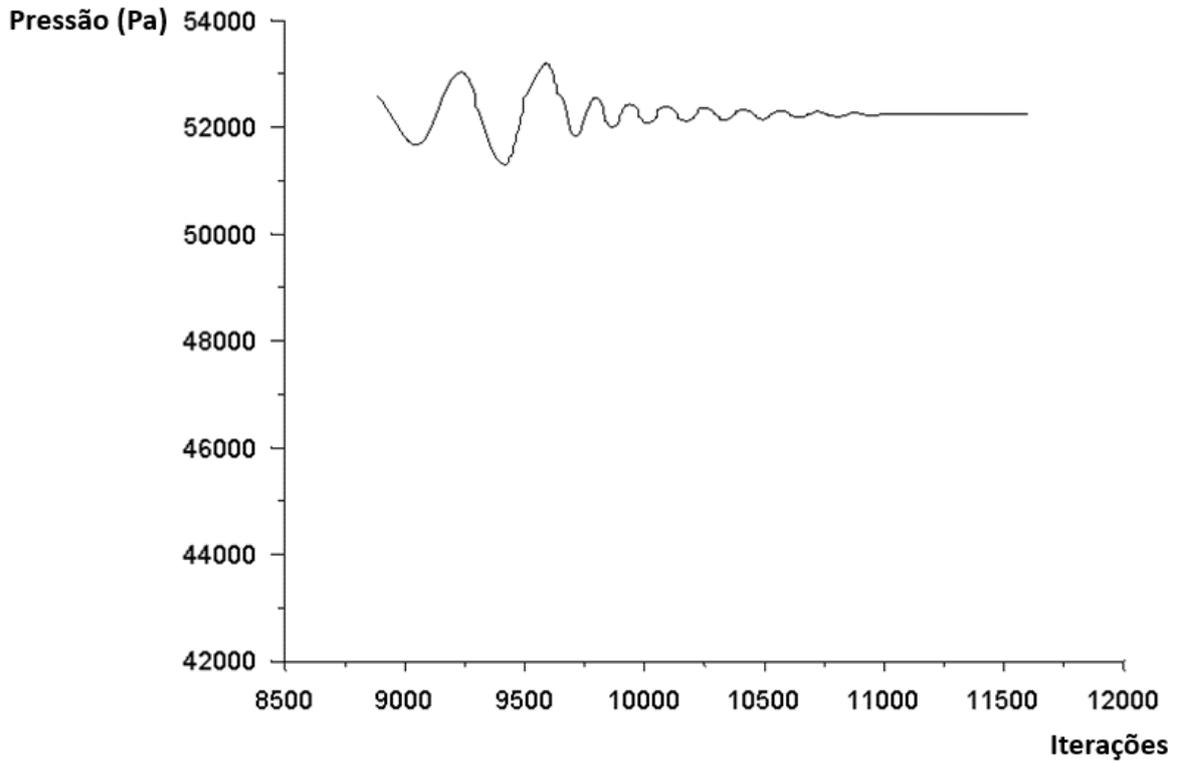


FIGURA 4.23 - Distribuição de pressão ao longo do eixo de simetria - simulação para vazão de 71,6 mg/s.

Interessante observar na FIGURA 4.24 um leve aumento na pressão absoluta na região subsequente à contração. Isto pode ter como causa o alívio das tensões elásticas presentes na região do reservatório.

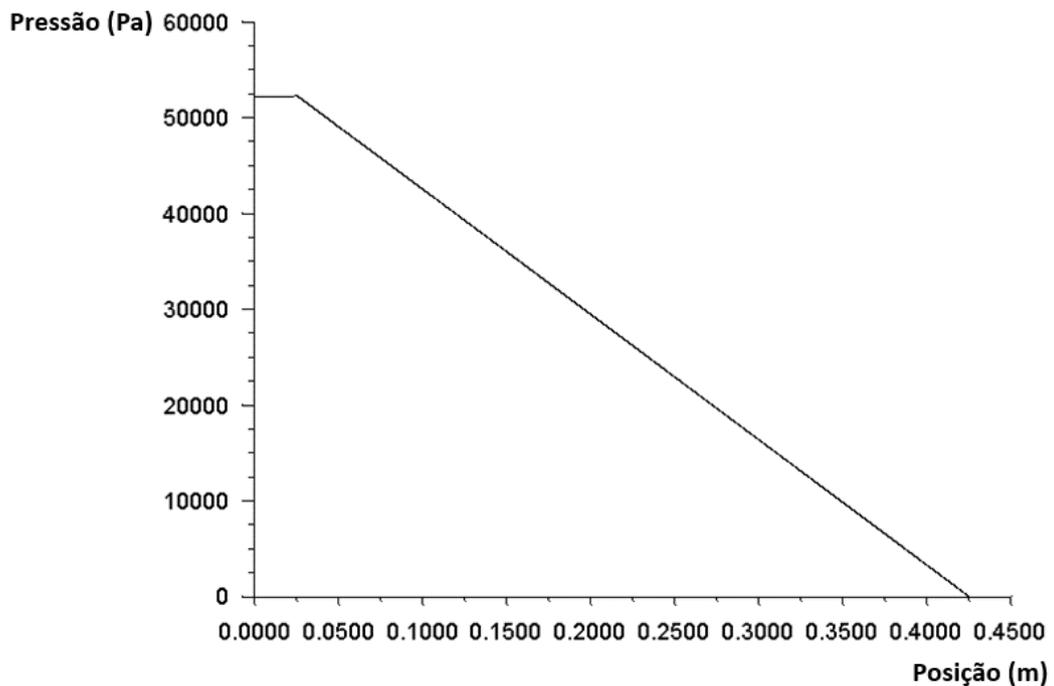


FIGURA 4.24 - Distribuição de pressão ao longo do eixo de simetria - simulação para vazão de 71,6 mg/s.

