

MODELAGEM E SIMULAÇÃO DE UM DRENO TORÁCICO

Gustavo Kazuto Kimura

kimura.gustavo@gmail.com

Resumo. O dreno torácico é um aparelho mecânico usado na drenagem de fluidos da cavidade intrapleural. Ele funciona como uma válvula de uma via, deixando o fluido sair de tal espaço, porém não o permitindo retornar. A necessidade do uso de um dreno torácico surge, por exemplo, com a contaminação do espaço intrapleural por ar devido a uma fissura num pulmão, a qual ocasiona um aumento da pressão intrapleural o que acaba por dificultar o inflamento do mesmo. Drena-se o fluido, portanto, através de um dreno torácico. O objetivo do trabalho é, essencialmente, a compreensão/definição dos parâmetros do funcionamento de um dreno. De tal forma, pode-se otimizar um projeto de dreno torácico ou mesmo identificar deficiências e especificar os parâmetros ideais para determinada circunstância. Para alcançar tal meta, usa-se a modelagem matemática, adotadas hipóteses cabíveis, fundamentadas no conhecimento da mecânica respiratória e na teoria de mecânica dos fluidos. Através dos resultados, puderam ser calculadas as contribuições de parâmetros como diâmetro, comprimento, altura de imersão do tubo torácico à operação do dreno.

Palavras chave: Dreno, torácico, pneumotórax, modelagem, biomecânica, simulação.

1. Introdução

O entendimento da mecânica respiratória do ser humano, pelo engenheiro, serve de fundamento para estudos e simulações que, por exemplo, podem auxiliar no projeto e dimensionamento aparelhos biomecânicos, tal como o dreno torácico, objeto de estudo deste trabalho. A quantificação de parâmetros como volumes, pressões, capacitâncias e resistências são utilizadas para compreender com precisão o funcionamento do sistema respiratório.

O objetivo do trabalho é, essencialmente, a compreensão/definição dos parâmetros do funcionamento de um dreno, aparelho mecânico usado no tratamento de uma doença que afeta o sistema respiratório: o pneumotórax. Para alcançar tal meta, usa-se a modelagem e simplificação dos fenômenos da mecânica respiratória e, assim, simular possíveis casos de funcionamento do aparelho.

O desenvolvimento desse trabalho se dará com o entendimento da mecânica respiratória do ser humano e, posteriormente, aplicação de tais condições modelagem e simulação do funcionamento de um dreno, permitindo a melhor compreensão dos parâmetros que influenciam na operação do mesmo.

2. Mecânica Respiratória

De modo simplificado, considera-se que o sistema respiratório está composto por: caixa torácica, pulmão, pleura e alvéolos. O modelo segue ilustrado pela Fig. (2.1):

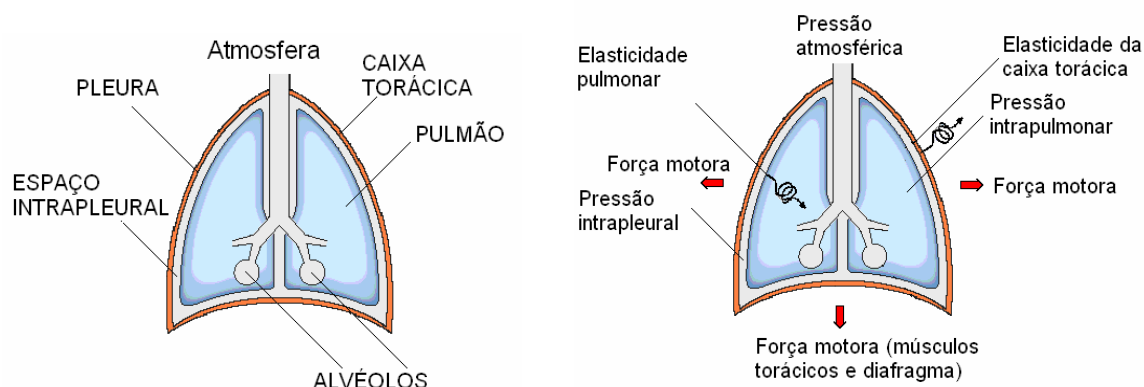


Figura 2.1. Sistema respiratório e forças.

