



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

IGOR MARTINI FLORENCIO, RUDOLF HUEBNER

Universidade Federal de Minas Gerais

Departamento de Engenharia Mecânica

Av. Pres. Antônio Carlos, 6627, 31270-901, Pampulha, Belo Horizonte, MG, Brasil

(Recibido 8 de mayo de 2019, revisado 1 de agosto de 2019, para publicación 12 de noviembre de 2019)

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-chave – UDF, Ansys Fluent, Secreção Pulmonar, Viscoelasticidade, Oldroyd-B, Aspiração Endotraqueal, CFD, Via Aérea Artificial.

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 Machado (2015).

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 Machado (2015).

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. Las Casas (2018). 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 e no caso de equipamentos médicos, reduz a exposição dos pacientes à riscos e experiências clínicas.

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

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1. Cateteres de sucção

A geometria da sonda traqueal é de suma importância para o procedimento de higienização pulmonar. 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 da mucosa durante o procedimento. Usualmente são utilizadas sondas de Policloreto de vinila (PVC) flexível.

A American Association of Respiratory Care (AARC) recomenda que o diâmetro externo do cateter seja o menor possível, pois este parâmetro é mais influente na perda de volume pulmonar 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 fluidos.

Vanner *et al.* (2006) realizou um experimento para medir a pressão endotraqueal durante a aplicação de pressão negativa que mostrou que para relações de diâmetro recomendadas pela AARC (2010) a subpressão traqueal será inferior a 2 mmHg para adultos. Estes valores são insuficientes para causar colapso pulmonar dado uma curta duração do procedimento, causando apenas uma redução do volume pulmonar de 140 ml.

Vanner ainda recomenda 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 de diâmetros de 0,5.

2.2. 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) desenvolveu 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.

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%.

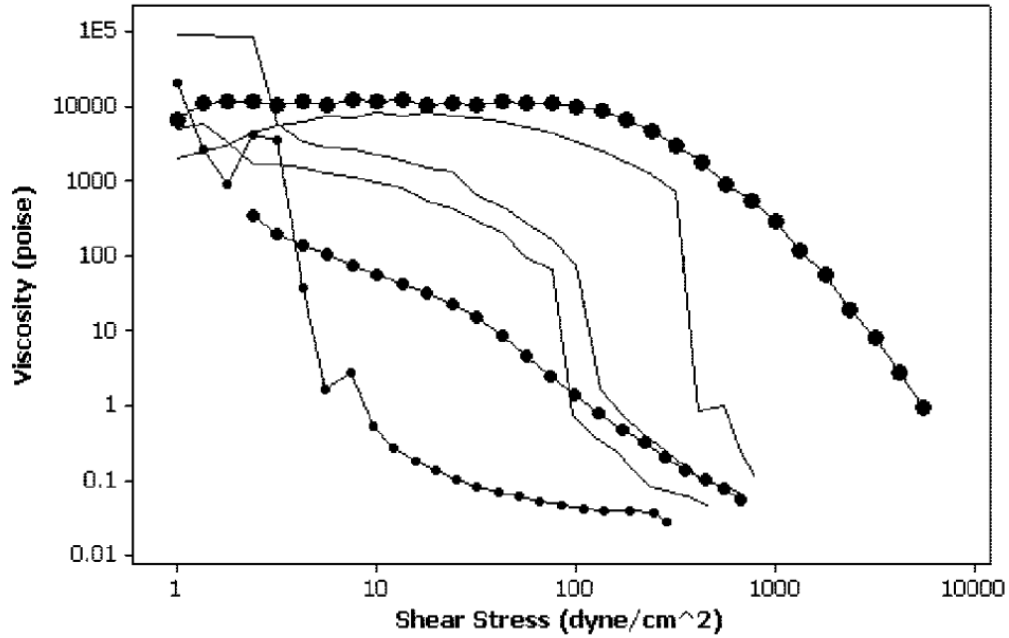


Fig. 1. Viscosidade contra tensão de cisalhamento para soluções de polietilenoglicol em concentrações de 0,5% (pequenos círculos), 1,5% (círculos intermediários) e 3% (círculos grandes), além de três amostras de escarro de pacientes com fibrose cística (linhas contínuas). Fonte: SHAH *et al.*

2.3. 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.

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \text{div}(\rho \vec{u}) = 0 \quad (1)$$

$$\frac{\partial \rho v}{\partial t} + \text{div}(\rho v \vec{u}) = -\frac{\partial P}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{xx}}{\partial x} \frac{\partial \tau_{yx}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{zx}}{\partial z} + S_x \quad (2)$$

$$\frac{\partial \rho u}{\partial t} + \text{div}(\rho u \vec{u}) = -\frac{\partial P}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial x} \frac{\partial \tau_{yy}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{zy}}{\partial z} + S_y \quad (3)$$

$$\frac{\partial \rho w}{\partial t} + \text{div}(\rho w \vec{u}) = -\frac{\partial P}{\partial z} + \frac{\partial \tau_{xz}}{\partial x} \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{zz}}{\partial z} + S_z \quad (4)$$

Onde 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), Malalasekera (2007), White (2006) e Panton (2005).