As FIGURAS 4.25 a 4.27 mostram que as tensões elásticas apresentam valores significativamente maiores que nas simulações anteriores, entretanto continuam semelhantes qualitativamente às FIGURAS 4.5 a 4.7, descritas no item 4.1.1.

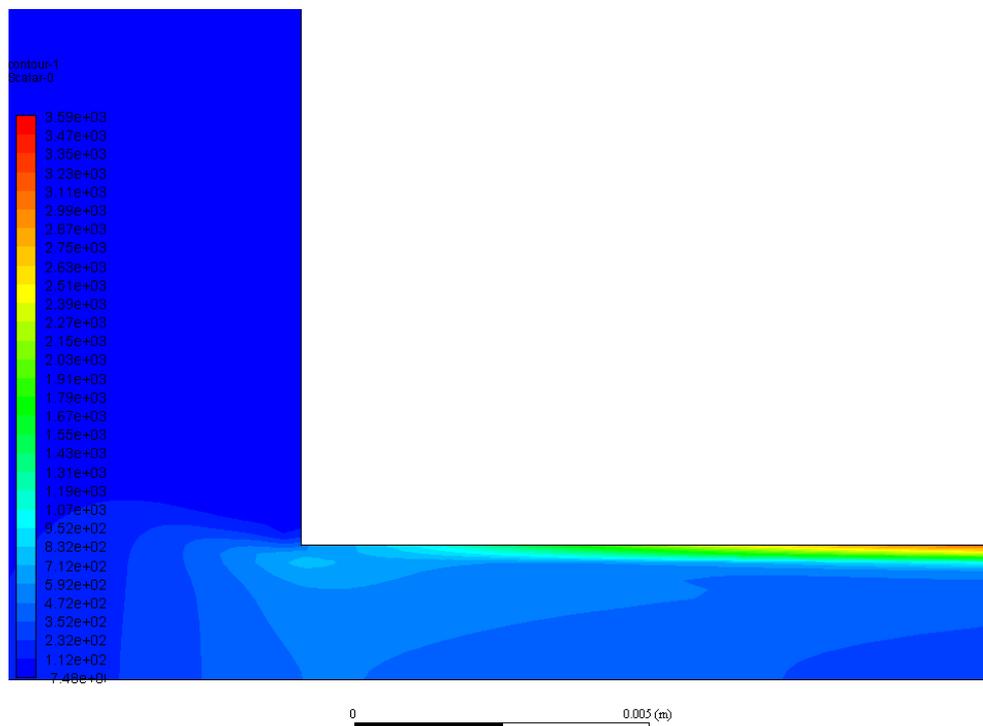


FIGURA 4.25 - Distribuição de tensões elásticas τ_{xx} - simulação com muco vazão de 71,6 mg/s.

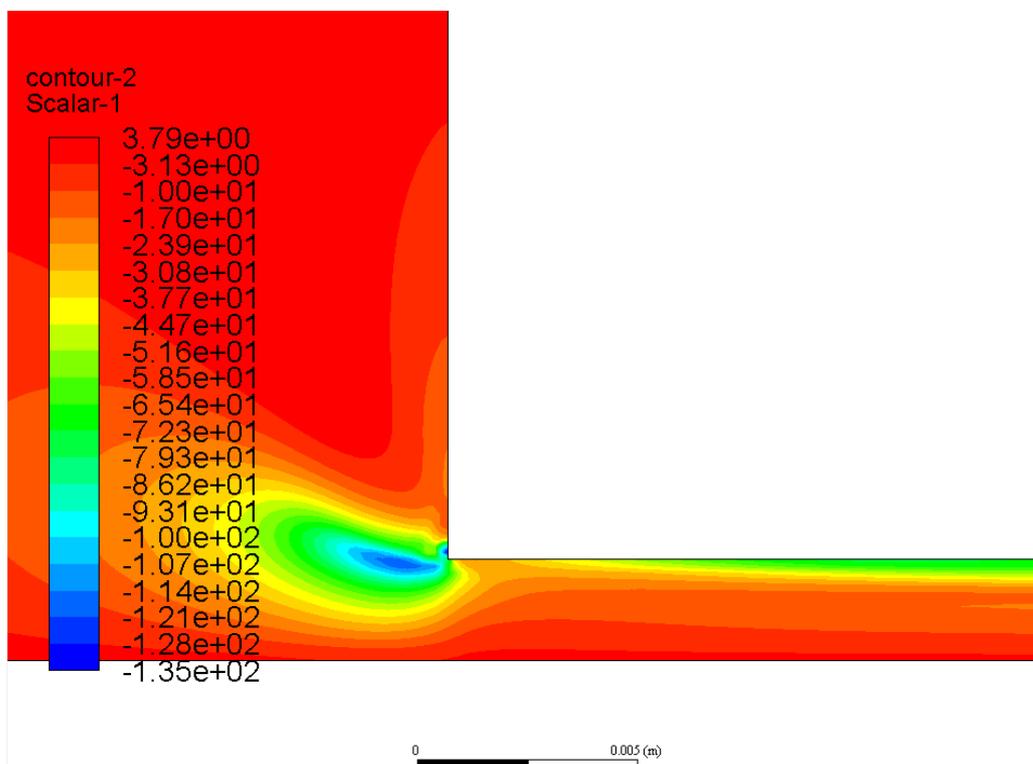


FIGURA 4.26 - Distribuição de tensões elásticas τ_{xy} - simulação com muco vazão de 71,6 mg/s.