São 6 as pressões/forças atuando no pulmão:

- Pressão atmosférica, que tenta a impedir a expansão das paredes torácicas.
- Pressão intrapulmonar, a qual, devido à conexão do pulmão com o meio externo é igual à pressão atmosférica quando as vias aéreas estão abertas e não há fluxo de ar entrando ou saindo do pulmão.
- Pressão intrapleural, objeto importante de nosso estudo e que será tratada com mais detalhes posteriormente.
- Força elástica do tórax, decorrente da estrutura da parede torácica.
- Força elástica pulmonar, decorrente da riqueza pulmonar em fibras elásticas e que tende a retraindo o pulmão.
- Forças motoras da respiração, ou seja, as forças realizadas pelos músculos torácicos e diafragma.

3. Pneumotórax

É o acúmulo de ar no espaço pleural - o espaço entre o pulmão e a membrana pleural.

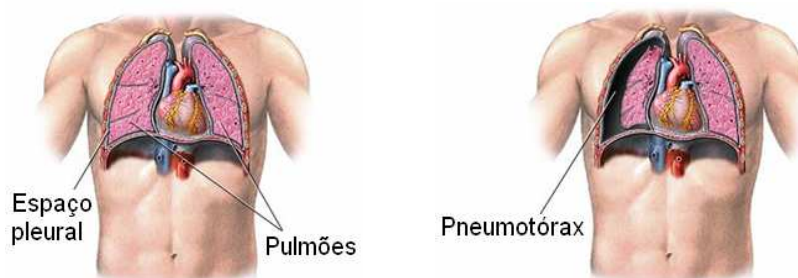


Figura 3.1. Pulmão saudável e pulmão afetado por pneumotórax.

A entrada ou acúmulo de ar no espaço pleural pode ser causado por uma perfuração, mas também pode ser espontâneo, ou seja, pequenas bolhas sobre a superfície do pulmão podem se romper, ocasionando uma fissura no pulmão, a qual permite o vazamento de ar para o espaço pleural.

O tratamento é cirúrgico – coloca-se um tubo acoplado a uma válvula unidirecional que só permite o ar sair do espaço pleural e, assim, facilitar a re-expansão do pulmão. Esse aparelho recebe o nome de dreno torácico.

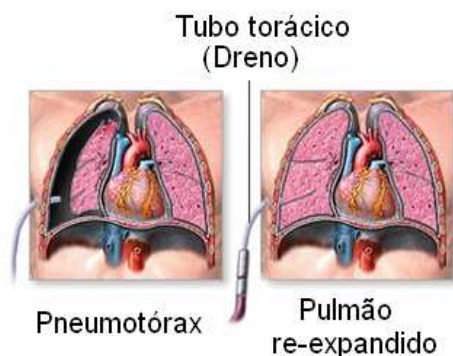


Figura 3.2. Inserção de um tubo torácico.

O dreno torácico é um aparelho mecânico cuja função é drenar para o exterior o gás acumulado no espaço pleural, restaurando sua pressão normal e, dessa forma, re-expandir o pulmão colapsado, como na Fig. (3.2). Este dreno funciona como uma válvula de uma via, deixando ar sair do espaço, mas não o permitindo retornar. Segue abaixo uma ilustração:



Figura 3.3. Dreno torácico.

Este sistema é composto simplesmente por um tubo e por um recipiente coletor do produto drenado, colocados de modo escoar o fluido que contamina o espaço pleural num único sentido, do pulmão para o recipiente coletor.

No sistema em estudo, uma mangueira tem uma das extremidades mergulhada (cerca de 2 cm) num fluido contido num vasilhame. A outra extremidade encontra-se conectada ao cateter torácico.

A coluna de água que preenche a porção imersa da tubulação vai funcionar como válvula unidirecional. Na expiração, esta permite a passagem do fluido drenado para o frasco coletor (por se desenvolver no circuito uma pressão positiva) e, durante a inspiração, impede o retorno desse fluido por se elevar uma coluna de água que estabiliza a diferença de pressão entre o frasco coletor e a pressão intrapleural.

A drenagem é passiva, ou seja, usa apenas a força gravitacional e a pressão positiva intrapleural.