2.4. Modelo de Oldroyd-B

Uma alternativa para se modelar efeitos viscoelásticos é o modelo de Oldroyd, 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 (2002).

Este modelo é regido pela equação:

$$\tau + \lambda_1 \frac{\partial \tau}{\partial t} = \eta(\dot{\gamma} + \lambda_2 \frac{\partial \dot{\gamma}}{\partial t}) \quad (5)$$

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

$$\nabla_{\tau} = \frac{D\tau}{Dt} - \{(\nabla \mathbf{v})^T \cdot \tau + \tau(\nabla \mathbf{v})\} \quad (6)$$

Ou,

$$\nabla_{\tau} = \frac{\partial}{\partial t} \tau_{ij} + v_k \frac{\partial \tau_{ij}}{\partial x_k} - \tau_{kj} \frac{\partial v_i}{\partial x_k} - \tau_{ik} \frac{\partial v_j}{\partial x_k} \quad (7)$$

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

Podemos então descrever o chamado modelo de Oldroyd-B como:

$$\tau + \lambda_1 \nabla_{\tau} = \eta(\dot{\gamma} + \lambda_2 \nabla_{\dot{\gamma}}) \quad (8)$$

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 .

3. METODOLOGIA

Serão comparados resultados de testes em bancada com simulações numéricas e cálculos empíricos, de forma a avaliar a influência da viscoelasticidade do muco no desempenho de sucção do cateter.

As simulações numéricas do muco mimetizado utilizaram, por meio de uma Função Definida pelo Usuário (UDF), o modelo viscoelástico de Oldroyd-B. Também foram realizadas simulações sem emprego de UDF, para efeito de comparação.

Será utilizado o mimetizador de muco, descrito por Shah (2005), e caracterizado por Las Casas (2019).

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

3.1. Teste experimental

A bancada de testes foi composta por um reservatório, uma sonda traqueal Markmed seccionada em sua ponta, uma mangueira de silicone de 6,5 mm de diâmetro, um tê, metálico de 3,8 mm de diâmetro, um vacuômetro e uma bomba de vácuo dotada de válvula reguladora de pressão.

A banca de testes foi composta pelos seguintes equipamentos:

- Balança digital marca Bioscale®, modelo BL-320AB-B1, erro máximo 0,001 g;
- Reservatório de solução construído em acrílico;
- Sonda Markmed® 12 FR com ponta seccionada e comprimento de 400 mm;
- Vacuômetro analógico Cofermeta 50 mm;
- Reservatório de solução à jusante com válvula reguladora de pressão;
- Bomba de vácuo marca Neuoni®, modelo 5005.

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. 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, e registrar a variação de medições da balança em um computador.

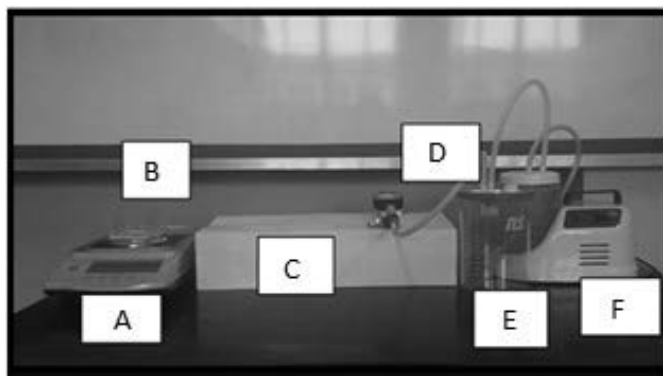


Fig. 2. Bancada de testes.

Para determinação da vazão mássica, verificou-se a variação da leitura de peso da balança em um intervalo de 10 segundos. Foram realizadas entre três a cinco medições (dependendo da quantidade de muco disponível) para os diferenciais de pressões de: 160, 250, 300 e 400 mmHg. O valor de 160 mmHg foi utilizado pois ser o menor diferencial de pressão que proporcionou escoamento do fluido, enquanto às demais foram escolhidas por apresentarem relevante aumento de taxa de remoção em relação ao diferencial imediatamente inferior.

3.2. Simulações Numéricas

3.2.1 Domínio Computacional

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

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.

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).

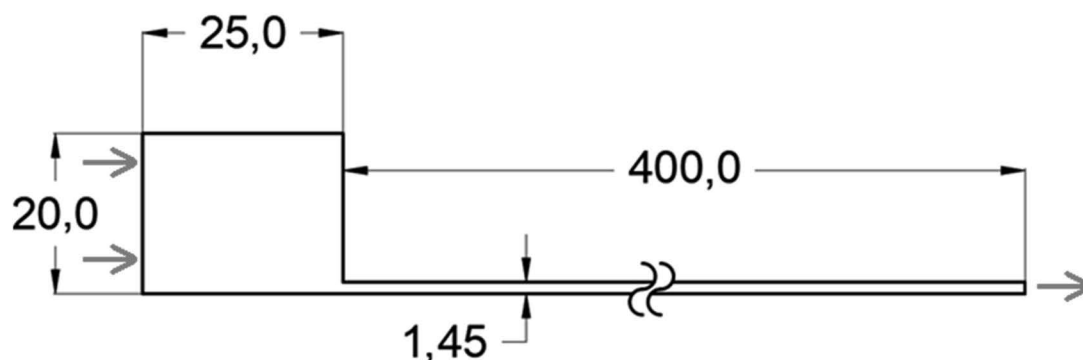


Fig. 3. Geometria axissimétrica para simulações numéricas. Dimensões em milímetros.