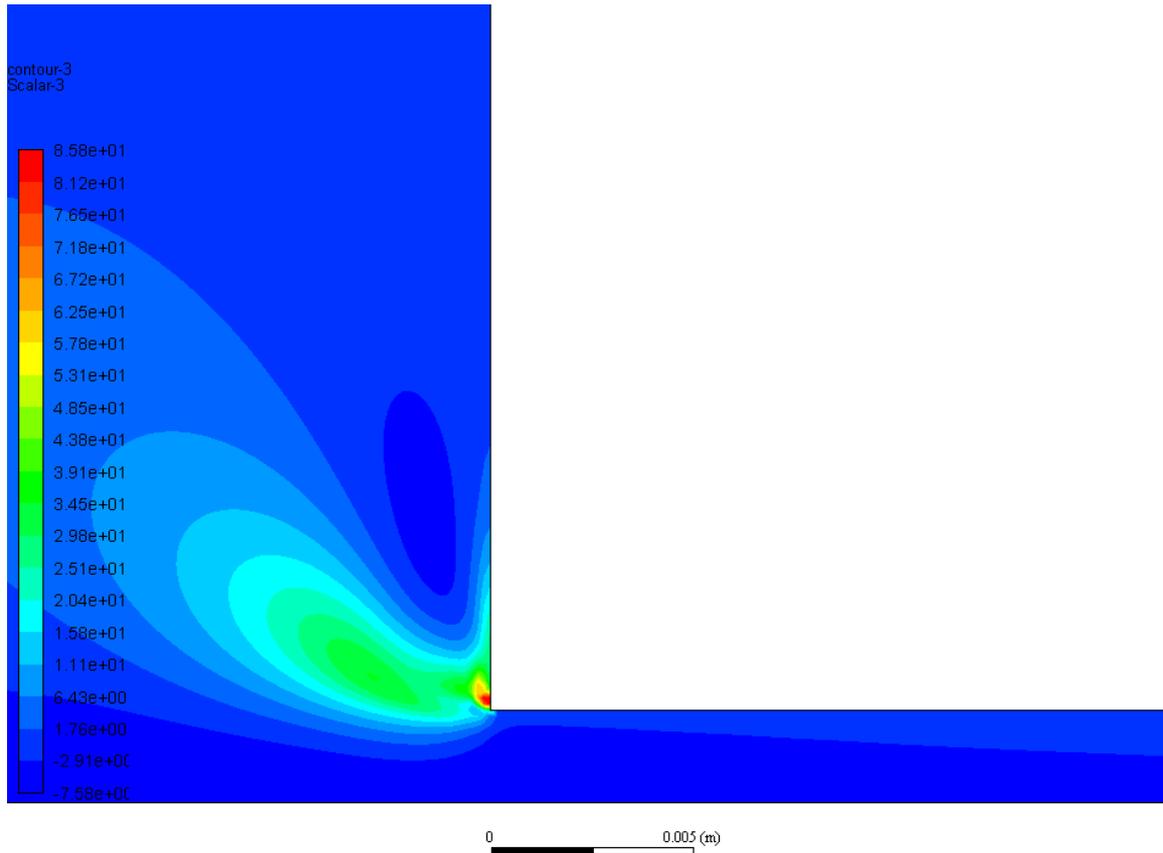


FIGURA 4.27 - Distribuição de tensões elásticas τ_{yy} - simulação com muco vazão de $71,6$ mg/s.

4.2 Resultados dos cálculos analíticos

Os cálculos analíticos ajudarão a verificar os resultados obtidos nas simulações sem o emprego da viscoelasticidade.

Foram utilizadas as mesmas vazões e dimensões da sonda empregadas nas simulações, convertidas para unidades apropriadas e lançadas na Eq. 3.27. A viscosidade foi interpolada linearmente utilizando a tabela disponível em ANEXO.

$$\Delta P = \frac{8\mu LQ}{\pi R^4} \quad (3.27)$$

Os resultados estão disponíveis na TABELA 4.2.

TABELA 4.2 - Sumário dos resultados obtidos nos cálculos analíticos

	Cálculo 1	Cálculo 2	Cálculo 3	Cálculo 4
Vazão (mg/s)	4,6	14,2	27,1	71,6
Número de Reynolds	0,000164	0,000976	0,002880	0,014896
Taxa de Cisalhamento (1/s)	1,93	5,93	11,32	29,94
Viscosidade (Pa.s)	12,38	6,38	4,13	2,11
Pressão diferencial (Pa)	13.220	20.865	25.767	34.848
Pressão diferencial (mmHg)	99,2	156,5	193,3	261,4

4.3 Comparação de resultados

As simulações computacionais com o emprego do modelo viscoelástico de Oldroyd-B apresentaram excelente aproximação dos testes de bancada com diferenças inferiores a 2,5%. A TABELA 4.3 e o GRÁFICO 4.2 resumem os resultados encontrados.