4. Modelagem

Modelo simplificado para o dreno torácico:

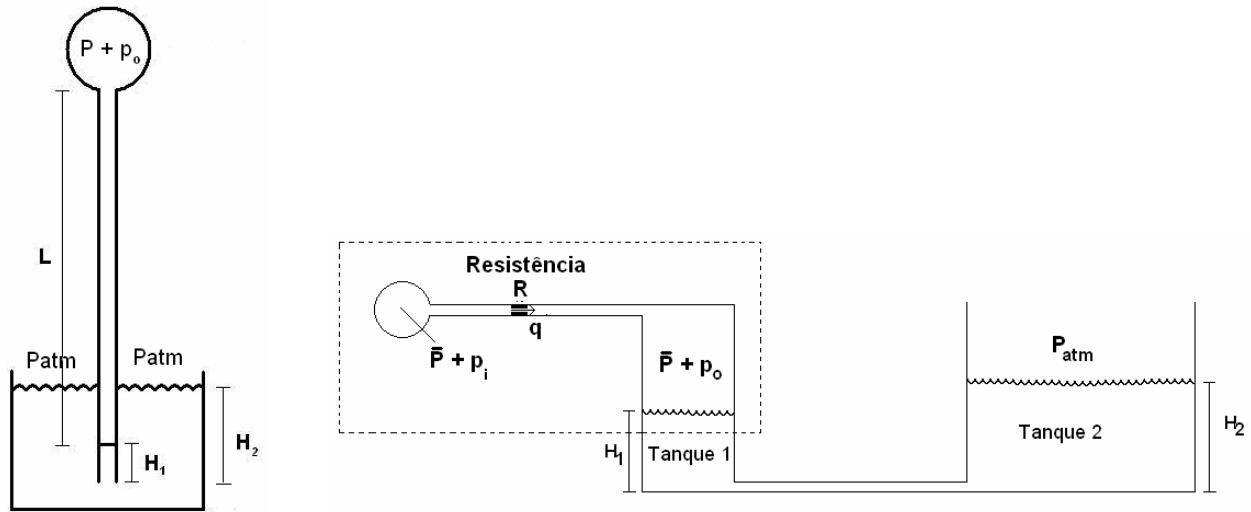
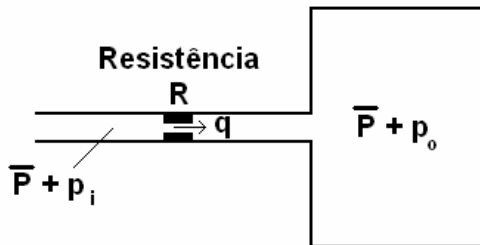


Figura 4.1. Modelo simplificado e modelo de vasos comunicantes equivalente.

O objetivo da modelagem do dreno será determinar a variação da altura H_1 durante um ciclo respiratório.

4.1 Modelagem matemática do sistema pneumático.

O sistema pneumático ilustrado pela Fig. (4.2) consiste num vaso e um tubo com uma resistência. É considerado equivalente ao trecho demarcado na Fig. (4.1) do dreno. Dessa forma, será possível encontrar a pressão sobre a coluna d'água do tanque de altura H_1 tendo como entrada a pressão intrapleural.



$\bar{P}$ = Pressão de regime permanente do sistema, N/m^2
 p_i = Pequena variação na pressão à montante, N/m^2
 p_o = Pequena variação na pressão à jusante, N/m^2
 m = massa de ar no vaso, kg
 V = volume do vaso, m^3
 p = pressão absoluta do ar, N/m^2
 q = vazão mássica, kg/s

Figura 4.2. Sistema pneumático equivalente.

A resistência R é determinada pela lei de Pouiseuille através da fórmula:

$$R = \frac{8 \cdot \eta \cdot L}{\pi \cdot r^4} \quad (4.1)$$

A capacitância do vaso de pressão (tubo torácico) é encontrada através de:

$$C = \frac{\pi \cdot d^2 \cdot L}{4 \cdot n \cdot R_{ar} \cdot T} \quad (4.2)$$

A capacitância do vaso de pressão também pode ser escrita como:

$$C = \frac{dm}{dp_o} \Rightarrow C \cdot dp_o = dm \quad (4.3)$$

Esta última equação mostra que a capacitância C vezes a variação da pressão dp_o no vaso durante dt segundos é igual a dm , a variação de massa de ar no vaso durante o mesmo intervalo de tempo. Ainda, a variação de massa, dm , é igual à vazão de massa durante dt segundos, ou seja, $q \times dt$. Dessa forma:

$$C \cdot dp_o = q \cdot dt \quad (4.4)$$

Sabendo-se que a resistência R é equivalente à:

$$\text{Resistência } R = \frac{\text{variação na pressão diferencial}}{\text{variação no fluxo de massa}} \frac{N/m^2}{kg/s} \text{ ou } \frac{N \cdot s}{kg \cdot m^2}$$

