

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO ESCOLA POLITÉCNICA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA

MODELAGEM DE UM DRENO TORÁCICO

Paulo Alberto da Silva Junior

São Paulo
2017

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO ESCOLA POLITÉCNICA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA

MODELAGEM DE UM DRENO TORÁCICO

Trabalho de formatura apresentado à Escola
Politécnica da Universidade de São Paulo para a
obtenção do título de Graduação em Engenharia

Paulo Alberto da Silva Junior

Orientador: Prof. Dr. Raul Gonzalez
Lima

Área de Concentração:
Engenharia Mecânica

São Paulo
2017

Catálogo-na-publicação

da Silva, Paulo Alberto

Modelagem de um Dreno Torácico / P. A. da Silva -- São Paulo, 2017.
48 p.

Trabalho de Formatura - Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Departamento de Engenharia Mecânica.

1.Modelagem 2.Dreno Torácico 3.Pneumotórax 4.Drenagem Pleural
I.Universidade de São Paulo. Escola Politécnica. Departamento de Engenharia Mecânica II.t.

RESUMO

Drenos torácicos são aparelhos utilizados para tratar pacientes que apresentam o acúmulo de fluidos na cavidade intrapleural causado por alguma patologia. Eles funcionam como válvulas unidirecionais para permitir que haja a drenagem dos fluidos sem que exista qualquer refluxo para a caixa torácica. Neste trabalho procura-se entender as variáveis mecânicas relacionadas com o processo de sucção e consequente eliminação de fluidos contaminantes do espaço pleural através da utilização de drenos torácicos, que são basicamente compostos por tubos e reservatórios, para futura modelagem destes drenos. Uma vez determinadas essas variáveis para o modelo de sistemas que utilizam apenas a variação da pressão intrapleural para fazer a drenagem dos fluidos, é analisada qual a influência dos mesmos em sistemas com 3 frascos e sucção ativa

Palavras-chave: *Drenos Torácicos. Pneumotórax. Modelagem. Drenagem Pleural.*

ABSTRACT

Chest drainage systems are used to treat patients with the accumulation of fluids in the intrapleural cavity caused by a pathology. They function as unidirectional valves to allow drainage of fluids without any backflow into the rib cage. This paper studies the different variables related to the suction process and further elimination of contaminating fluids inside the pleural cavity using chest drainage systems, which are essentially composed of tubes and reservoirs, for future modeling of those systems. Once these variables are determined for the system model that only use the intrapleural pressure variation to drain the fluids, it is analyzed the influence of the same variables in systems with 3 bottles and active suction

Keywords: *Chest drainage systems. Pneumotorax. Modeling. Pleural Drainage.*

Lista de ilustrações

Figura 1 – Esquema da Cavidade Pleural	2
Figura 2 – Forças e Pressões atuantes nos Pulmões	4
Figura 3 – Diferentes tipos de complicações pulmonares	5
Figura 4 – Sistema de drenagem com 3 frascos	6
Figura 5 – Exemplo de dreno torácico	7
Figura 6 – Exemplo de selo d'água	8
Figura 7 – Modelo da atuação da pressão pleural nos pulmões	9
Figura 8 – Variação da pressão pleural durante a respiração	10
Figura 9 – Modelo para cálculo da Resistência no escoamento	13
Figura 10 – Sistema de drenagem com 3 frascos	15
Figura 11 – Parte Hidraulica do Sistema	17
Figura 12 – Diagrama de Blocos	21
Figura 13 – Variação da Pressão Pleural em um indivíduo saudável	22
Figura 14 – Variação da Pressão Pleural em um indivíduo com pneumotórax	22
Figura 15 – Sistema de drenagem com 3 frascos	23
Figura 16 – Sistema simplificado de drenagem com 3 frascos	24
Figura 17 – Variação da Pressão atuante no Tanque 1 sem sucção ativa	26
Figura 18 – Variação da altura no Tanque 1 sem sucção ativa	27
Figura 19 – Variação da Pressão no Tanque 1 com sucção ativa	28
Figura 20 – Variação da altura no Tanque 1 com sucção ativa	29
Figura 21 – Variação da altura no Tanque 2 com sucção ativa	30
Figura 22 – Variação da altura no Tanque 3 com sucção ativa	31
Figura 23 – Variação da altura no Tanque 4 com sucção ativa	32

Lista de símbolos

p	Pressão absoluta, N/m^2
ρ	Densidade, kg/m^3
Q	Vazão volumétrica, m^3/s
m	Massa de ar, kg
$\dot{m}$	Vazão mássica, kg/s
v	Velocidade, m/s
R_t	Raio do tubo, m
V	Volume, m^3
A	Área, m^2
r	Distância em relação à parede, m
$\bar{R}$	Constante universal dos gases, $J/mol.K$
R_{Ar}	Constante do gas, Ar, $J/mol.K$
η	Viscosidade dinâmica do gás, $Pa.s$
M	Massa molecular do gás, $kg/kmol$
T	Temperatura do gás, K
C	Capacitância, kg/Pa
R	Resistência, $Pa.s/kg$
L	Comprimento do tubo, m

Sumário

RESUMO	I
ABSTRACT	II
LISTA DE FIGURAS	III
LISTA DE SÍMBOLOS	IV
1 INTRODUÇÃO	1
2 REVISÃO DE LITERATURA	2
2.1 Mecânica Respiratória	2
2.2 Complicações Pulmonares	4
2.3 Drenos Torácicos	5
2.3.1 Dreno de Tórax	6
2.3.2 Selo d'água	8
3 CONCEITOS PARA MODELAGEM	9
3.1 Pressão Pleural	9
3.2 Resistências e Capacitâncias em Sistemas Respiratórios . .	11
3.3 Lei de Poiseuille	12
4 MODELAGEM	15
4.1 Modelo Simplificado	15
4.2 Cálculo das Alturas dos Reservatórios	16
5 ANÁLISE DAS CONSTANTES DO SISTEMA	19
6 SIMULAÇÃO PARA O CASO DE DOIS TANQUES	21
7 DRENO COM SUCCÃO	23
7.1 Modelo Simplificado	23
7.2 Equacionamento do sistema pneumático	24
7.3 Equacionamento do sistema hidráulico	25
8 SIMULAÇÃO DO DRENO COM SUCCÃO	26
9 RESULTADOS	33
9.1 Variações de altura dos tanques (h,H)	33
9.2 Geometria dos tubos e frascos (L,d,D)	33

9.3	Sucção Ativa	33
10	CONCLUSÃO	35
10.1	Relação entre diâmetros (d/D)	35
10.2	Altura de submersão da mangueira (H_2)	35
10.3	Densidade do fluido (ρ)	36
10.4	Viscosidade do fluido (η)	36
10.5	Resistência fluidica (R)	36
10.6	Capacitância fluidica (C)	36
10.7	Funcionamento do Dreno	37
11	COMENTÁRIOS	38
12	BIBLIOGRAFIA	39

1 INTRODUÇÃO

O estudo da mecânica respiratória é essencial para o desenvolvimento de projetos de equipamentos biomecânicos que envolvam os órgãos do sistema pulmonar e a caixa torácica. Um dos problemas mais comuns envolvendo estes órgãos é o acúmulo de fluidos, sejam eles líquidos ou gasosos, no espaço pleural devido a algum desequilíbrio fisiológico.

Desta forma, drenagens do tórax são procedimentos importantes para manter ou reestabelecer a pressão negativa do espaço pleural, garantindo o bom funcionamento da função cardiorrespiratória e o equilíbrio hemodinâmico através da retirada dos fluidos que se encontram acumulados na cavidade pleural.

No caso deste trabalho, procura-se entender as variáveis mecânicas relacionadas com o processo de sucção e consequente eliminação de fluidos do espaço pleural através da utilização de drenos torácicos, que são basicamente compostos por tubos e reservatórios. Nos casos mais simples, os drenos funcionam apenas por efeitos gravitacionais, porém existem casos mais complexos que podem necessitar da utilização de bombas de sucção para compensar o atrito entre o fluido a ser expelido e a tubulação do dreno.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Mecânica Respiratória

Primeiramente, antes de modelar matematicamente o dreno torácico, é necessário entender os processos da mecânica respiratória, como o funcionamento do pulmão durante a inspiração e expiração, assim como seu volume e pressões durante estes fenômenos.

Anatomicamente, o pulmão é um órgão em formato de cone que ocupa parte da cavidade torácica, estendendo-se do diafragma até a porção superior da clavícula. São recobertos pela pleura, sendo contornados posteriormente, e revestem a face interna da parede torácica, como visto na Figura 1.

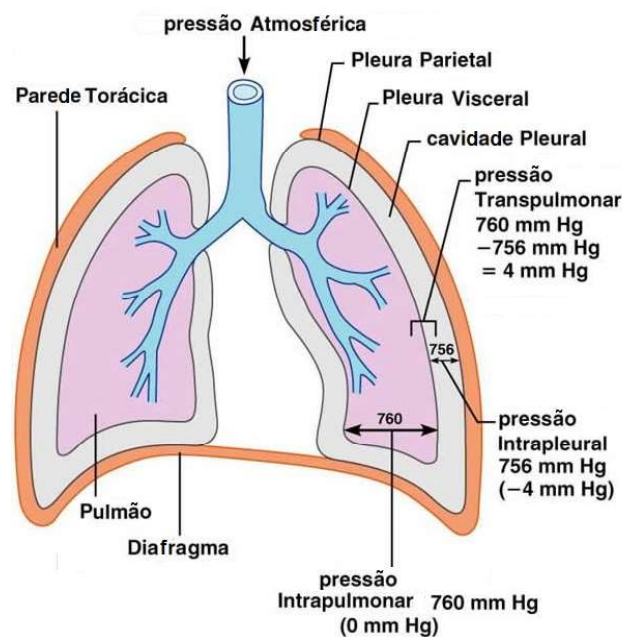


Figura 1 – Esquema da Cavidade Pleural

Fonte: Cephalic Veins 2016

A pleura é uma membrana lisa que tem como função permitir que os pulmões se movam suavemente durante movimentos respiratórios. Em condições naturais, o espaço entre duas membranas pleurais forma um volume denominado espaço pleural. Este contém um líquido seroso que facilita a aderência da superfície pleural e

age como lubrificante garantindo deslocamentos sem fricção durante os movimentos respiratórios.