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 equação 8 então se torna:

$$\tau + \lambda_1 \frac{\nabla}{\tau} = \eta \dot{\gamma} \quad (9)$$

ou,

$$\frac{\partial}{\partial t} \tau_{ij} + v_k \frac{\partial \tau_{ij}}{\partial x_k} = \tau_{kj} \frac{\partial v_i}{\partial x_k} + \tau_{ik} \frac{\partial v_j}{\partial x_k} + \frac{\eta}{\lambda_1} \dot{\gamma}_{ij} - \frac{\tau_{ij}}{\lambda_1} \quad (10)$$

Sendo que:

$$\dot{\gamma}_{ij} = \begin{bmatrix} \frac{\partial u}{\partial x} & \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \right) \\ \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \right) & \frac{\partial v}{\partial y} \end{bmatrix} \quad (11)$$

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 $\tau_{kj} \frac{\partial v_i}{\partial x_k} + \tau_{ik} \frac{\partial v_j}{\partial x_k} + \frac{\eta}{\lambda_1} \dot{\gamma}_{ij} - \frac{\tau_{ij}}{\lambda_1}$ são definidos como termos fonte no formato:

$$\frac{\partial \rho \phi}{\partial t} + v_k \rho \frac{\partial \phi}{\partial x_k} = S_\phi \quad (12)$$

Resultando em:

$$S_{\tau_{ij}} = \rho \left(\tau_{kj} \frac{\partial v_i}{\partial x_k} + \tau_{ik} \frac{\partial v_j}{\partial x_k} + \frac{\eta}{\lambda_1} \dot{\gamma}_{ij} - \frac{\tau_{ij}}{\lambda_1} \right) \quad (13)$$

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

$$S_{M_x} = \frac{\partial \tau_{11}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{12}}{\partial y} \quad (14)$$

$$S_{M_y} = \frac{\partial \tau_{21}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{22}}{\partial y} \quad (15)$$

As condições de contorno utilizadas foram:

- Axissimetria (i.e. simetria ao longo da linha de centro);
- Pressão nula na saída;
- Tensões elásticas nulas na entrada;
- Variação das tensões elásticas nula na saída e nas paredes;
- As vazões de entrada foram de 4,6; 14,2; 27,1; e 71,6 mg/s. Estas vazões foram escolhidas por serem as médias das vazões encontradas durante os testes de bancada para as pressões diferenciais de 160, 250, 300 e 400 mmHg, respectivamente.

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 tensão-cisalhamento: 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 Modelagem da viscosidade

O Fig. 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 baixa qualidade, resultando em desvio padrão de 21,94 Pa.s. O Fig. 5 mostra a diferença entre a curva de viscosidade original e a modelada utilizando Power Law.

A implementação no Fluent e no CFX permite 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.

Como alternativa ao modelo Power-Law, foi utilizado modelo de Cross, detalhado na equação 16. 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.

$$\mu_{eff} = \frac{\mu_0}{1 + \left(\lambda \frac{\partial u}{\partial x} \right)^{1-n}} \quad (16)$$

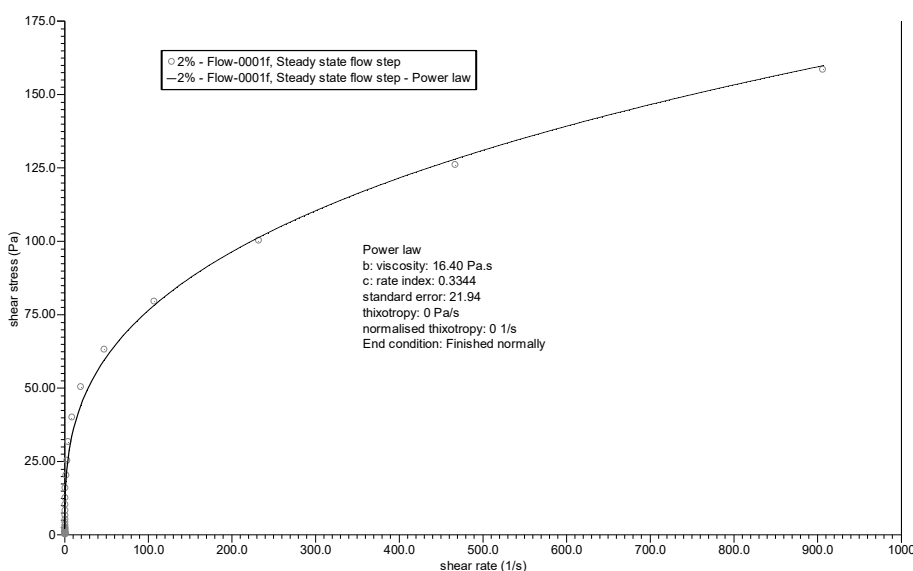


Fig. 4. Geometria axissimétrica para simulações numéricas. Dimensões em milímetros.