TABELA 4.3 – Sumário dos diferenciais de pressão obtidos nas simulações numéricas com o emprego do modelo Viscoelástico de Oldroyd-B.

	Simulação 1	Simulação 2	Simulação 3	Simulação 4
Vazão (mg/s)	4,6	14,2	27,1	71,6
Pressão diferencial (Pa)	21.845	33.684	40.923	52.245
Pressão diferencial (mmHg)	163,9	252,7	307,0	391,9
Referência Testes de bancada (mmHg)	160,0	250,0	300,0	400,0
Diferença entre simulações e testes de bancada	2,4%	1,1%	2,3%	-2,0%

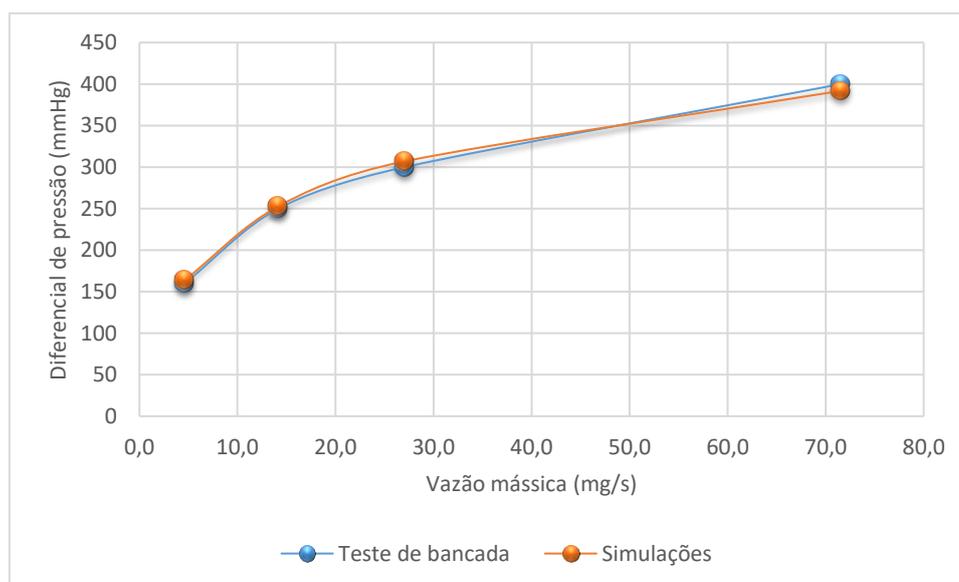


GRÁFICO 4.2 – Comparação dos resultados obtidos nos testes de bancada e simulações com modelagem da viscoelasticidade

Importante salientar que os resultados apresentados na TABELA 4.2 e no GRÁFICO 4.2 apenas obtiveram boa aproximação devido à modelagem dos efeitos viscoelásticos. Para elucidar a influência deste modelo, a TABELA 4.3 compara os resultados das simulações com e sem a UDF responsável pela modelagem dos efeitos viscoelásticos.

TABELA 4.4 – Comparação entre simulações com e sem modelagem da viscoelasticidade

	Simulação 1	Simulação 2	Simulação 3	Simulação 4
Vazão (mg/s)	4,6	14,2	27,1	71,6
Pressão diferencial com UDF (Pa)	21.845	33.684	40.923	52.245
Pressão diferencial com UDF (mmHg)	163,9	252,7	307,0	391,9
Pressão diferencial sem UDF (Pa)	14.566	22.557	27.457	35.352
Pressão diferencial sem UDF (mmHg)	109,3	169,2	205,9	265,2
Diferença percentual entre resultados	33,3%	33,0%	32,9%	32,3%

A modelagem dos efeitos viscoelásticos não afeta apenas o diferencial de pressão, mas também as linhas de corrente e perfis de velocidade.

As FIGURAS 4.28 e 4.29 mostram as diferenças entre as linhas de corrente nas simulações com e sem modelagem do efeito viscoelástico. Percebe-se que ao se utilizar o modelo viscoelástico, há uma grande região com baixas velocidades. Interessante comparar este efeito com a distribuição de tensões elásticas τ_{yy} apresentada na FIGURA 4.27, onde mostra que nesta região há alta tensão elástica.