Então:

$$R = \frac{d(\Delta p)}{dq} \Rightarrow q = \left(\frac{p_i - p_o}{R} \right) \quad (4.5)$$

Substituindo, nesta última equação:

$$C \cdot dp_o = \left(\frac{p_i - p_o}{R} \right) \cdot dt \quad (4.6)$$

Reescrevendo:

$$R \cdot C \cdot \frac{dp_o}{dt} + p_o = p_i \quad (4.7)$$

Onde RC tem unidade temporal e é a constante de tempo do sistema.

Lembrando que através de tal equação diferencial encontra-se a pressão sobre a coluna d'água do tanque 1, parâmetro usado no cálculo da variação das colunas d'água do sistema.

4.2 Variação da coluna d'água no tanque 1.

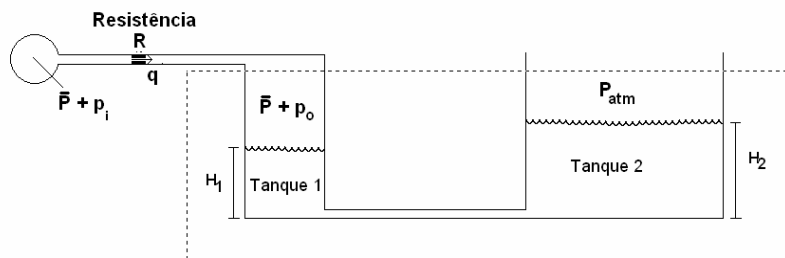


Figura 4.3. Modelo de dreno torácico.

Os tanques comunicantes demarcados na Fig. (4.3) serão equivalentes ao sistema ilustrado abaixo:

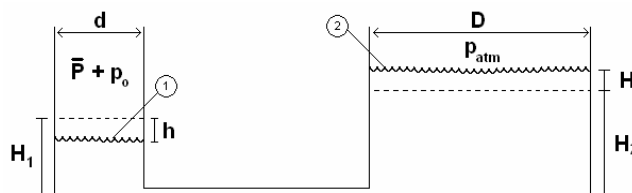


Figura 4.4. Modelo de tanques comunicantes equivalente.

Considerando os volumes relativos entre reservatórios e dimensionamento físico do sistema, ou seja, o tubo do dreno torácico está no mesmo ambiente do reservatório coletor, e que não há praticamente resistência ao escoamento do fluido pelo orifício, admite-se que a variação das colunas d'água sejam próxima dos valores que podem ser encontrados usando as fórmulas de equilíbrio de forças para fluidos estáticos.

Para um fluido incompressível, $\rho = \text{constante}$. Então, com a aceleração da gravidade constante:

$$\frac{dp}{dz} = -\rho \cdot g \Rightarrow dp = -\rho \cdot g \cdot dz \quad (4.8)$$

$$\int_{p_1}^{p_2} dp = - \int_{z_1}^{z_2} \rho \cdot g \cdot dz \quad (4.9)$$

$$p_2 - p_1 = -\rho \cdot g(z_2 - z_1) \text{ ou } p_1 - p_2 = \rho \cdot g(z_2 - z_1) \quad (4.10)$$

Substituindo, obtém-se:

$$\begin{aligned} \bar{P} + p_o - p_{atm} &= \rho \cdot g \cdot [H_2 + H - H_1 + h] = \rho \cdot g \cdot [(H_2 - H_1) + (H + h)] \\ \bar{P} + p_o &= [p_{atm} + \rho \cdot g \cdot (H_2 - H_1)] + \rho \cdot g \cdot (H + h) \end{aligned} \quad (4.11)$$