A mecânica respiratória relaciona as forças e pressões atuantes na região torácica e nos pulmões, de forma a gerar diferenças de pressão entre a região intrapulmonar e o exterior do corpo. Forças e pressões estas que podem ser divididas entre ativas, como no caso das forças geradas pelos músculos torácicos e diafragma, e passivas, como as forças elásticas provenientes da natureza elástica das fibras da membrana pulmonar e da caixa torácica.

O processo de respiração também pode ser dividido em duas partes: inspiração (entrada de ar) e expiração (expulsão de ar). Na inspiração, os músculos da caixa torácica e o diafragma se contraem, expandindo o volume torácico e estendendo a membrana pleural, fazendo com que a membrana visceral dos pulmões também se estenda, uma vez que a pressão no espaço pleural é negativa. Assim, com o pulmão expandido, a pressão intrapulmonar se torna menor que a pressão atmosférica, permitindo a entrada de ar nos pulmões. Por envolver trabalho muscular, esse processo é ativo e envolve consumo de energia.

Já no processo de expiração, os fatores dominantes são as características elásticas dos tecidos da caixa torácica e da membrana visceral pulmonar, que acumulam energia durante sua distensão na inspiração e retornam a sua posição original na expiração. Assim, neste retorno, estas forças elásticas tendem a retrain o volume da caixa torácica, aumentando a pressão intrapulmonar e expelindo o ar ali presente. Embora este processo possa ser acelerado através da utilização dos músculos da caixa torácica, este processo é considerado passivo por atuar majoritariamente através das forças elásticas dos tecidos e membranas citados.

Desta forma, as forças e pressões que atuam no pulmão durante a respiração serão consideradas as seguintes (mostradas na Figura 2):

- Pressão atmosférica: atua de forma a impedir a expansão da caixa torácica;
- Pressão intrapulmonar: se equivale à pressão atmosférica quando as vias respiratórias estão abertas e não existe fluxo de ar no sistema;
- Pressão intrapleural: pressão atuante na cavidade pleural. Por ser negativa, tende a manter as membranas pleural e visceral pulmonar juntas próximas;
- Força elástica do tórax: caracterizada pela composição do tecido torácico;
- Força elástica pulmonar: decorrente da natureza elástica das fibras da membrana pulmonar, que procura retrain o pulmão;

- Forças motoras de respiração: forças geradas pelos músculos torácicos e pelo diafragma durante a respiração.

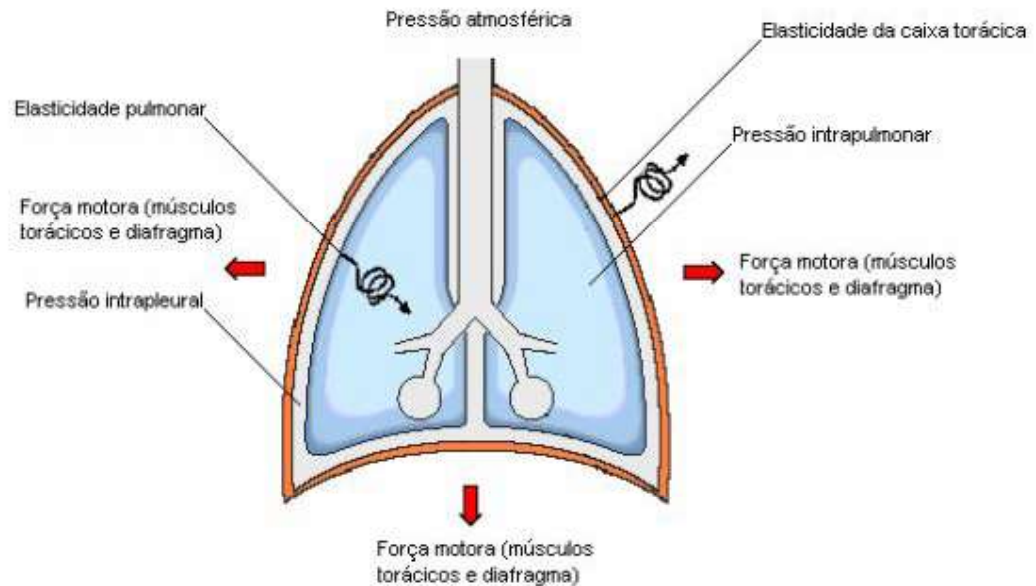


Figura 2 – Forças e Pressões atuantes nos Pulmões

Fonte: Gustavo Kimura (2007)

Com as vias não-obstruídas e sem fluxo de ar, estas forças e pressões se anulam, ficando em equilíbrio. Desta forma, qualquer alteração que não siga os processos fisiológicos de respiração gera um distúrbio respiratório. Lesões que rompam alguma das membranas que definem a cavidade pleural, por exemplo, causam a entrada de ar nessa região, uma vez que a pressão pleural é mais baixa que a pressão atmosférica.

Esse acúmulo de ar na cavidade pleural faz com que sua pressão se iguale à pressão atmosférica, fazendo com que a contração dos músculos torácicos não consiga puxar a membrana visceral pulmonar, não aumentando a pressão intrapulmonar e impedindo a inspiração.

2.2 Complicações Pulmonares

Dentre os fluidos que podem se acumular na cavidade pleural estão o ar, sangue, pus, linfa, e líquido do pericárdio causando, respectivamente, pneumotórax, he-

motórax, empiema, quilotórax e hidrotórax. Na maioria dos casos, estes acúmulos de fluido estão relacionados com processos infecciosos, traumas ou procedimentos cirúrgicos.

Mesmo apresentando densidades e viscosidades diferentes, a modelagem dos drenos pode ser considerada intercambiável, uma vez que se pretende estudar apenas como os fluidos se comportam durante a drenagem torácica. Portanto, o enfoque do trabalho será considerando que o paciente apresente um caso de pneumotórax.

Como brevemente explicado anteriormente, o pneumotórax se caracteriza pela presença de ar na cavidade pleural devido a algum trauma, processo infeccioso ou mesmo pelo acúmulo de bolhas dentro do pulmão, podendo gerar uma fissura na membrana permitindo a passagem de ar.

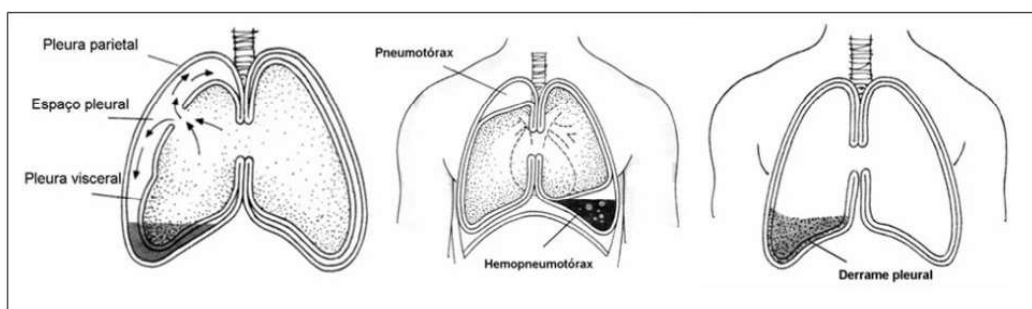


Figura 3 – Diferentes tipos de complicações pulmonares

Fonte: CIPRIANO, F. G. e DESSOTE, L. U (2010)

Segundo Cipriano; Dessote (2010), os valores de pressão pleural podem variar de -4 cm de H₂O durante a expiração até -8 cm de H₂O na inspiração, conforme exibido na Figura 3. O fato desta pressão ser negativa é essencial no movimento respiratório, pois é ela que garante que a membrana visceral pulmonar irá se distender juntamente com a membrana parietal quando os músculos da caixa torácica se contraírem durante a inspiração.

Desta forma, qualquer fator que anule esta pressão negativa, como por exemplo a entrada de ar na cavidade pleural, impede o processo de inspiração, fazendo com que o pulmão retraia, colabando-se.

2.3 Drenos Torácicos

Em casos onde o fluido a ser retirado da cavidade torácica não apresenta viscosidade muito alta, ou que o fluxo de saída deste fluido não seja muito grande, os drenos

torácicos funcionam basicamente através de efeitos gravitacionais. Desta forma, o sistema de drenagem deve ser posicionado em uma posição relativa abaixo da incisão onde o cateter será inserido no paciente.

Assim, segundo Cipriano; Dessote (2010), drenos torácicos são compostos pelos seguintes componentes:

- Dreno de tórax;
- Conexões intermediárias e extensões;
- Frasco selo d'água.

Alguns sistemas mais complexos apresentam um terceiro frasco para regular a aspiração, como mostrado na Figura 4.

O dreno de tórax é composto do cateter que será inserido no paciente, o frasco coletor e as mangueiras de conexão entre este cateter e o frasco coletor. As conexões intermediárias e extensões ligam o dreno de tórax com o frasco de selo d'água, garantindo o posicionamento correto para fazer a drenagem. Finalmente, o frasco selo d'água serve para criar uma válvula unidirecional no sistema de drenagem, impedindo o refluxo de fluido para o interior da cavidade pleural.