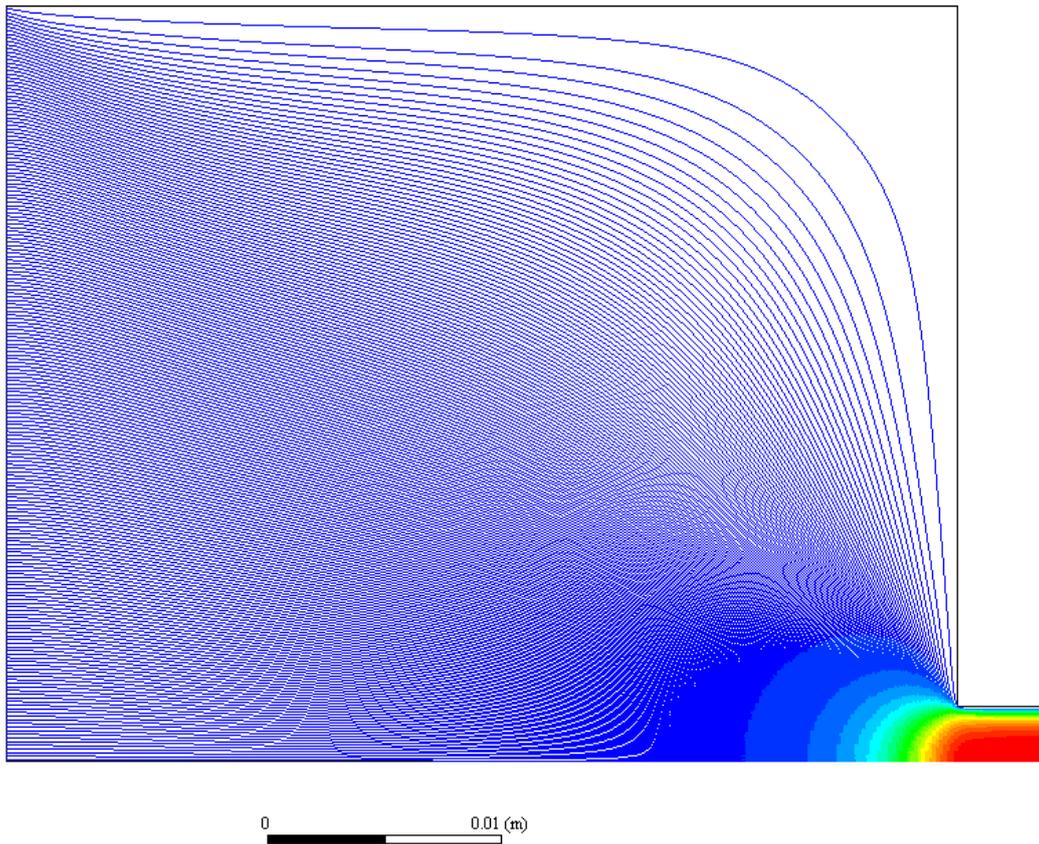


FIGURA 4.28 – Linhas de corrente – Simulação **sem** efeito viscoelástico – 71.6 mg/s

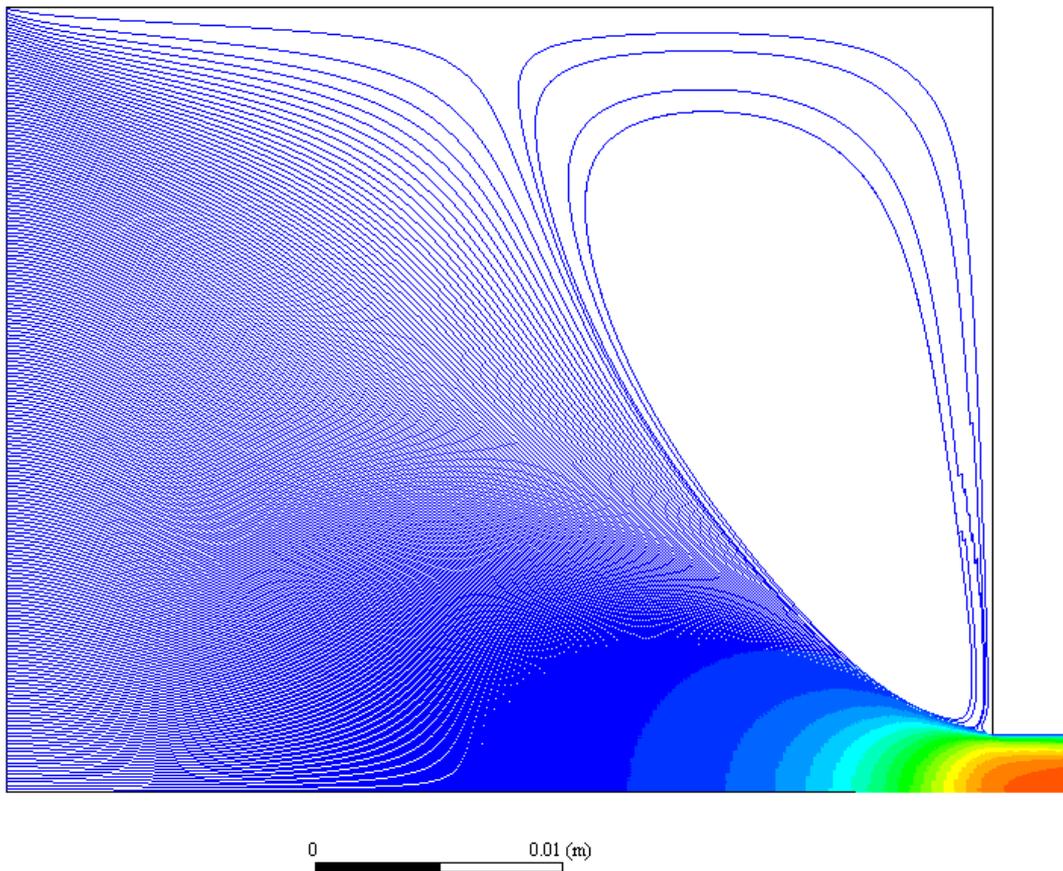


FIGURA 4.29 - Linhas de corrente – Simulação **com** efeito viscoelástico – 71.6 mg/s

O GRÁFICO 4.3 mostra que há uma pequena diferença nos perfis de velocidade entre simulações com e sem emprego do modelo de viscoelasticidade. Interessante notar que ao se utilizar o se utilizar o modelo viscoelástico, a velocidade de corrente livre diminui ligeiramente.