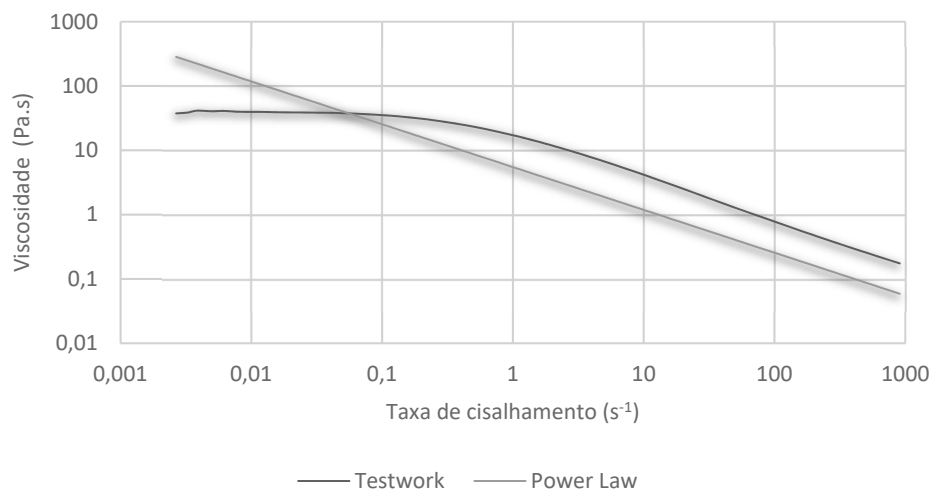


Fig. 5. Comparação entre dados da reologia e modelagem com Power Law (em escala logarítmica).

Onde, para nosso fluido:

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

$$n = 0,2;$$

$$\lambda = 1,5.$$

O Fig. 6 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 s⁻¹).

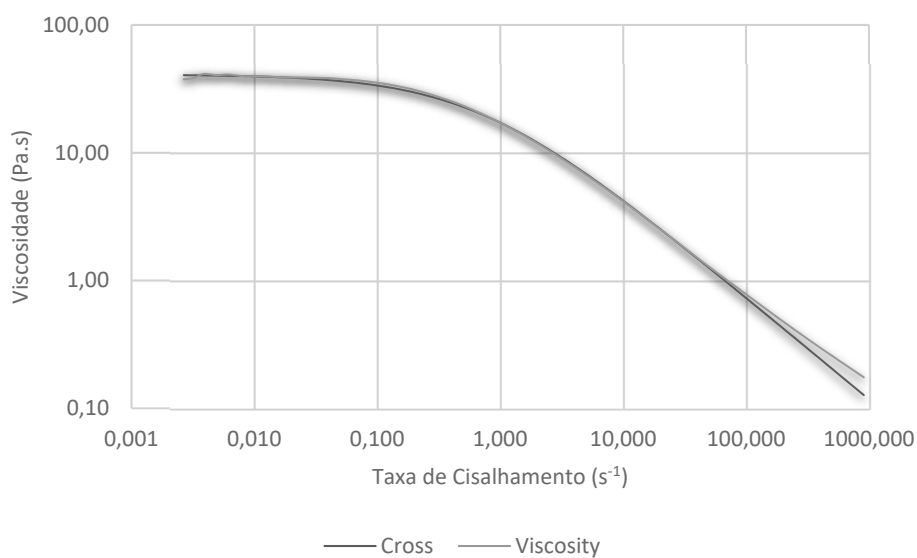


Fig. 6. Comparação entre dados da reologia e modelagem com Cross (em escala logarítmica).

Tabela 1. 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

3.2.3. Teste de malha

Foram geradas cinco malhas quadrilaterais com subseqüentes refinamentos para verificar a independência da solução em relação à malha (Tabela 1).

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} 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 Fig. 7 y 8 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.

A Tabela 2 detalha os resultados encontrados no teste de malha. É possível verificar que a pressão de entrada não apresentou alterações significativas após subseqüentes 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 trabalho a Malha 3 devido aos 15 elementos que ela possui ao longo da seção

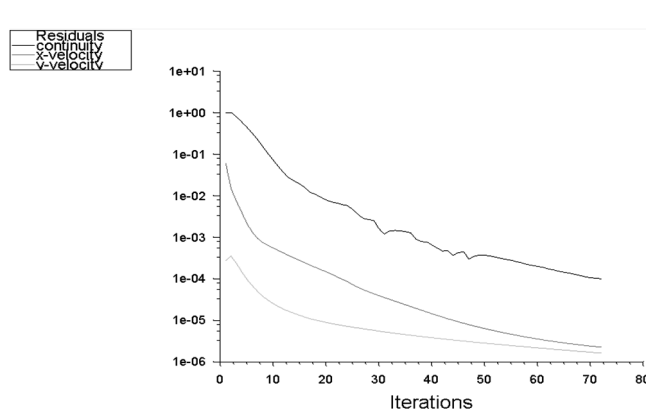


Fig. 7. Verificação de Convergência.