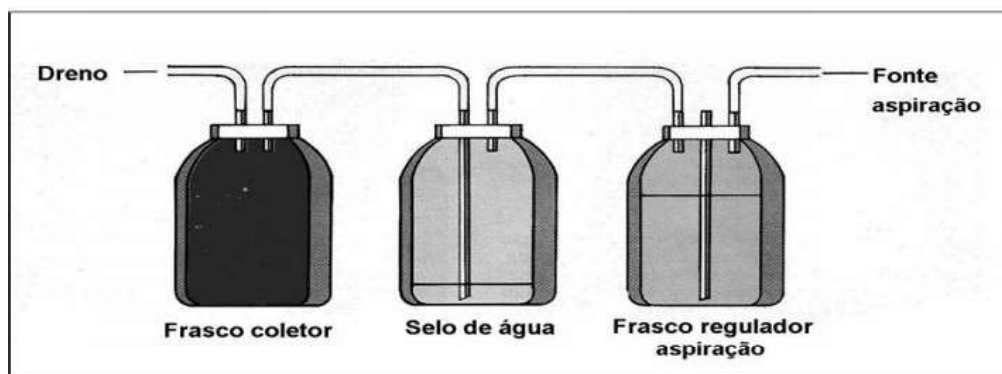


Figura 4 – Sistema de drenagem com 3 frascos

Fonte: CIPRIANO, F. G. e DESSOTE, L. U (2010)

2.3.1 Dreno de Tórax

Segundo recomendações do Conselho Regional de Enfermagem do Estado de São Paulo (COREN 2011), os drenos devem ser escolhidos de acordo com a complicação pulmonar relatada. Um pneumotórax simples pode ser tratado com um dreno de 5 a 9

mm (nº 16 a 28 F) enquanto um hemotórax exige calibres maiores de 9 a 12 mm (nº 36 a 40 F). Recomenda-se também que no trauma utilize-se no mínimo um calibre de 9 mm (nº 28 F) para adultos. Não há especificações para crianças ou recém-nascidos nos documentos do COREN, porém o estudo de CIPRIANO, F. G. e DESSOTE, L. U (2010) sugere a utilização de calibre 16 F em recém nascidos e 22 F para crianças com mais de 1 ano de idade.

Segundo Crpriano; Dessote (2010), os drenos de tórax devem apresentar/ser:

- Tubular multiperfurado: para aumentar a superfície de drenagem e diminuir a chance de obstruções;
- Siliconizado: para evitar a aderência de coágulos;
- Consistência firme: pela menor chance de colapsar e de formar coágulos; evite drenos rígidos que provocam dor e podem lesar o pulmão;
- Radiopaco ou com linha radiopaca: o que permite confirmar, por radiografia, se a última perfuração do dreno está na cavidade pleural e a sua posição.

Um exemplo de dreno torácico é mostrado na Figura 5.

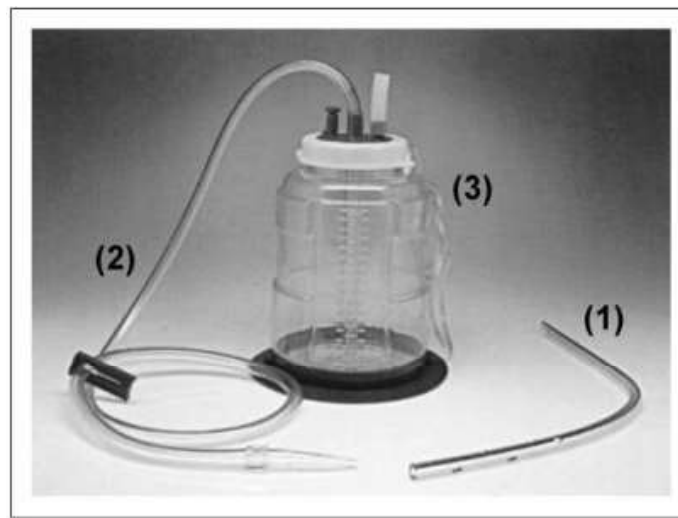


Figura 5 – Exemplo de dreno torácico

Fonte: CIPRIANO, F. G. e DESSOTE, L. U (2010)

2.3.2 Selo d'água

Já os frascos selo d'água são compostos pelo próprio frasco e pelas conexões intermediárias, que podem ligá-lo ao frasco coletor e a um possível frasco regulador. Dentro do frasco existe uma coluna d'água, responsável pelo efeito de válvula unidirecional do dreno. A altura ideal desta coluna, considerando um paciente de pneumotórax, é de aproximadamente 2 cm. Com esta altura, o selo impede o refluxo de fluido sem criar uma resistência muito grande à saída do fluido da cavidade pleural, pois neste último caso a diferença de pressões também precisa superar a coluna d'água de 2 cm. Um exemplo de selo d'água é mostrado na Figura 6.



Figura 6 – Exemplo de selo d'água

Fonte: CIPRIANO, F. G. e DESSOTE, L. U (2010)

3 Conceitos para Modelagem

3.1 Pressão Pleural

Antes de modelar o dreno torácico, é preciso definir e modelar o funcionamento dos pulmões e, principalmente, da membrana pleural. Segundo Kimura (2007), um modelo simples e eficaz para modelar o funcionamento do pulmão é o de vasos e pressões, onde o pulmão pode ser definido como um vaso que possui um certo volume dependendo da relação entre a pressão externa, definida como a pressão pleural neste caso, e a pressão interna, definida como a pressão atmosférica na inspiração e como sendo quase nula na expiração. O modelo sugerido é apresentado na Figura 7.

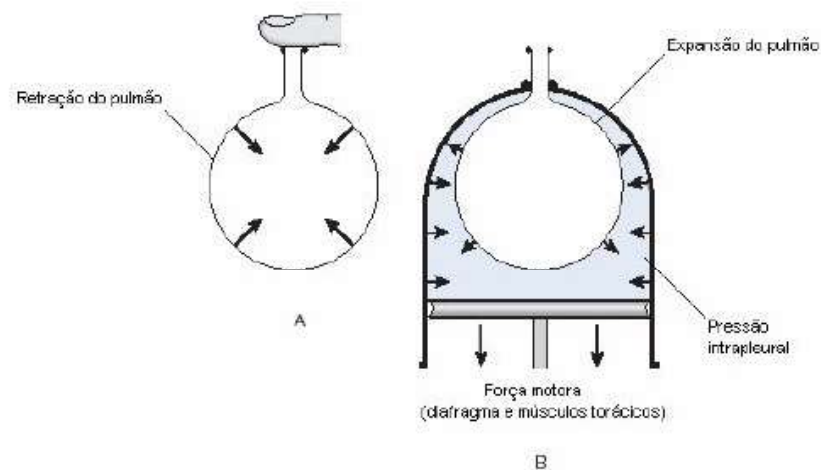


Figura 7 – Modelo da atuação da pressão pleural nos pulmões

Fonte: Gustavo Kimura (2007)

O caso A da Figura 7 representa a expiração, com a retração do pulmão devido ao gradiente negativo de pressões causado apenas pela pressão pleural, quando consideramos que a pressão interna é nula. Já o caso B representa a inspiração, com a expansão dos pulmões devido ao gradiente positivo de pressões.

Neste último, a região pleural funciona como uma seringa, onde a parte externa representa a caixa torácica, o êmbolo representa o diafragma, e o balão representa o pulmão, interno à seringa. As forças motoras são todas aplicadas ao êmbolo, para efeitos de simplificação do problema. Desta forma, a contração dos músculos e do

diafragma causam um aumento da região pleural e uma consequente diminuição da pressão pleural. Uma vez que essa pressão se torna menor que a pressão atmosférica, o ar entra no pulmão, aumentando seu volume, já que relação entre Pressão e Volume é constante.

Outra forma de imaginar o comportamento dos pulmões e da região pleural é através de uma seringa com dois êmbolos de cada lado, onde estes estão ligados à molas. Estas representam a elasticidade da membrana pulmonar e da membrana pleural.

A existência do líquido intrapleural, considerado como incompressível, é de extrema importância para que haja a coesão entre o movimento dos pulmões e da caixa torácica, tanto na inspiração quanto na expiração. Então, nos modelos citados acima, a variação do volume pulmonar está diretamente atrelada à variação da pressão intrapleural durante o mecanismo de respiração. Esta variação está representada na Figura 8.

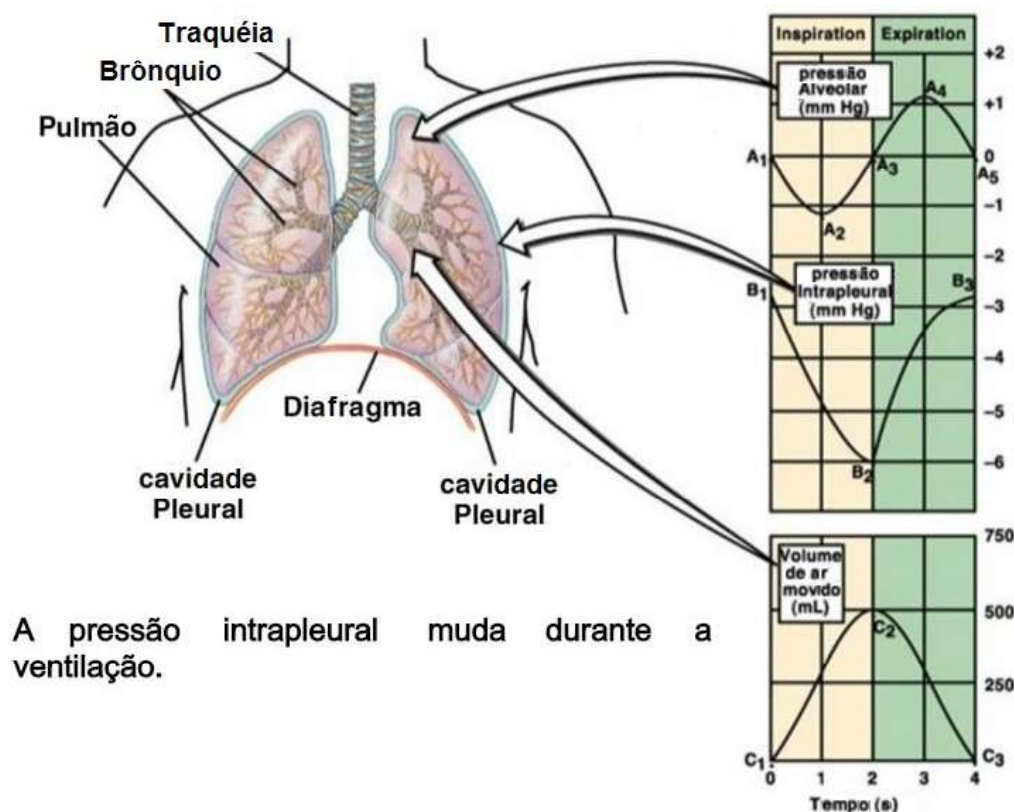


Figura 8 – Variação da pressão pleural durante a respiração

Fonte: Livia Parra (2014)

A pressão intrapleural varia de aproximadamente -3 mmHg (-4 cmH₂O) à -6 mmHg (-8 cmH₂O). Novamente, é importante ressaltar que, embora varie durante a respiração, a pressão intrapleural é sempre negativa.