Mas o volume deslocado do reservatório deve ser igual ao volume que sobe na coluna do tubo, uma vez que o volume total do líquido é considerado constante, ou seja:

$$\begin{aligned} \frac{\pi \cdot D^2}{4} \cdot H &= \frac{\pi \cdot d^2}{4} \cdot h \\ \text{ou} \\ H &= h \cdot \left(\frac{d}{D} \right)^2 \end{aligned} \quad (4.12)$$

Substituindo, tem-se:

$$h = \frac{\bar{P} + p_o - [p_{atm} + \rho \cdot g \cdot (H_2 - H_1)]}{\rho \cdot g \cdot \left[1 + \left(\frac{d}{D} \right)^2 \right]} \quad (4.13)$$

5. Cálculo das constantes do sistema.

A simulação será feita baseada nas dimensões de um dreno de uso comum, utilizado no tratamento do pneumotórax:



Figura 5.1. Dreno torácico padrão: Foto e ilustração.

Tabela 5.1 – Valores utilizados.

Parâmetro	Símbolo	Valor	Unidade
Diâmetro da mangueira	d	0,01	m
Diâmetro do reservatório	D	0,15	m
Viscosidade dinâmica (ar)	η	$1,84 \times 10^{-5}$	Pa . s
Comprimento da mangueira	L	1,50	m
Volume da mangueira	$V = \frac{\pi \cdot d^2}{4} \cdot L$	$9,42 \times 10^{-5}$	m ³
Temperatura	T	300	K

Massa específica (ar)	ρ_{ar}	1,18	kg/m ³
Altura do reservatório 1	H ₁	20.10 ⁻³	m
Altura do reservatório 2	H ₂	20.10 ⁻³	m
Massa esp. (H ₂ O)	$\rho_{água}$	997	kg/m ³
Aceleração da gravidade	g	9,8	m/s ²
Constante dos gases (ar)	R_{ar}	287	$\frac{N \cdot m}{kg \cdot K}$

Resistência:

$$R = \frac{8 \cdot \eta \cdot L}{\pi \cdot r^4}$$

$$R = 4,69 \cdot 10^{-5} \cdot \frac{L}{r^4} \quad (5.1)$$

A partir da fórmula, é possível perceber que a resistência varia drasticamente com a variação do raio do tubo. Para uma mangueira de dreno, é recomendado um baixo valor de resistência. Dessa forma, tubos torácicos devem ser dimensionados dando atenção ao comprimento e principalmente ao raio, parâmetro que aumenta a resistência drasticamente.

A curva a seguir ilustra a tendência da variação da resistência com relação ao raio.

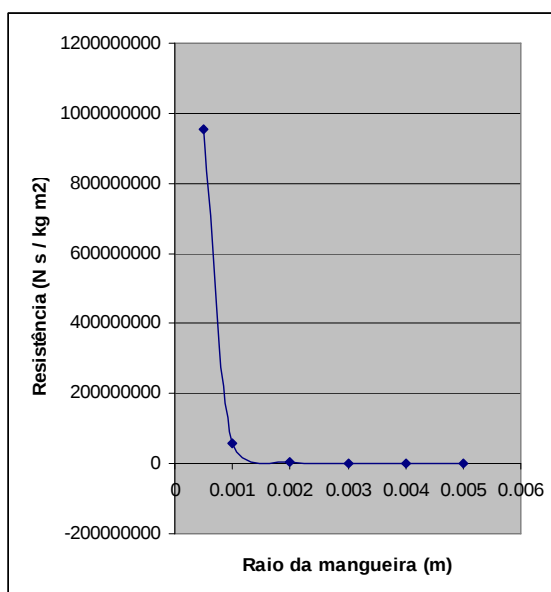


Figura 5.2. Análise de tendência: Resistência x Raio mangueira.

Para o dreno em estudo temos $r = 0,005\text{m}$ e $L = 1,50\text{m}$ e, portanto:

$$R = 11,25 \cdot 10^4 \frac{N \cdot s}{m^2 \cdot m^3}$$

ou

$$R = 9,53 \cdot 10^4 \frac{N \cdot s}{m^2 \cdot kg} \quad (5.2)$$

Capacitância:

$$C = \frac{V}{n \cdot R_{ar} \cdot T} \frac{kg}{N/m^2}$$

$$C = \frac{\pi \cdot d^2 \cdot L}{4 \cdot n \cdot R_{ar} \cdot T}$$

$$C = 9,12 \cdot 10^{-6} \cdot d^2 \cdot L \quad (5.3)$$

Nota-se que a capacitância é proporcional ao comprimento a mangueira e ao quadrado do diâmetro.