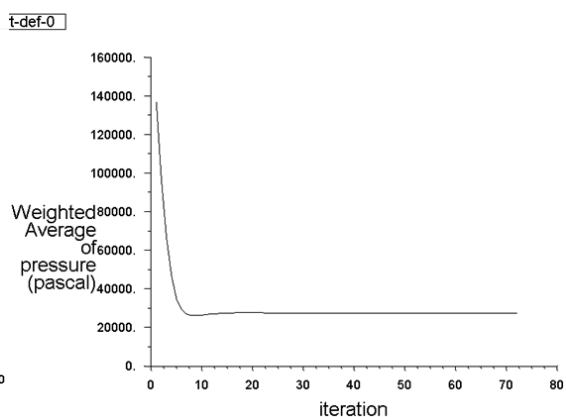


Fig. 8. Verificação de Convergência.

Tabela 2. 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%	-

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

3.3. 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):

$$\Delta P = \frac{8\mu LQ}{\pi R^4} \quad (17)$$

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 equação 3.28 para estimar taxa de cisalhamento que nos dará uma viscosidade equivalente, dada a curva-tensão cisalhamento.

$$\dot{\gamma}_w = 8 \frac{V}{D} \quad (18)$$

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

V é a velocidade média em m/s,

D é o diâmetro interno em mm.

4. RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1. Resultados dos Testes de bancada

O Fig. 9 mostra como a pressão e a vazão se correlacionam para a solução de 2% de polietileno glicol. 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 consequentemente da taxa de cisalhamento, a viscosidade é reduzida drasticamente, produzindo vazões substancialmente maiores.

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

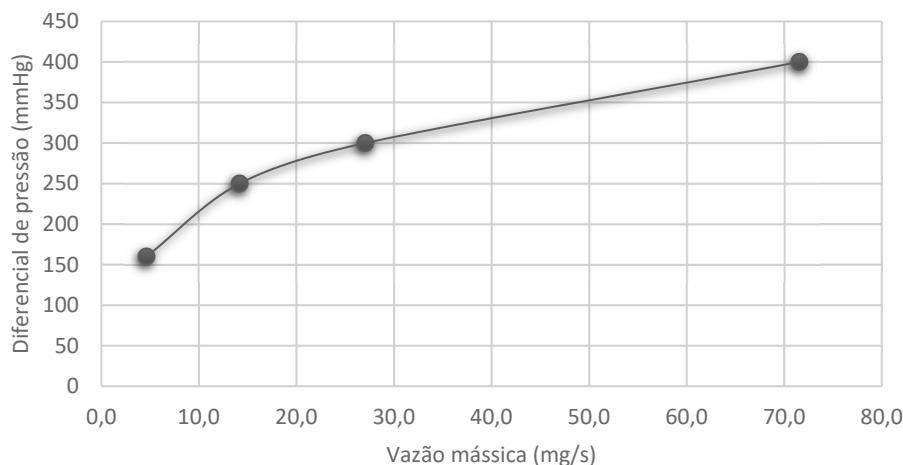


Fig. 9. Resultados dos testes de bancada.

4.2. Resultados das Simulações Numéricas

Foram conduzidas simulações numéricas utilizando a malha escolhida no teste de malha e as condições de contorno listadas no Capítulo 3. Em cada simulação, apenas a vazão mássica foi alterada, com exceção aos coeficientes de relaxação.

A Fig. 10 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 Fig. 11 mostra que há leves 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 Fig. 13, que descreve a taxa de cisalhamento do fluido.

A Fig. 12 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.

Ao se comparar as Figuras 13 e 14 podemos verificar 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.

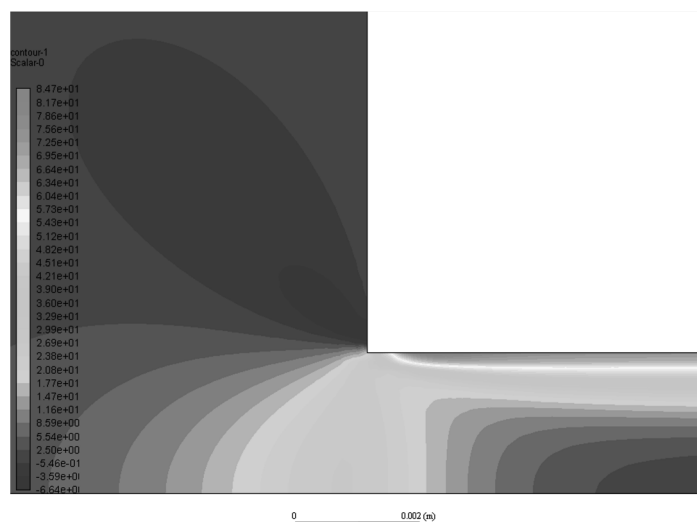


Fig. 10. Distribuição de tensões elásticas τ_{xx} - simulação com muco mimetizado para vazão de 4,6 mg/s.