3.2 Resistências e Capacitâncias em Sistemas Respiratórios

Analogamente ao que acontece com sistemas hidráulicos, os tubos por onde o ar passa em sistemas respiratórios apresentam uma certa resistência ao escoamento. Essa resistência é normalmente definida como a variação da diferença de pressão necessária para alterar a vazão mássica do escoamento. Desta forma, podemos definir a resistência de acordo com a relação abaixo.

$$R = \frac{d(\Delta p)}{dq} \quad [\text{N s kg}^{-1} \text{ m}^{-2}] \quad (3.1)$$

Onde $d(\Delta p)$ representa a variação da diferença de pressão e dq a variação do fluxo de massa no escoamento.

Em um vaso de pressão, podemos definir sua capacitância como a variação da massa de ar necessária para variar a pressão interna do vaso em uma unidade. Desta forma, a equação que define a capacitância é mostrada abaixo.

$$C = \frac{dm}{dp} = V \frac{d\rho}{dp} \quad [\text{kg m}^2 \text{ N}^{-1}] \quad (3.2)$$

Onde:

- m = massa de ar no vaso de pressão (kg);
- ρ = massa específica do ar (kg/m³);
- p = pressão absoluta do ar (Pa);
- V = volume do vaso de pressão (m³).

Entretanto, é possível definir uma expressão para a massa específica do ar se considerarmos o mesmo como gás perfeito. Desta forma, têm-se:

$$\rho = \frac{pM}{RT} = \frac{p}{R_{Ar}T} \quad [\text{kg m}^{-3}] \quad (3.3)$$

Onde:

- T = temperatura do ar no vaso de pressão (K);
- ρ = massa específica do ar (kg/m³);

- p = pressão absoluta do ar (Pa);
- $\bar{R}$ = constante universal dos gases (J/(mol.K));
- R_{Ar} = constante do gás (J/(mol.K));
- M = massa molar do gás (kg/kmol).

Adotando que as transformações são isotérmicas e adiabáticas, sendo n o expoente politrópico, temos que a razão p/ρ^n é constante. Então, podemos definir a derivada da Equação (3.2) como:

$$\frac{d\rho}{dp} = \frac{\rho}{np} = \frac{1}{nR_{Ar}T} \quad (3.4)$$

Finalmente, substituindo na definição de capacitância, temos:

$$C = \frac{V}{nR_{Ar}T} \quad [\text{kg m}^2 \text{ N}^{-1}] \quad (3.5)$$

É possível perceber que o valor da capacitância varia ao longo do fenômeno de respiração, uma vez que este depende do volume, e da temperatura do ar. O expoente politrópico pode ser considerado como constante e aproximadamente igual a 1.

3.3 Lei de Poiseuille

A lei de Poiseuille é a lei que define o movimento de fluidos dentro de tubos. Ela define que a vazão volumétrica do escoamento está diretamente atrelada à diferença de pressões à jusante e a montante do escoamento e a resistência do tubo pelo qual há o escoamento. Considerando que o escoamento de ar é laminar no tubo do dreno, é possível determinar a resistência dos tubos do sistema respiratório através desta Lei.

Supondo que o tubo seja circular, o perfil de velocidades do escoamento será parabólico em relação ao raio e simétrico em relação ao plano central do tubo, como mostrado na Figura 9.

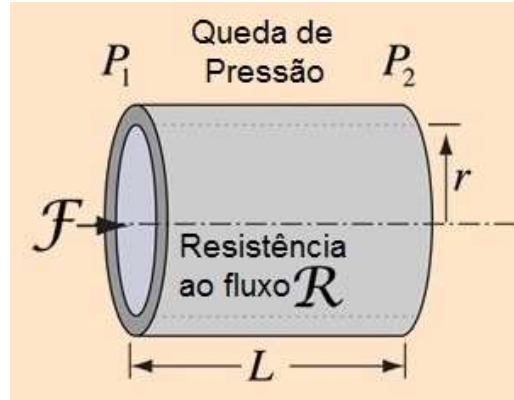


Figura 9 – Modelo para cálculo da Resistência no escoamento

Fonte: Hyperphysics (2016)

Assim, a equação diferencial que define o perfil de velocidades em coordenadas cilíndricas é dada por:

$$\frac{d^2v}{dr^2} + \frac{1}{r} \frac{dv}{dr} = -\frac{1}{\eta} \frac{\Delta P}{\Delta x} \quad (3.6)$$

Como comentado, a solução geral desta equação, o perfil de velocidades, é uma parábola do tipo $v(r) = ar^2 + b$. Para definir estas constantes, substitui-se a solução na equação diferencial e utilizam-se as condições de contorno abaixo.

Para $r = 0$, centro do tubo, temos:

$$2a + \frac{1}{r} 2ar = -\frac{1}{\eta} \frac{\Delta P}{\Delta x}, r = 0 \Rightarrow a = -\frac{1}{4\eta} \frac{\Delta P}{\Delta x} \quad (3.7)$$

Para $r = R_t$ (parede do tubo), a velocidade deve ser nula, pois não há escorregamento entre o fluido e a parede.

$$v(r) = -\frac{1}{4\eta} \frac{\Delta P}{\Delta x} r^2 + b, r = R_t, v = 0 \Rightarrow b = \frac{1}{4\eta} \frac{\Delta P}{\Delta x} R^2 \quad (3.8)$$

Portanto, o perfil de velocidades é descrito por:

$$v(r) = \frac{1}{4\eta} \frac{\Delta P}{\Delta x} (R_t^2 - r^2) \quad (3.9)$$

Agora, para definir a resistência, são adotadas as duas equações que definem a vazão volumétrica no escoamento:

$$Q = \frac{\Delta P}{R} \quad (3.10)$$

$$Q = \int v dA = \int_0^{R_t} \frac{1}{4\eta} \frac{\Delta P}{\Delta x} (R_t^2 - r^2) 2\pi r dr \quad (3.11)$$

$$Q = \frac{\pi R_t^4}{8\eta} \frac{\Delta P}{L} \quad (3.12)$$

Finalmente igualando as Equações (3.10) e (3.12), temos:

$$\frac{\pi R_t^4}{8\eta} \frac{\Delta P}{L} = \frac{\Delta P}{R} \Rightarrow R = \frac{8\eta L}{\pi R_t^4} \quad (3.13)$$

4 Modelagem

4.1 Modelo Simplificado

Segundo Kimura (2007), pode-se adotar como simplificação do sistema de drenagem em estudo, o modelo mostrado na Figura 10.

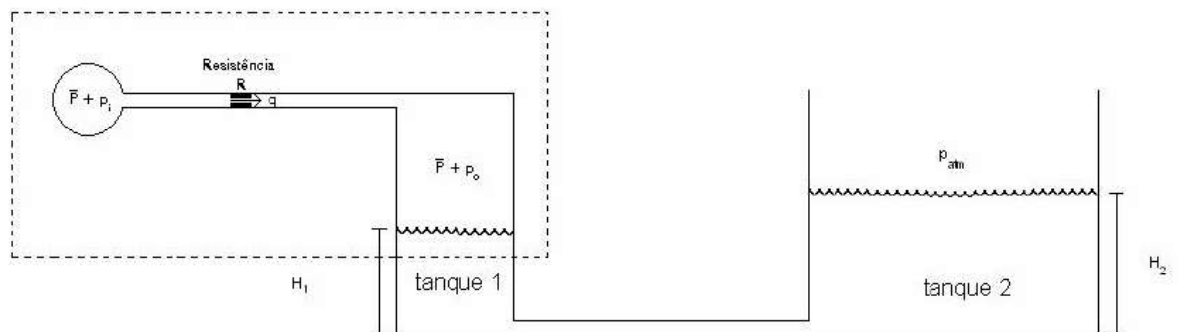


Figura 10 – Sistema de drenagem com 3 frascos

Fonte: Gustavo Kimura (2007)

Considerando a parte destacada da figura, que representa a seção do dreno conectada ao espaço intrapleural, é possível determinar a pressão do no tanque de altura H_1 utilizando a pressão intrapleural como entrada, uma vez que o único fenômeno nesta seção é a perda de carga causada pela resistência do tubo.

Como há apenas a passagem de ar nesta seção, trata-se de um sistema pneumático com dois vasos de pressão e um tubo conector. Assim, considerando pequenas variações, podemos determinar a pressão que age no tanque de nível H_1 , a partir da definição de Capacitância, como mostrado na Equação 4.1.

$$C = \frac{dm}{dp} \Rightarrow C.dp = dm \quad (4.1)$$

A Equação 4.1 mostra que a variação de massa no sistema é igual à capacitância multiplicada por uma variação de pressão. Essa variação de massa pode ser reescrita como na Equação 4.2, que é simplesmente a definição de vazão mássica.

$$dm = \dot{m}.dt \quad (4.2)$$

Substituindo na equação anterior, temos:

$$C.dp = \dot{m}.dt \quad (4.3)$$

Utilizando ainda a definição de Resistência, temos que

$$Q = \frac{(p_i - p_o)}{R} \quad (4.4)$$

E substituindo na Equação 4.1, temos

$$C.dp = \frac{(p_i - p_o)}{R} dt \quad (4.5)$$

Finalmente, reescrevendo a equação, temos a relação entre p_i e p_o , as pressões nos vasos de pressões do modelo analisado.

$$RC \frac{dp}{dt} + p_o = p_i \quad (4.6)$$

Onde RC é a constante de tempo do sistema analisado.

Com o valor da pressão no tanque de altura H_1 é possível definir posteriormente a relação entre as alturas H_1 e H_2 dos tanques do sistema.