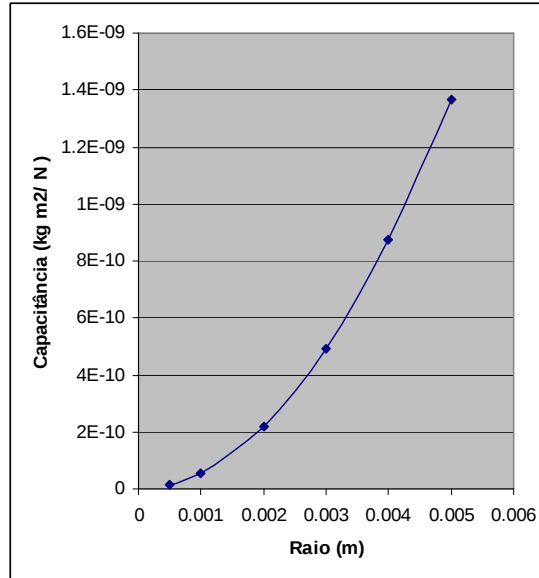


Figura 5.3. Análise de tendência: Capacitância x Raio mangueira.

Para o dreno em estudo temos $r = 0,005m$ e $L = 1,50m$ e, portanto:

$$C = 1,37 \cdot 10^{-9} \frac{kg}{N/m^2} \quad (5.4)$$

6. Simulação.

Como visto anteriormente, a equação que rege o comportamento do sistema acima é:

$$R \cdot C \cdot \frac{dp_o}{dt} + p_o = p_i$$

$$\begin{cases} R = 9,53 \cdot 10^4 \frac{N \cdot s}{m^2 \cdot kg} \\ C = 1,37 \cdot 10^{-9} \frac{kg}{N/m^2} \end{cases}$$

$$\therefore 1,30 \cdot 10^{-4} \cdot \frac{dp_o}{dt} + p_o = p_i \quad (6.1)$$

Onde p_i é a entrada do sistema e p_o a saída.

O diagrama de blocos que representa tal equação diferencial é:

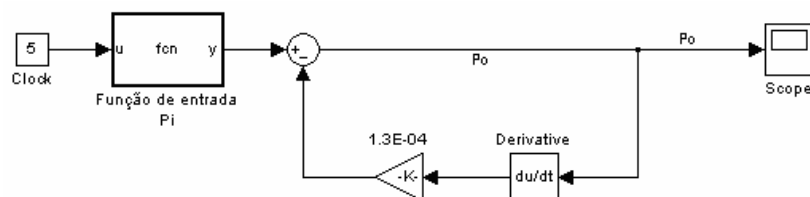


Figura 6.1. Diagrama de blocos.

Para um humano com pneumotórax hipertensivo, temos que a curva de pressão intrapleural positiva é:

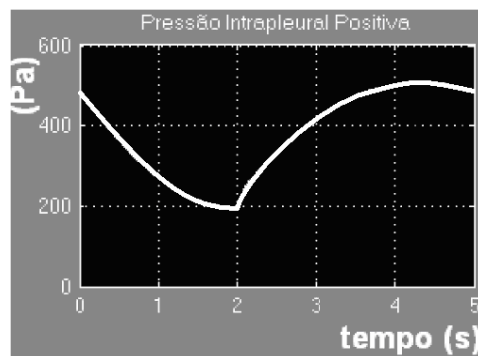


Figura 6.2. Curva de entrada: Pressão intrapleural positiva.

Usando-a para simular a queda de pressão ao longo da mangueira e para encontrar curva da pressão sobre a coluna d'água no tanque 1, tem-se como gráfico:

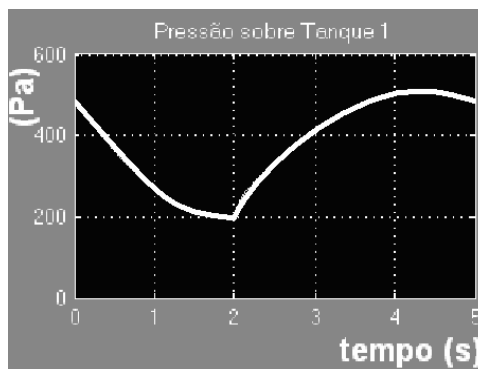


Figura 6.3. Curva de saída: Pressão sobre coluna d'água do tanque 1.