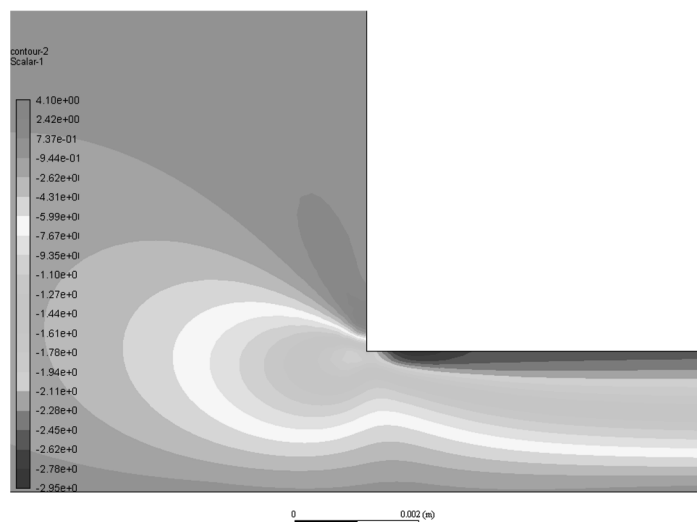


Fig. 11. Distribuição de tensões elásticas τ_{xy} - simulação com muco mimetizado para vazão de 4,6 mg/s.

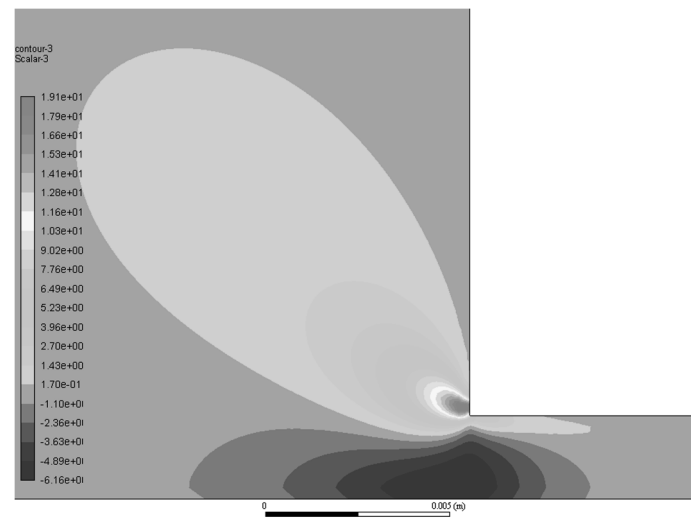


Fig. 12. Distribuição de tensões elásticas τ_{yy} - simulação com muco mimetizado para vazão de 4,6 mg/s.



Fig. 13. Distribuição de taxa de cisalhamento na simulação com muco mimetizado para vazão de 4,6 mg/s.

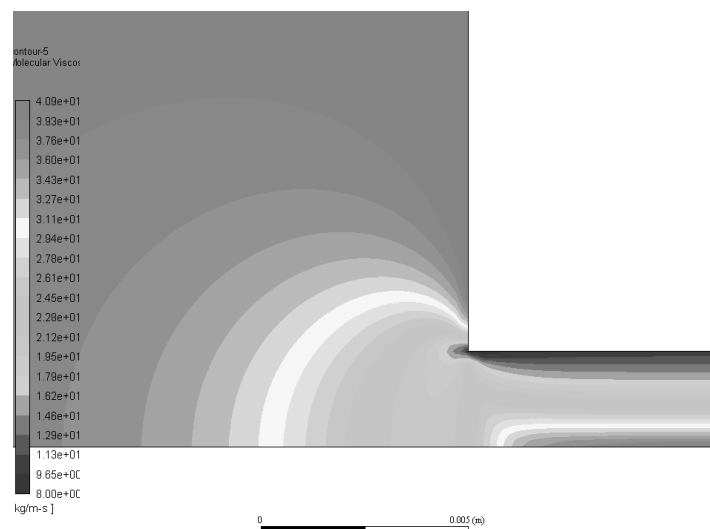


Fig. 14. Distribuição de viscosidade na simulação com muco mimetizado para vazão de 4,6 mg/s.

As simulações para as demais vazões apresentaram distribuição de tensões elásticas similares qualitativamente às Figuras 10-12.

4.3. 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 equação 17.

Os resultados estão disponíveis na Tabela 3.

Tabela 3. 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 (s^{-1})	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

4.4. 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 e o Fig. 15 resumem os resultados encontrados.

Importante salientar que os resultados apresentados na Tabela 4 e no Fig. 15 apenas obtiveram boa aproximação devido à modelagem dos efeitos viscoelásticos. Para elucidar a influência deste modelo, a Tabela 5 compara os resultados das simulações com e sem a UDF responsável pela modelagem dos efeitos viscoelásticos.

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

As Figuras 16 e 17 mostram as diferenças entre as linhas de corrente nas simulações com e sem modelagem do efeito viscoelástico. Percebe-se que ao empregar a UDF, há uma grande região com baixas velocidades.