4.2 Cálculo das Alturas dos Reservatórios

O cálculo das alturas dos reservatórios baseia-se na Teoria de Hidrostática, uma vez que os tanques são considerados como vasos comunicantes.

Assim, considerando que não há perdas no deslocamento do fluido de um tanque para o outro, e que o fluido é incompressível, podemos utilizar a Equação de pressão hidrostática entre os pontos 1 e 2, determinados como a superfície do fluido nos tanques 1 e 2, respectivamente. Logo

$$\int_{p_1}^{p_2} dp = - \int_{z_1}^{z_2} \rho g dz \quad (4.7)$$

$$p_2 - p_1 = -\rho g(z_2 - z_1) \quad (4.8)$$

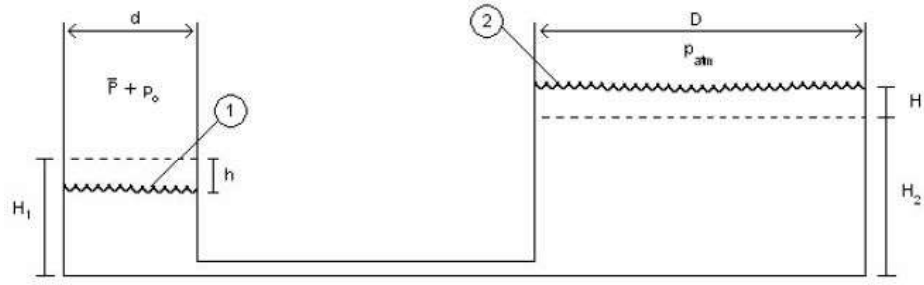


Figura 11 – Parte Hidráulica do Sistema

Fonte: Gustavo Kimura (2007)

Aplicando os valores do sistema hidráulico analisado, mostrado na Figura 11, a equação 4.8 fica

$$\bar{P} + p_o - p_{atm} = \rho g[(H_2 + H) - (H_1 - h)] \quad (4.9)$$

E rearranjando os termos para isolar as variações de altura nos reservatórios, temos

$$\bar{P} + p_o - p_{atm} = \rho g(H_2 - H_1) + \rho g(H + h) \quad (4.10)$$

Considerando a Equação da Continuidade, a hipótese de que o fluido em análise é incompressível e que os reservatórios são cilíndricos, podemos considerar que o volume deslocado no reservatório 1 deve ser igual ao volume deslocado no reservatório 2. Portanto, é possível encontrar uma nova relação entre as variações de nível nos reservatórios (H e h), como mostrado na Equação 4.12.

$$V_1 = V_2 \Rightarrow \pi \frac{d^2}{4} h = \pi \frac{D^2}{4} H \quad (4.11)$$

$$h = \frac{D^2}{d^2} H \quad (4.12)$$

Substituindo na Equação 4.10, definimos H e h em função das pressões atuantes no sistema e de suas características geométricas. Logo

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

$$\bar{P} + p_o - p_{atm} = \rho g(H_2 - H_1) + \rho g H \left(1 + \frac{D^2}{d^2}\right) \quad (4.14)$$

$$\bar{P} + p_o - p_{atm} = \rho g(H_2 - H_1) + \rho g h \left(1 + \frac{d^2}{D^2}\right) \quad (4.15)$$

Finalmente, isolando as variações do nível dos reservatórios

$$H = \frac{\bar{P} + p_o - [p_{atm} + \rho g(H_2 - H_1)]}{\rho g(1 + \frac{D^2}{d^2})} \quad (4.16)$$

$$h = \frac{\bar{P} + p_o - [p_{atm} + \rho g(H_2 - H_1)]}{\rho g(1 + \frac{d^2}{D^2})} \quad (4.17)$$

5 Análise das Constantes do Sistema

As principais constantes do sistema são a Capacitância e a Resistência, definidas anteriormente pelas Equações 3.5 e 3.13. Para tanto, é necessário definir a geometria do dreno torácico e as constantes físicas do ar. Estes valores são mostrados abaixo.

- L = comprimento do tubo = 1,5 m;
- η = Viscosidade Dinâmica do Ar = $1,84 \cdot 10^{-5}$ Pa.s;
- d = diâmetro do tubo = 0,01 m;
- T = Temperatura do Ar = 303 K;
- R_{Ar} = constante do gás = 287 N.m/(kg.K);
- D = diâmetro do reservatório (Dreno) = 0,15 m;
- V = Volume do tubo em m.

Para o cálculo da Capacitância, partindo da Equação 3.5, temos

$$C = \frac{V}{nR_{Ar}T} \quad (5.1)$$

Onde $n=1$ e V é o volume do tubo considerando que o mesmo tenha uma seção transversal circular. Ou seja:

$$V = \frac{\pi d^2 L}{4} \quad (5.2)$$

Logo, a Equação 5.1 se transforma em

$$C = \frac{\pi d^2 L}{4nR_{Ar}T} \Rightarrow C = 6,7 \cdot 10^{-6} d^2 L \quad (5.3)$$

A partir da Equação 5.3, percebe-se que a Capacitância do sistema varia quadraticamente com relação ao diâmetro do tubo e linearmente com relação ao comprimento do tubo. Para a tubulação em análise, o valor da capacitância é de $C = 1,03 \cdot 10^{-9}$ kg/(N/m²).

Já para o cálculo da Resistência, partindo da equação 3.13, temos

$$R = \frac{8\eta L}{\pi R_t^4} \Rightarrow R = 4,7 \cdot 10^{-5} \frac{L}{r^4} \quad (5.4)$$

Em contraste com a expressão da Capacitância, a Resistência é muito mais sensível a variações do raio do tubo ligado ao reservatório, uma vez que o raio aparece elevado à quarta potência. Este resultado é coerente com o esperado logicamente, uma vez que uma área maior, intuitivamente, representa uma menor barreira ao fluxo de qualquer fluido que esteja percorrendo o tubo. Para o dreno estudado, o valor da Resistência, considerando as suas características geométricas, é de $R = 1,12 \cdot 10^5 \text{ Pa/(m}^3/\text{s)}$.

6 Simulação para o caso de dois tanques

Como analisado anteriormente, a equação diferencial que rege o comportamento do dreno torácico é dada pela equação 4.6:

$$RC \frac{dp}{dt} + p_o = p_i \quad (6.1)$$

Assim, com os valores calculados da resistência e capacitância fluidicas ($R = 1,12 \cdot 10^5$ Pa/(m³/s) e $C = 1,03 \cdot 10^{-9}$ kg/(N/m²)), podemos determinar a constante RC e a os valores da equação diferencial. Logo,

$$1,15 \cdot 10^{-4} \frac{dp}{dt} + p_o = p_i \quad (6.2)$$

Podemos representar a equação diferencial a partir de um diagrama de blocos, utilizando p_i e p_o como entrada e saída, respectivamente.

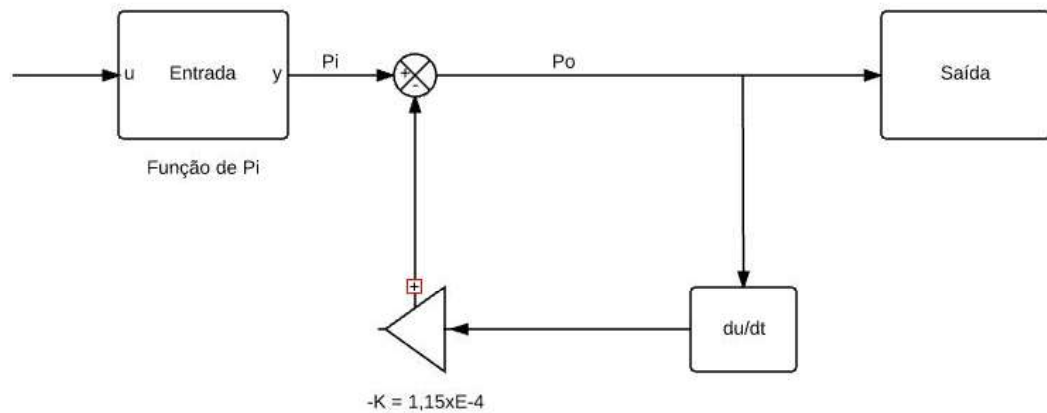


Figura 12 – Diagrama de Blocos

Sendo assim, aproximando a variação da pressão interna para um indivíduo saudável como mostrado na Figura 13, temos:

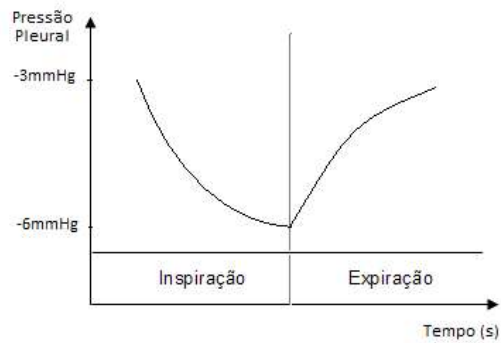


Figura 13 – Variação da Pressão Pleural em um indivíduo saudável

Como em um indivíduo com pneumotórax a pressão intrapleural é maior que a de um indivíduo saudável, supondo um acréscimo de 7mmHg, temos que a pressão na região pleural será positiva. Destaca-se que neste caso, o gráfico da variação da pressão pleural apenas é deslocado na direção vertical, como mostra a Figura 14.

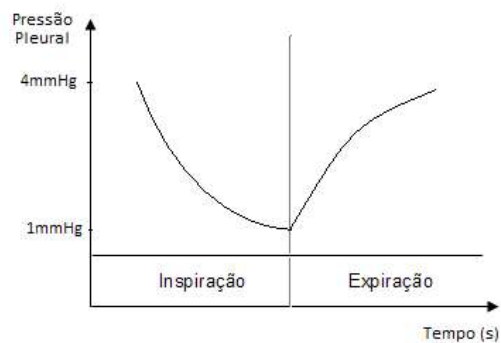


Figura 14 – Variação da Pressão Pleural em um indivíduo com pneumotórax

7 Dreno com sucção

Normalmente, drenos que atuam com sucção forçada apresentam um terceiro frasco para aliviar a diferença de pressão entre a sucção e a região pleural, evitando que o pulmão colapse. Para tanto, este frasco possui ligações entre a sucção e o selo d'água juntamente com uma abertura para a atmosfera. É esta abertura que alivia a diferença de pressões, pois, se a diferença entre a pressão intrapleural e a sucção for maior que a diferença entre a pressão atmosférica e a sucção, a sucção acabará por puxar ar para dentro do frasco regulador de pressão, ao invés de puxar o fluido do interior da região intrapleural. Portanto, para casos onde há uma alta viscosidade no fluido que está sendo retirado da região intrapleural (sangue ou pus, por exemplo), pode ser necessária a utilização dessa configuração para drenagem do pulmão, e reestabelecimento da pressão pleural.