Observa-se que praticamente não houve queda de pressão dadas as condições de escoamento e os parâmetros dentro do dreno torácico.

Pode-se, então, prosseguir para os cálculos da variação das alturas das colunas d'água: h e H .

A partir da Tab. (5.1) e da Eq. (4.10), temos que, para o dreno considerado:

$$h = \frac{P_o}{9,81 \cdot 10^3} \quad (6.2)$$

A partir daí, chega-se aos gráficos:

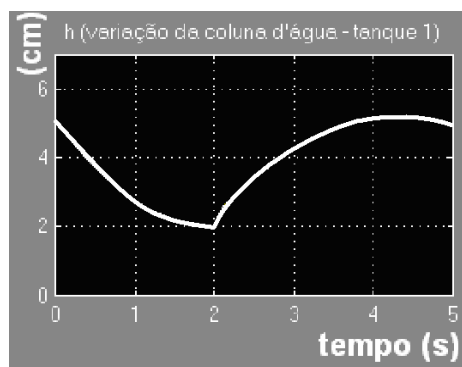


Figura 6.4. Variação da coluna d'água da mangueira.

7. Discussão dos resultados.

Antes de se fazer a análise do resultado das simulações, lembra-se que a condição de observação diz respeito ao borbulhamento de ar no frasco coletor, que representa a expulsão do ar da cavidade intrapleural.

$h = H_1$, quando há tal condição, não há mais líquido no tanque 1 (mangueira), ou seja, há borbulhamento de ar no tanque 2 (reservatório coletor)

Há de se lembrar, também, que o reservatório coletor nunca deve estar acima do nível do pulmão, pois caso isso aconteça haverá escoamento do fluido (líquido) do reservatório para a cavidade intrapleurar.

A respeito dos gráficos e simulações do dreno torácico.

1. A maior coluna d'água deslocada no sentido do reservatório coletor, durante um ciclo de respiração normal, é no fim da expiração ou começo da inspiração – fato que vale para quaisquer drenos torácicos, em condições normais de uso.
2. De acordo com a Fig. (6.4), nota-se que a máxima coluna deslocada segundo a curva de pressão intrapleurar positiva adotada é maior do que a coluna d'água H_1 , ou seja, haverá borbulhamento de ar no frasco coletor e conseqüente expulsão de ar da cavidade pleural.
3. A queda de pressão ao longo da mangueira, para o escoamento de ar, é muito pequena em relação à pressão de entrada. Todavia, não se deve desconsiderar tal perda no projeto de drenos torácicos ou mesmo seu uso em diferentes situações, uma vez que para casos extremos, como em recém-nascidos, as dimensões e condições de funcionamento do dreno estão em diferente escala.
4. O dreno torácico está adequadamente dimensionado para escoar ar da cavidade pleural.

8. Conclusão.

8.1 Relação de diâmetros: Tubo torácico e Frasco Coletor (d e D).

Chega-se à conclusão que este parâmetro d/D é o de maior influência na operação de um dreno torácico. A variação da altura da coluna de água depende principalmente da relação entre diâmetro do tubo torácico e diâmetro do frasco coletor. Dessa forma, para uma determinada pressão:

$$h = \frac{K}{1 + \left(\frac{d}{D}\right)^2}$$

Para visualizar o impacto da variação de tal relação, considera-se a tabela abaixo:

Tabela **Error! No text of specified style in document.**1 – Aumento e redução de h x d/D.

d	D	d/D	h	Variação
a	0,5a	2	0,2K	25% aumento
a	0,4a	2,5	0,16K	-
a	0,3a	3,3	0,09K	44% redução

É possível verificar, portanto, que com uma pequena variação nos diâmetros, seja ele do tubo torácico ou do frasco coletor, há um considerável ganho ou perda na variação de coluna de água no tubo torácico.