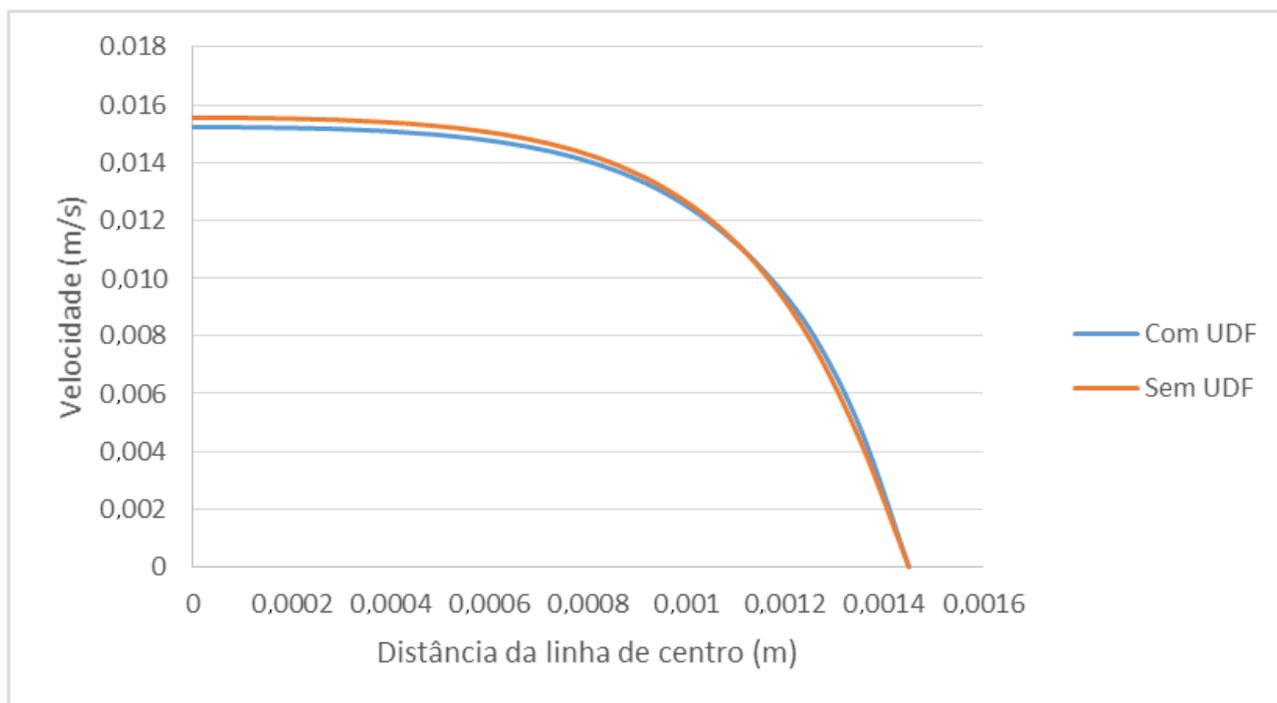


GRÁFICO 4.3 – Comparação entre perfis de velocidade. Simulações com e sem UDF – Vazão 71.6 mg/s.

Os cálculos analíticos e as simulações sem emprego da UDF apresentaram resultados convergentes, conforme exibido na TABELA 4.5. Uma hipótese para a redução da diferença percentual entre resultados quando a vazão aumenta é que ao se aumentar a taxa de cisalhamento, os erros relacionados ao cálculo da viscosidade são reduzidos, uma vez que, de acordo com GRÁFICO 2.5, a viscosidade se torna menos sensível à variação da taxa de cisalhamento após 10 1/s.

TABELA 4.5 - Comparação entre resultados das simulações sem efeito viscoelástico com cálculo analítico

	1	2	3	4
Vazão (mg/s)	4,6	14,2	27,1	71,6
ΔP - Cálculo Analítico (Pa)	13.220	20.865	25.767	34.848
ΔP - Cálculo Analítico (mmHg)	99,2	156,5	193,3	261,4
ΔP – Simulação sem UDF (Pa)	14566	22557	27457	35352
ΔP - Simulação sem UDF (mmHg)	109,3	169,2	205,9	265,2
Diferença percentual entre resultados	10,2%	8,1%	6,5%	1,5%

A TABELA 4.6 e o GRÁFICO 4.3 comparam todos os resultados obtidos neste trabalho. É possível verificar que a viscoelasticidade do fluido é um fator que muito influencia no diferencial de pressão da sonda, logo afeta a taxa de remoção de muco.