Tabela 4. 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%

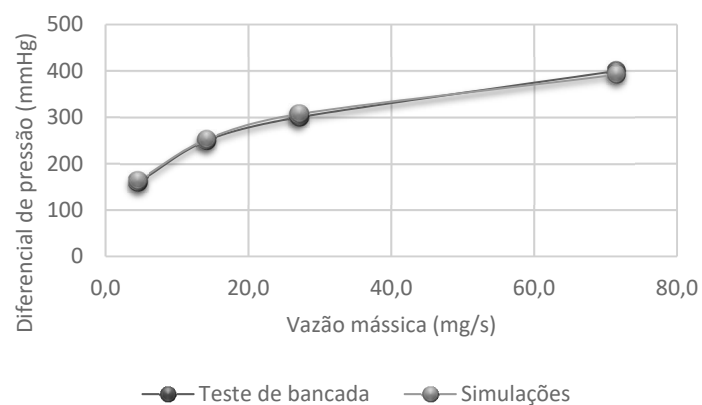


Fig. 15. Comparação dos resultados obtidos nos testes de bancada e simulações com modelagem da viscoelasticidade.

Tabela 5. 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 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%

Interessante comparar este efeito com a distribuição de tensões elásticas τ_{yy} apresentada na Fig. 15, onde mostra que nesta região há alta tensão elástica.

Os cálculos analíticos e as simulações sem emprego da UDF apresentaram resultados convergentes, conforme exibido na Tabela 6.

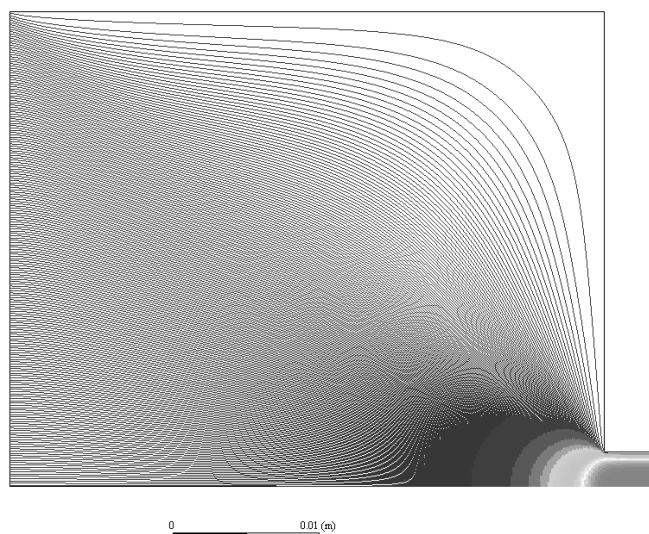


Fig. 16. Linhas de corrente – Simulação sem efeito viscoelástico – 71,6 mg/s.

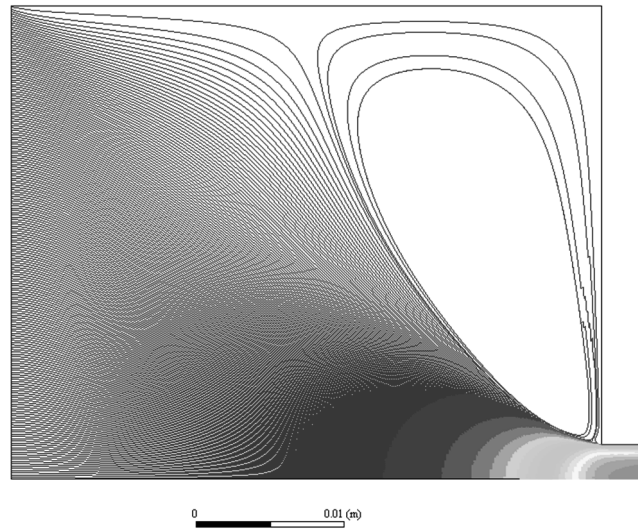


Fig. 17. Linhas de corrente – Simulação com efeito viscoelástico – 71.6 mg/s.

Tabela 6. 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%

Tabela 7. 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

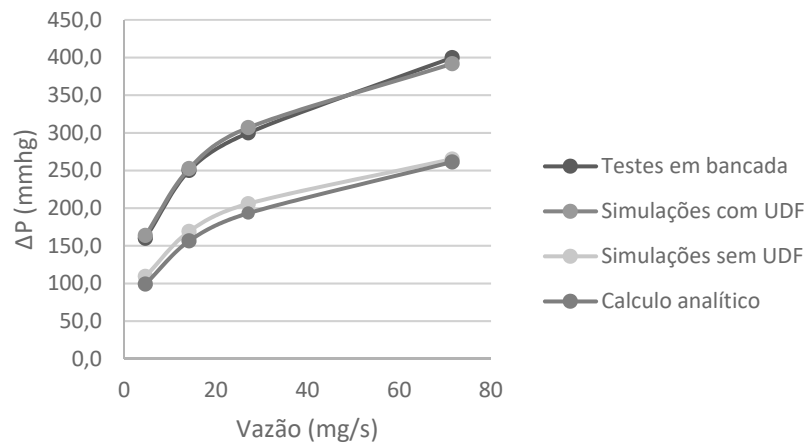


Fig. 18. Comparação dos resultados obtidos nos testes de bancada e simulações com modelagem da viscoelasticidade.

A Tabela 7 e o Fig. 18 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.