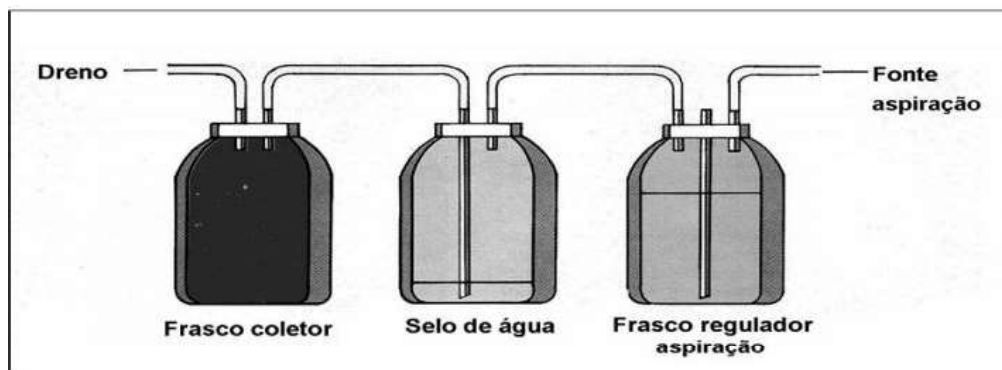


Figura 15 – Sistema de drenagem com 3 frascos

Fonte: CIPRIANO, F. G. e DESSOTE, L. U (2010)

Nesta configuração, uma nova abordagem é necessária, pois, além da variação natural da pressão intrapleural, que naturalmente tenta expulsar o fluido da cavidade pleural, ainda há a criação de uma área de baixa pressão próxima da sucção, facilitando ainda mais a retirada do fluido da região pleural.

7.1 Modelo Simplificado

Então, uma visão simplificada do problema é apresentada na Figura 16, abaixo.

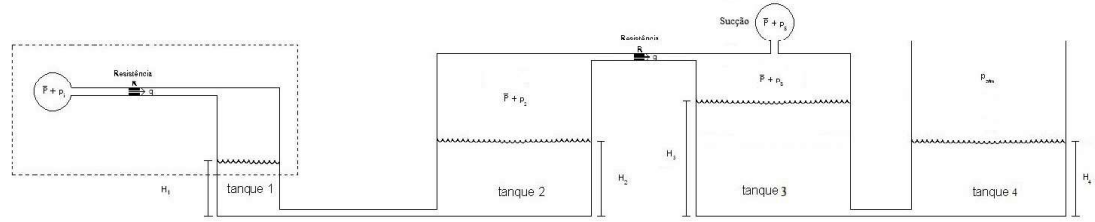


Figura 16 – Sistema simplificado de drenagem com 3 frascos

Da mesma forma como foi feito para a modelagem anterior, é necessário desenvolver equações que permitam avaliar as variações de altura em todos os frascos, que está diretamente atrelada com a variação da pressão em todos os frascos. Ressalta-se que a diferença entre a pressão próxima a sucção (p_s) esta relacionada com a perda de carga causada pela resistência da tubulação que liga o frasco regulador de pressão com o frasco selo d'água, da mesma forma que acontece com a região intrapleural.

Portanto, analogamente ao sistema anterior, podemos dividir o sistema em suas partes pneumática e hidráulica. Entretanto, com a adição do frasco regulador de pressão, são necessários dois sistemas pneumáticos e dois sistemas hidráulicos para definir todas as alturas dos tanques e as pressões atuantes nos mesmos.

7.2 Equacionamento do sistema pneumático

Como mostrado anteriormente, a relação entre pressões no sistema pneumático pode ser descrita através da seguinte equação diferencial.

$$RC \frac{dp}{dt} + p_o = p_i \quad (7.1)$$

Como temos dois sistemas pneumáticos nessa configuração, temos:

$$R_1 C_1 \frac{dp}{dt} + p_o = p_i \quad (7.2)$$

$$R_2 C_2 \frac{dp}{dt} + p_s = p_2 \quad (7.3)$$

Onde p_s é a pressão na região próxima à sucção e p_2 é a pressão interna do selo d'água.

As resistências e capacitâncias do sistema são calculadas da mesma maneira que suas equivalentes no sistema anterior. Neste caso, a pressão pleural varia de acordo com o gráfico da seção anterior, porém a pressão p_s será considerada como um sistema de baixa pressão.

7.3 Equacionamento do sistema hidráulico

Para o sistema hidráulico, analogamente ao sistema anterior, podemos calcular a variação das alturas nos tanques a partir das relações hidrostáticas entre os tanques, assumindo que o fluido é incompressível e que os tanques atuam como vasos comunicantes, e as relações geométricas dos frascos, uma vez que os volumes deslocados dos dois lados deve ser igual.

Desta forma, temos:

$$\bar{H}_1 = \frac{\bar{P} + p_o - [p_2 + \rho g(H_2 - H_1)]}{\rho g(1 + \frac{D_1^2}{d_1^2})} \quad (7.4)$$

$$\bar{h}_1 = \frac{\bar{P} + p_o - [p_2 + \rho g(H_2 - H_1)]}{\rho g(1 + \frac{d_1^2}{D_1^2})} \quad (7.5)$$

$$\bar{H}_2 = \frac{\bar{P} + p_s - [p_{atm} + \rho g(H_4 - H_3)]}{\rho g(1 + \frac{D_2^2}{d_2^2})} \quad (7.6)$$

$$\bar{h}_2 = \frac{\bar{P} + p_s - [p_{atm} + \rho g(H_4 - H_3)]}{\rho g(1 + \frac{d_2^2}{D_2^2})} \quad (7.7)$$

Neste caso, h_i e H_i são as variações do nível nos tanques, nos sistemas 1 e 2, como mostrados na figura 16. Já d_i e D_i são os diâmetros dos frascos utilizados no sistema.

8 Simulação do Dreno com sucção

Para simular o sistema, a pressão intrapleurar em um paciente com pneumotórax foi aproximada por uma cossenoide de máximos e mínimos iguais a 500 Pa e 200 Pa, respectivamente, durante um período de cinco segundos.

Assim, para o caso sem sucção ativa, foi simulado o sistema com apenas o selo d'água, de forma a levantar as variações de pressão atuantes no selo d'água juntamente com as variações de altura dos níveis de água.

Então, considerando os valores de Resistência e Capacitância levantados anteriormente, temos os seguintes valores de variações de altura e pressões.