TABELA 4.6 – Comparação geral de resultados

Vazão (mg/s)	4,6	14,2	27,1	71,6
ΔP Testes em bancada (mmHg)	160,0	250,0	300,0	400,0
ΔP Simulações com efeito viscoelástico (mmHg)	163,9	252,7	307,0	391,9
ΔP Simulações sem efeito viscoelástico (mmHg)	109,3	169,2	205,9	265,2
ΔP Cálculo analítico sem efeito viscoelástico (mmHg)	99,2	156,5	193,3	261,4

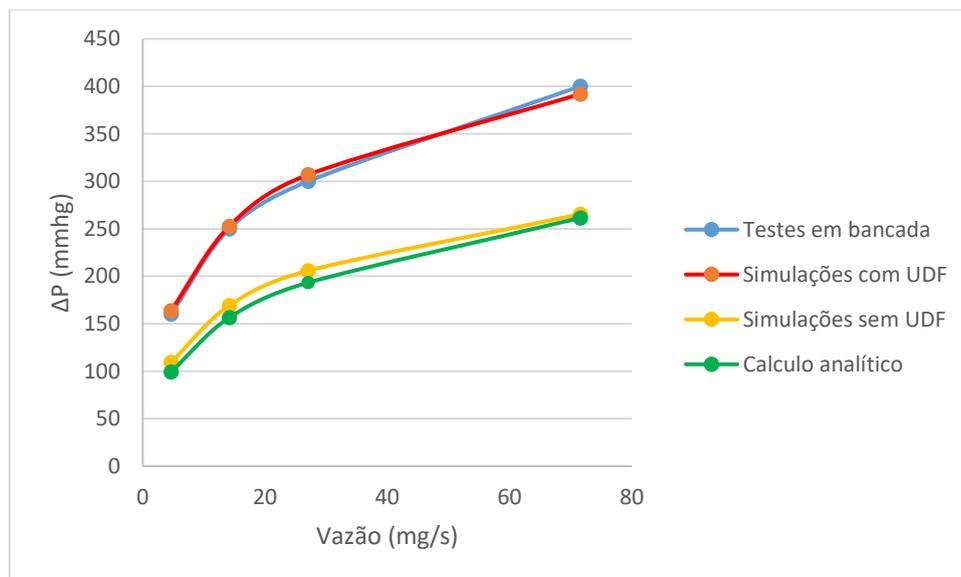


GRÁFICO 4.3 – Comparação geral de resultados

5 CONCLUSÕES

Este estudo buscou uma metodologia para simular o comportamento de secreções pulmonares e permitir melhor avaliação de desempenho de cateteres de sucção.

O desempenho de sucção de uma sonda Markmed 12FR foi estudado com uma solução mimetizadora de secreção pulmonar, composta por polietilenoglicol em concentração de 2% p/p, por meio de procedimentos analíticos, computacionais e experimentais, obtendo-se bons resultados ao levar em consideração não somente os efeitos viscosos mas também os viscoelásticos.

Uma Função Definida pelo Usuário (UDF) foi implementada no programa ANSYS FLUENT 18.0, para incluir o modelo viscoelástico de Oldroyd-B.

Os cálculos analíticos e simulações computacionais sem o auxílio da UDF apresentaram resultados semelhantes, enquanto o mesmo ocorreu para as simulações com UDF e testes de bancada. A UDF,

portanto, foi capaz de melhorar a simulação numérica tanto de modo quantitativo quanto qualitativo.

Importante mencionar que, durante o teste de bancada, não foi obtida vazão de muco mimetizado significativa com diferenciais de pressão inferiores a 160 mmHg. Apesar de a AARC recomendar limite de 150 mmHg, apenas com pressão de 300 mmHg foi possível obter taxa considerável: 27,1 mg/s. Dada uma duração do procedimento de aspiração de 15 s, repetida em três sessões, seria removida 1,2 g de muco.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- AARC Clinical Practice Guidelines. Endotracheal Suctioning of Mechanically Ventilated Patients with Artificial Airways, EUA: 2010.
- ABULNAGA B.E. Slurry Systems Handbook: 1ed. EUA: 2002.
- ANSYS. Fluent UDF Manual. Release 15.0, 2013.
- ANSYS. Fluent User Guide. Release 15.0, 2013.
- MUNIZ, A.R., SECCI, A.R.; CARDOZO, N. S. M. Uma Nova Metodologia para a Simulação de Escoamentos de Fluidos Viscoelásticos. *Polímeros: Ciência e Tecnologia*. vol. 15, nº 1, p. 53-58, 2005.
- BERG, C. Viscoelastic entrance flow of Hydrolized Polyacrylamide (HPAAM), 2014. Dissertação de Mestrado – Telemark University College, Noruega.
- BIRD R.B.; ARMSTRONG R.C.; HASSAGER O. Dynamics of Polymeric Liquids, Volume 1. 2. ed. John Willey & Sons, 1987.
- BRANSON, R. D. Secretion management in the mechanically ventilated patient. *Respiratory care*. 2007, Vol. 52, n. 10, p. 1328-1347.
- COONEY D.O. Biomedical Engineering Principles: An introduction to Fluid, Heat, and Mass Transport Processes. Marcel Dekker inc.: New York, 1976.
- CORDEIRO, M.C.; MENOITA, L.; MATEUS, D. Limpeza das Vias aéreas: Conceitos, Técnicas e Princípios. *Journal of Aging and Inovation*, vol.1, ed. 5, 2012.
- DESHPANDE A.P. Techniques in oscillatory shear rheology. Indian Institute of Technology Madras, f.23.
- FOX R.W. Introdução à Mecânica dos Fluidos. 6. ed. Rio de Janeiro, LTC Editora, 2006.
- GLYCERINE PRODUCERS' ASSOCIATION. Physical Properties of Glycerine and Its Solutions, 1963.
- LAS-CASAS, M.S. Desenvolvimento de um novo aspirador de secreção pulmonar com oxigenação e umidificação. Tese de Doutorado, Universidade Federal de Minas Gerais, 2018.