8.2 Altura de submersão da mangueira – H_2 .

Num caso real, é comum a presença de sangue e pus no escoamento em sentido para o frasco coletor. Portanto, nota-se a importância de se controlar o nível do fluido em tal reservatório, uma vez que a altura de imersão do tubo torácico no fluido é um parâmetro que interfere no funcionamento do dreno torácico, em particular na altura da coluna de água no tubo torácico.

$$h = \frac{\bar{P} + p_o - p_{atm} - \rho \cdot g \cdot (H_2 - H_1)}{\rho \cdot g \cdot \left[1 + \left(\frac{d}{D}\right)^2\right]}$$

8.3 Densidade do fluido do reservatório coletor - ρ .

Maior densidade do fluido no frasco coletor proporciona uma diminuição da variação da coluna de água no tubo torácico. Observa-se que há variação na densidade do fluido para casos reais, onde há mistura de sangue e pus no escoamento e fluido do reservatório coletor.

8.4 Resistência do tubo torácico - R.

A resistência ao escoamento no tubo torácico segue a expressão:

$$R = \frac{8 \cdot \eta \cdot L}{\pi \cdot r^4}$$

Onde:

η - Viscosidade dinâmica do fluido da cavidade intrapleural

L - Comprimento do tubo torácico

d - Diâmetro do tubo torácico

Nota-se que a resistência do tubo torácico, dada a ordem de grandeza de um dreno torácico, está relacionada ao diâmetro do tubo torácico, sendo inversamente proporcional à quarta potência deste valor.

8.5 Capacitância do tubo torácico - C.

A capacitância pneumática do tubo torácico segue a expressão:

$$C = \frac{\pi \cdot d^2 \cdot L}{4 \cdot n \cdot R_{ar} \cdot T}$$

Onde:

L - Comprimento do tubo torácico

d - Diâmetro do tubo torácico

A capacitância do tubo torácico, por sua vez, está relacionada também ao diâmetro do tubo torácico, sendo proporcional ao quadrado deste valor e ao comprimento do tubo.

8.6 Curva da pressão intrapleural.

Se a pressão intrapleural num ciclo respiratório não for suficiente para expulsar o ar para o frasco coletor, é necessário auxílio da fisioterapia pulmonar para que se possa aumentar a pressão intrapleural de modo forçado. Caso isso não seja possível, como é o caso de recém-nascidos, será necessária, então, uma drenagem ativa, com uso de aparelhos auxiliares. Para evitar procedimentos de fisioterapia ou de drenagem ativa, o dreno torácico deve ser projetado de tal forma que a pressão intrapleural seja suficiente para expulsar o ar para o frasco coletor, ou seja, $h > H_1$.

9. Referências

- [1] Fox, R. W. and McDonald, A. T., **Introdução à Mecânica dos Fluidos**, Ed. 5, LTC, 2001
- [2] Munson, B. R. and Young, D. F., **Fundamentos da Mecânica dos Fluidos**, Ed. 2, Edgard Blucher Ltda, 1997.
- [3] MedlinePlus Medical Encyclopedia: Pneumothorax. Apresenta imagens a respeito do sistema pulmonar. Disponível em: < <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/ency/article/000087.htm> >. Acesso em: 12/11/2007.
- [4] Ogata, K., **System Dynamics**, Ed 4, Pearson Prentice Hall, 2004.
- [5] PRESSURE. Apresenta deduções da lei de Poiseuille. Disponível em: < <http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/hbase/ppois.html#poi> >. Acesso em: 12/11/2007.

MODELAGEM E SIMULAÇÃO DE UM DRENO TORÁCICO

Gustavo Kazuto Kimura

kimura.gustavo@gmail.com

Abstract. The thoracic drain is a mechanical-based device that has an intrapleural cavity drainage purpose. It works as a unidirectional valve, therefore allowing fluid to flow only outwards of such cavity. A drain is needed, for example, when the intrapleural space gets filled by air, due to lung perforation, which raises intrapleural pressure and makes lung inflation difficult. Such air has got to be drained, therefore, by the thoracic drain. This project's main goal is to comprehend/define parameters that have matter over the operation of the drain. If that is achieved, the device's project may be better led, in such way that each of the drain's components can be designed for its specific operation. To achieve such goal, knowledge of the respiratory and fluid mechanics are used, under a few plausible assumptions made so that mathematical modeling could be applied. Through simulation's results, parameter's contribution to the drain's operation, such as thoracic tube's length, diameter and height immersion, could be measured.

Keywords. Thoracic, drain, pneumothorax, modeling, biomechanics