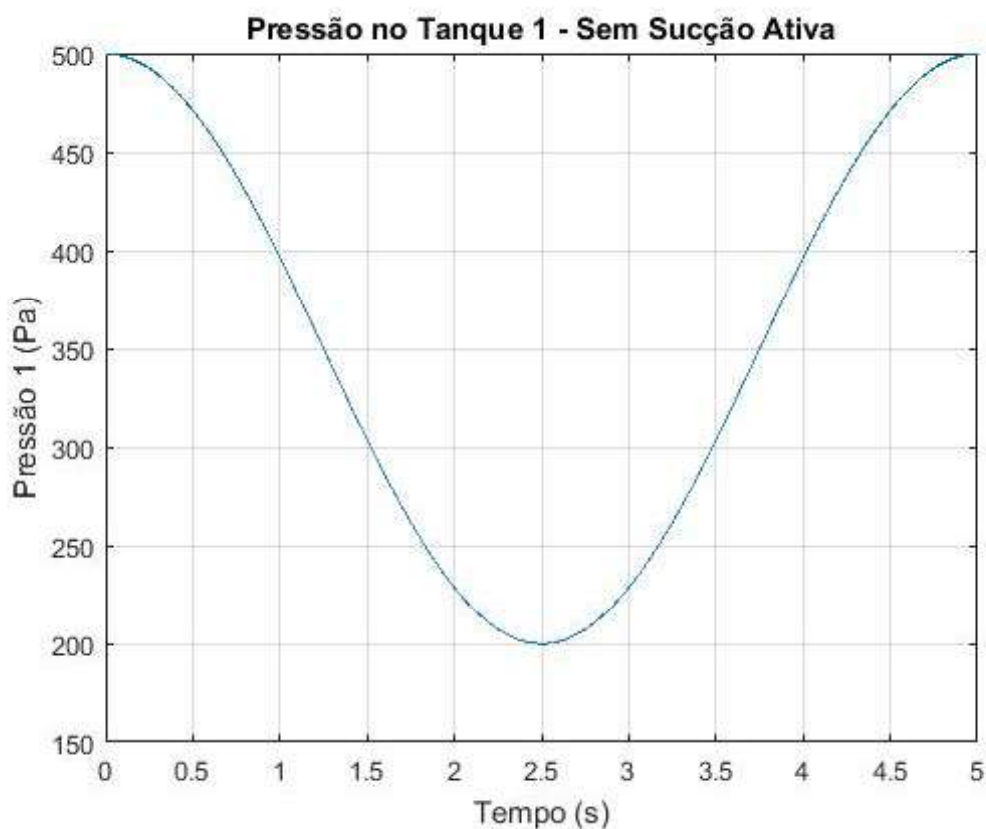


Figura 17 – Variação da Pressão atuante no Tanque 1 sem sucção ativa

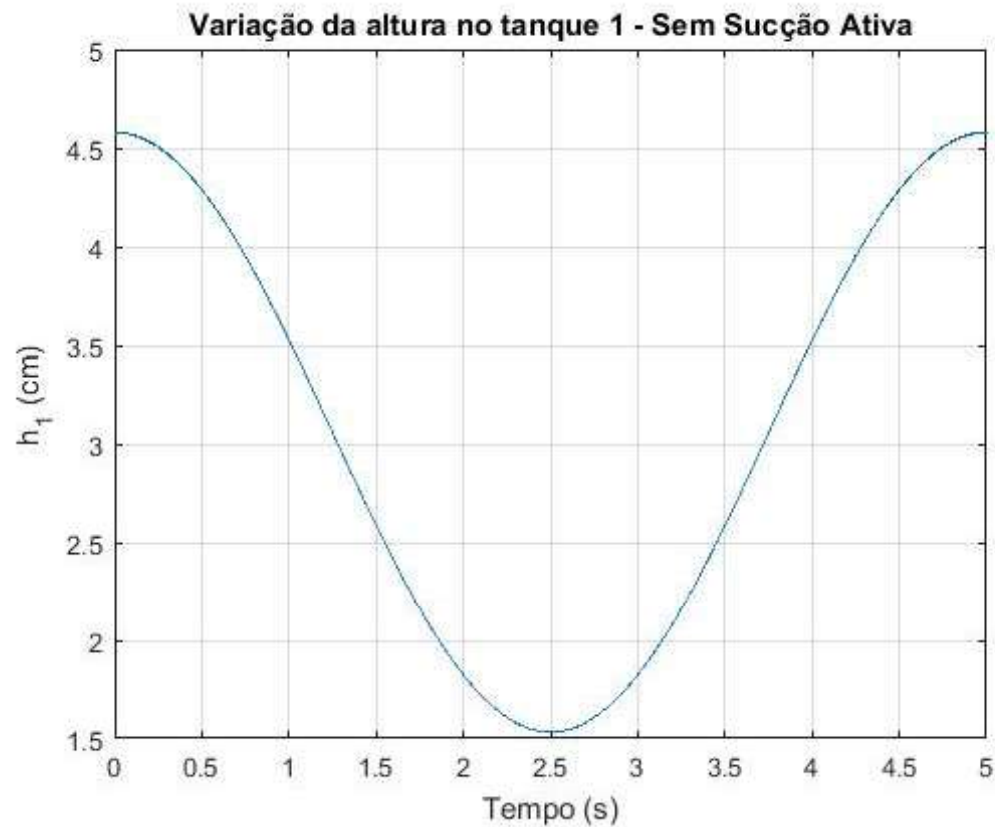


Figura 18 – Variação da altura no Tanque 1 sem sucção ativa

Nota-se que as variações de altura estão em fase com as variações de pressão atuantes no tanque, indicando uma rápida resposta do sistema em relação à entrada do sistema, a pressão intrapleurar. Outro ponto importante é que a pressão atuante no tanque 1 é similar à pressão intrapleurar, indicando que a perda de carga causada pela resistência fluídica é bastante baixa em comparação à pressão intrapleurar.

Enquanto para o caso com sucção ativa, foram simulados cenários com selo d'água e frascos reguladores de pressão, resultando nos valores de pressões atuantes nesses frascos e as variações das alturas de níveis de água. A sucção ativa foi considerada como uma pressão constante atuante no terceiro tanque do sistema de três frascos apresentado anteriormente.