- LIAN R. J.; TAO J. Simulation of the 3D viscoelastic free surface flow by a parallel corrected particle scheme. *Chinese Physics B*, 25(2): 2016.
- MACHADO M.G.R. Bases da Fisioterapia Respiratória: Terapia Intensiva e Reabilitação, Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2015.
- MALALASEKERA W.; VERSTEEG H.K.; An Introduction to Computational Fluid Dynamics: The Finite Volume Method. 2.ed. Pearson Prentice Hall, 2007
- MORROW, B. M., FUTTER, M. J. e ARGENT, A. C. Endotracheal suctioning: from principles to practice. *Intensive care medicine*. 2004, Vol. 30, n. 6, p. 1167-1174.
- NETTER F. H. Coleções Netter de Ilustrações Médicas. Vol. 3 Sistema Respiratório, 2^a ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2014.
- OWENS R. G. PHILLIPS T. N., Computational rheology. Londres: Imperial College Press, 2002.
- PANTON R. L. Incompressible Flow. 3. ed. John Willey & Sons, 2005.
- ROCCO, P. R. M.; ZIN, W. A. Fisiologia respiratória aplicada. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2009.
- ROYLANCE D. Engineering Viscoelasticity Lecture Notes, Massachusetts Institute of Technology, Cambridge, 2001.
- POOLE, R. The Deborah and Weissenberg numbers. *The British Society of Rheology, Rheology Bulletin*. 53(2), 2002, pp 32-39
- SHAH, S. et al. An in vitro evaluation of the effectiveness of endotracheal suction catheters. *CHEST Journal*. n.5, 2005, Vol. 128, p. 3699-3704.
- SOLE, M. L.; BENNETT, M.; ASHWORTH, S. Clinical Indicators for Endotracheal Suctioning in Adult Patients Receiving Mechanical Ventilation. *American Journal of Critical Care*. Vol. 24, n. 4, p. 318-324, 2015.
- TRINDADE, S.H.K, et al. Métodos de estudo do transporte mucociliar, *Rev. Bras. Otorrinolaringologia*, 73 (5), p.704-712, 2007.
- VANNER, R. e BICK, E. Tracheal pressures during open suctioning. *Anaesthesia*. 2008, Vol. 63, n. 3, p. 313-315.

WHITE F.M. Viscous Fluid Flow. 3. ed. Rhode Island: Mc Graw Hill, 2006.

WOLLMAN D. Oldroyd Viscoelastic Model Lecture Notes, Portland State University, 2011.

**ANEXO – Teste de reologia de solução de polietilenoglicol em concentração de
2% em peso**

Testwork*	Testwork*	Power Law**	Testwork*	Power Law**	Power Law**	Cross**	Cross**
Shear Rate	Shear Stress	Shear Stress	Viscosity	Viscosity	Viscosity	Viscosity	Viscosity
1/s	Pa	Pa	Pa.s	Pa.s	Error	Pa.s	Error
0.0027	0.1	6.76	37.5	847.39	2160%	40.44	8%
0.0033	0.1259	2.42	38.64	248.02	542%	40.36	4%
0.0038	0.1585	2.55	41.34	222.59	438%	40.28	3%
0.0049	0.1995	2.77	40.51	188.36	365%	40.14	1%
0.0061	0.2512	2.99	40.93	162.72	298%	39.99	2%
0.0079	0.3162	3.26	39.78	136.98	244%	39.78	0%
0.0101	0.3981	3.52	39.63	117.18	196%	39.55	0%
0.0127	0.5012	3.81	39.47	100.28	154%	39.28	0%
0.0162	0.631	4.13	39.04	85.42	119%	38.94	0%
0.0205	0.7943	4.47	38.84	73.03	88%	38.56	1%
0.0258	1	4.83	38.72	62.52	61%	38.10	2%
0.0327	1.259	5.23	38.49	53.42	39%	37.56	2%
0.0414	1.585	5.65	38.29	45.68	19%	36.93	4%
0.0531	1.995	6.15	37.56	38.68	3%	36.15	4%
0.0682	2.512	6.68	36.85	32.77	11%	35.24	4%
0.0882	3.162	7.28	35.84	27.60	23%	34.16	5%
0.1151	3.981	7.96	34.59	23.12	33%	32.87	5%
0.1522	5.012	8.74	32.92	19.20	42%	31.32	5%
0.2042	6.31	9.64	30.9	15.79	49%	29.49	5%
0.2805	7.943	10.72	28.32	12.78	55%	27.28	4%
0.39	10	12.00	25.44	10.21	60%	24.73	3%
0.57	12.59	13.58	22.14	7.98	64%	21.76	2%
0.86	15.85	15.58	18.46	6.07	67%	18.40	0%
1.36	19.95	18.16	14.7	4.48	70%	14.80	1%
2.30	25.12	21.65	10.94	3.15	71%	11.10	1%
4.21	31.62	26.53	7.504	2.11	72%	7.62	2%
8.55	39.81	33.61	4.655	1.31	72%	4.70	1%
19.42	50.12	44.22	2.581	0.76	70%	2.58	0%
47.18	63.09	59.50	1.337	0.42	68%	1.31	2%
106.60	79.42	78.15	0.7453	0.25	67%	0.69	7%
231.10	99.98	101.23	0.4326	0.15	66%	0.38	13%
466.90	125.8	128.07	0.2696	0.09	66%	0.22	20%
906.50	158.4	159.88	0.1748	0.06	66%	0.13	27%

Fonte: *Las Casas (2019), ** autoria própria