5. CONCLUSÕES

Este trabalho 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 12 FR 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 forma quantitativa quanto qualitativa.

Importante mencionar que, durante o teste de bancada, não foi obtida vazão de muco mimetizado significativa com diferenciais de pressão inferiores a 160 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 removido aproximadamente 1,2 g de muco.

A secção da extremidade da sonda resultou em comprimento equivalente ligeiramente menor, portanto as vazões encontradas neste estudo serão maiores do que se tivessemos utilizado a sonda com sua geometria integral. Este estudo, entretanto, não visa simular as condições reais do procedimento de sucção, mas aplicar uma metodologia que permita simular o escoamento de fluido viscoelástico em catéter de aspiração endotraqueal.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] AARC Clinical Practice Guidelines. Endotracheal Suctioning of Mechanically Ventilated Patients with Artificial Airways, EUA: (2010)
- [2] Abulnaga, B.E., Slurry Systems Handbook: 1ed. EUA: (2002)
- [3] ANSYS. Fluent UDF Manual. Release 15.0 (2013)
- [4] ANSYS. Fluent User Guide. Release 15.0 (2013)
- [5] Berg, C., Viscoelastic entrance flow of Hydrolized Polyacrylamide (HPAAM), Dissertação de Mestrado – Telemark University College, Noruega (2014)
- [6] Bird, R.B., Armstrong, R.C., Hassager, O., *Dynamics of Polymeric Liquids*, Volume 1.2. ed. John Willey & Sons (1987)
- [7] Branson, R.D., “Secretion management in the mechanically ventilated patient”, *Respiratory care*, **52**(10), 1328-1347 (2007)
- [8] Cooney, D.O., *Biomedical Engineering Principles: An introduction to Fluid, Heat, and Mass Transport Processes*. Marcel Dekker inc.: New York (1976)
- [9] Cordeiro, M.C., Menoita, L., Mateus, D., “Limpeza das Vias aéreas: Conceitos, Técnicas e Princípios”, *Journal of Aging and Innovation*, **1**(5) (2012)
- [10] Deshpande, A.P., *Techniques in oscillatory shear rheology*. Indian Institute of Technology Madras, f.23.
- [11] Fox, R.W., *Introdução à Mecânica dos Fluidos*, 6. ed. Rio de Janeiro, LTC Editora (2006)
- [12] 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)
- [13] Ren, L.J., Jiang, T., “Simulation of the 3D viscoelastic free surface flow by a parallel corrected particle scheme”, *Chinese Physics B*, **25**(2) (2016)

- [14] Machado, M.G.R., *Bases da Fisioterapia Respiratória: Terapia Intensiva e Reabilitação*, Rio de Janeiro: Guanabara Koogan (2015)
- [15] Malalasekera, W., Versteeg, H.K., *An Introduction to Computational Fluid Dynamics: The Finite Volume Method*. 2.ed. Pearson Prentice Hall (2007)
- [16] Morrow, B.M., Futter, M.J., Argent, A.C., Endotracheal suctioning: from principles to practice. *Intensive care medicine*, **30**(6), 1167-1174 (2004)
- [17] Netter, F.H., *Coleções Netter de Ilustrações Médicas*. Vol. 3 Sistema Respiratório, 2a ed. Rio de Janeiro: Elsevier (2014)
- [18] Owens, R.G., Phillips, T.N., *Computational rheology*. Londres: Imperial College Press (2002)
- [19] Panton, R.L., *Incompressible Flow*. 3. ed. John Wiley & Sons (2005)
- [20] Rocco, P.R.M., Zin, W.A., *Fisiologia respiratória aplicada*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan (2009)
- [21] Roylance, D., *Engineering Viscoelasticity Lecture Notes*, Massachusetts Institute of Technology, Cambridge, (2001)
- [22] Shah, S. *et al.*, “An in vitro evaluation of the effectiveness of endotracheal suction catheters”, *Chest Journal*, **128**(5), 3699-3704 (2005)
- [23] Sole, M.L., Bennett, M., Ashworth, S., “Clinical Indicators for Endotracheal Suctioning in Adult Patients Receiving Mechanical Ventilation”, *American Journal of Critical Care*, **24**(4), 318-324 (2015)
- [24] Trindade, S.H.K. *et al.*, “Métodos de estudo do transporte mucociliar”, *Rev. Bras. Otorrinolaringologia*, **73**(5), 704-712 (2007)
- [25] Vanner, R., Bick, E., “Tracheal pressures during open suctioning”, *Anaesthesia*, **63**(3), 313-315 (2008)
- [26] White, F.M., *Viscous Fluid Flow*. 3. ed. Rhode Island: Mc Graw Hill (2006)
- [27] Wollman, D., *Oldroyd Viscoelastic Model Lecture Notes*, Portland State University (2011)

A METHODOLOGY FOR COMPUTATIONAL SIMULATION OF ENDOTRAQUEAL ASPIRATION CATHETER IMPLEMENTATION OF OLDROYD-B VISCOELASTIC MODEL

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.

Keywords – UDF, Ansys Fluent, Pulmonary secretions, Viscoelasticity, Oldroyd-B, Endotracheal Suction, CFD, Artificial Airways.