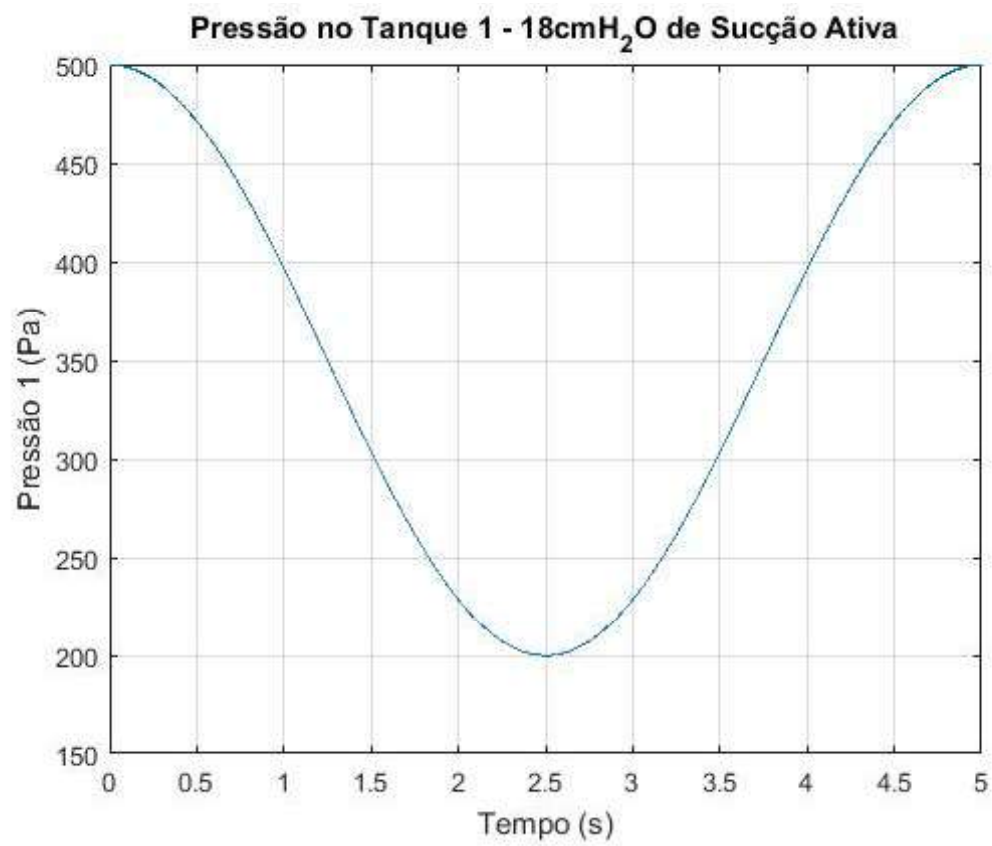


Figura 19 – Variação da Pressão no Tanque 1 com sucção ativa

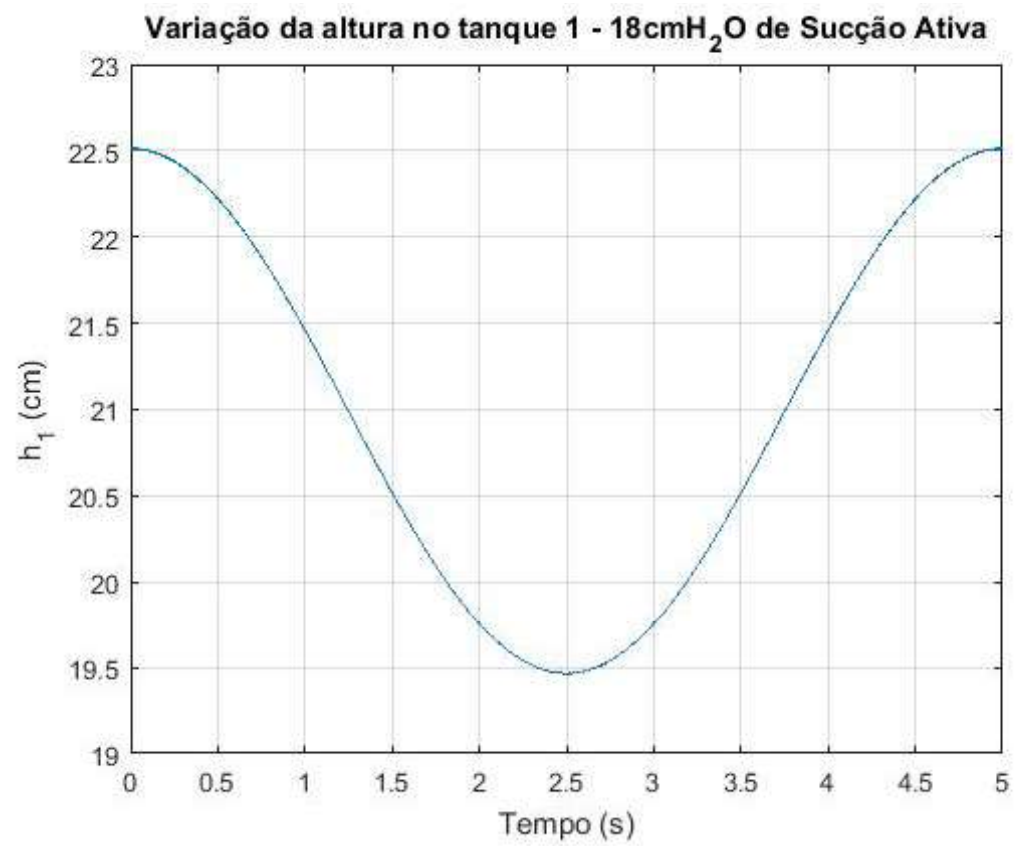


Figura 20 – Variação da altura no Tanque 1 com sucção ativa

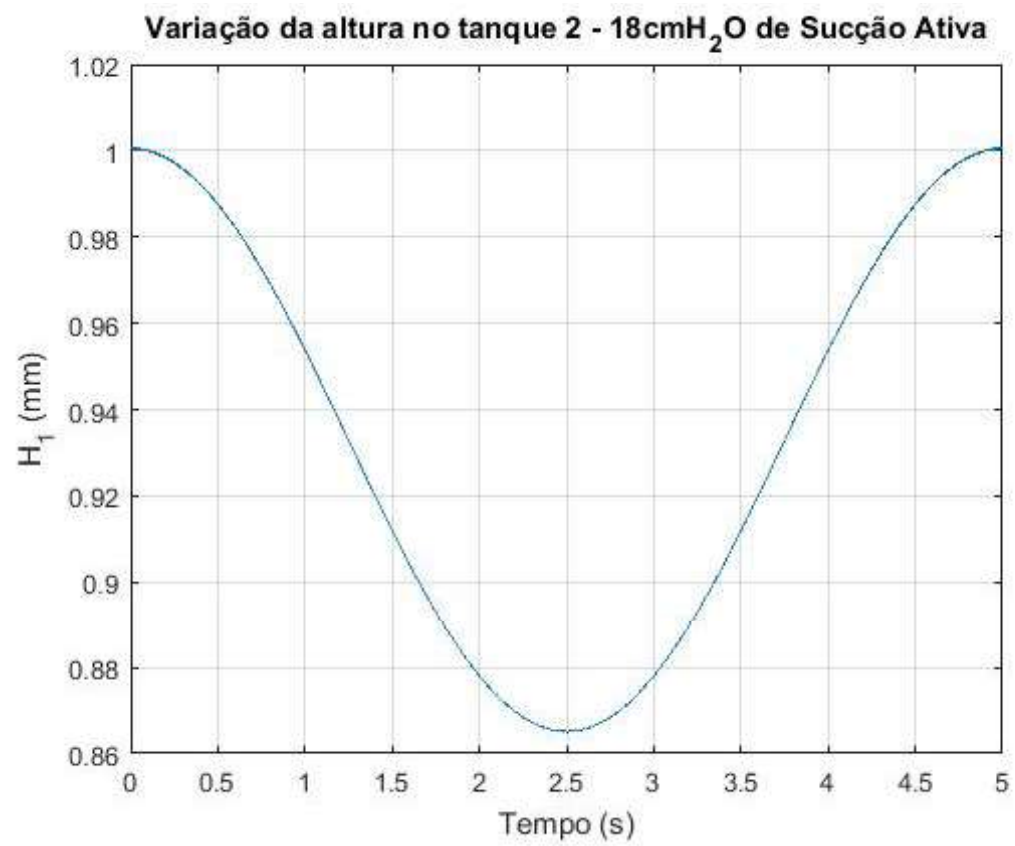


Figura 21 – Variação da altura no Tanque 2 com sucção ativa

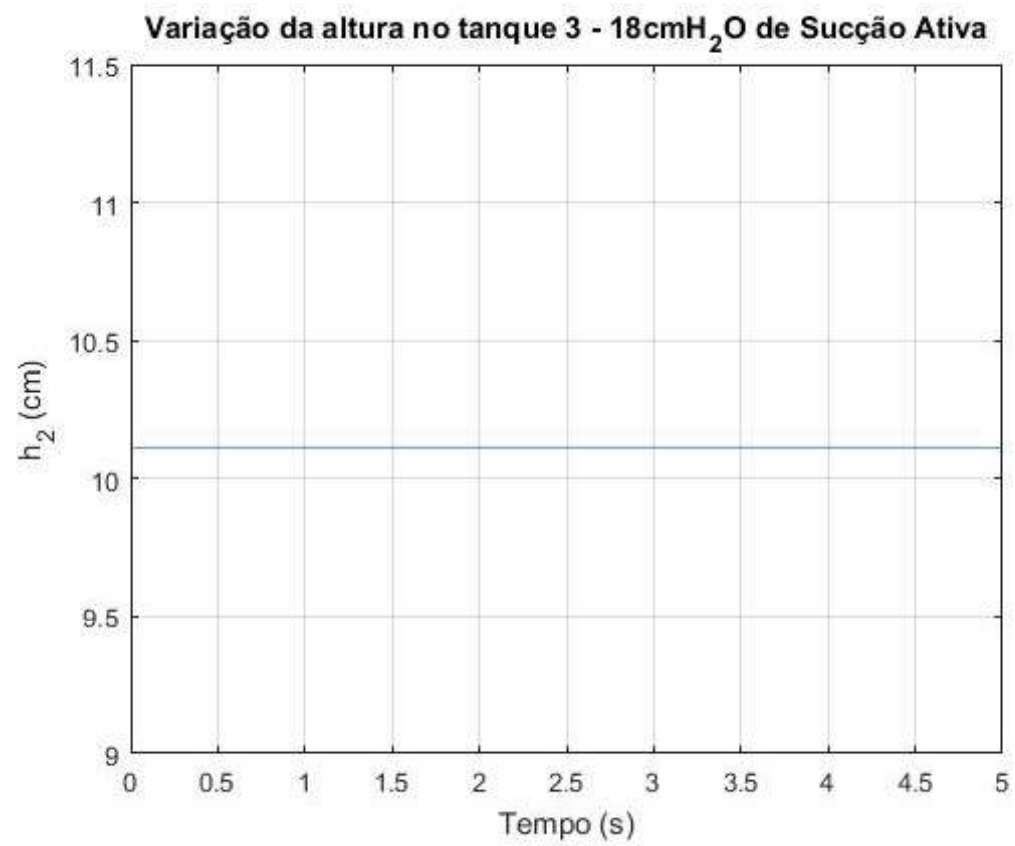


Figura 22 – Variação da altura no Tanque 3 com sucção ativa

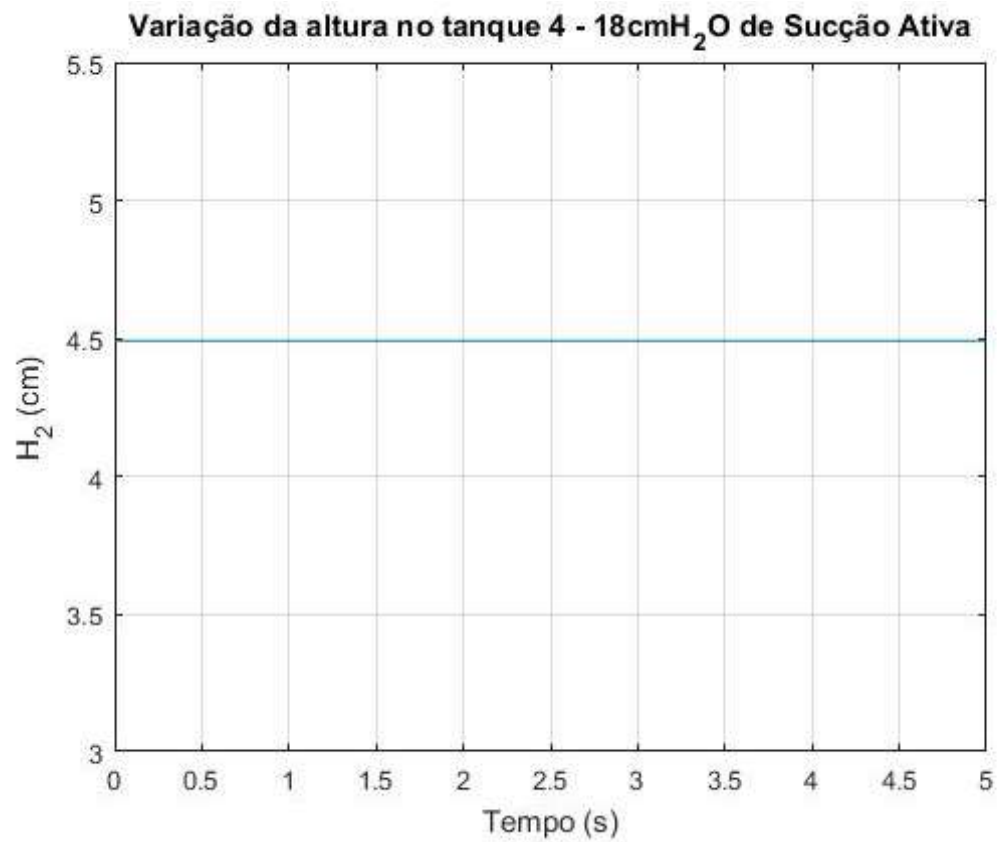


Figura 23 – Variação da altura no Tanque 4 com sucção ativa

Percebe-se que, uma vez inserida a sucção, as variações de altura no selo d'água são maiores que no sistema sem sucção. Além disso, devido às proporções de diâmetros, as variações nos tanques maiores são bastante menores que as dos tanques menores. As alturas no frasco regulador de pressão são constantes pois tanto a pressão atmosférica quanto a pressão de sucção foram consideradas como constantes no sistema.

9 Resultados

9.1 Variações de altura dos tanques (h,H)

A retirada de fluido da cavidade pleural ocorre através do borbulhamento, em pacientes com pneumotórax, que ocorre quando não há mais fluido no tubo. Nesta condição, temos que $h = H_1$, para o primeiro tanque, e o borbulhamento no segundo tanque.

A análise das equações encontradas durante o trabalho nos permite verificar que, fixados os valores dos diâmetros do tubo e do tanque, o maior valor na altura de coluna d'água deslocada ocorre quando a pressão intrapleural atinge seus picos, ou seja, no começo da inspiração.

Nota-se também que para a situação de análise adotada, com a pressão intrapleural positiva devido ao pneumotórax, a máxima coluna d'água que pode ser deslocada é maior que a coluna d'água H_1 , mostrando que este dreno torácico de fato conseguiria retirar o fluido da cavidade pleural.

9.2 Geometria dos tubos e frascos (L,d,D)

Como a queda de pressão está diretamente relacionada à Resistência da tubo e esta, por sua vez, relacionada ao comprimento do mesmo, nota-se que a queda de pressão para estes casos é bastante baixa em comparação com a pressão intrapleural. Entretanto, sem esquecer que todos os fatores são importantes em casos extremos, ela não deve ser desconsiderada em projetos de drenos torácicos para recém-nascidos, uma vez que estes se encontram em uma escala completamente diferente. Nesses casos, a razão entre o comprimento do tubo e seu diâmetro passa a ter maior efeito mais intenso na dinâmica do fluido. Assim, uma vez que o comprimento é muito maior que o diâmetro, e como na constante RC do sistema temos um fator (L^2/d^3) cada vez maior, a constante de tempo RC para esses sistemas tende a ser maior que nos sistemas projetados para adultos, se forem projetados da mesma maneira.

9.3 Sucção Ativa

Nos casos com sucção ativa com a configuração com três frascos, as alturas H_3 e H_4 devem ser utilizadas tais que, quando a sucção esteja ligada, a diferença entre a pressão de sucção e a pressão atmosférica seja compensada pela diferença entre as

alturas H_3 e H_4 . Caso isto não ocorra, sendo H_3 e H_4 mal condicionados, a sucção ativa estará puxando ar da atmosfera e não o fluido interno à região pleural, como deveria ser.

Ressalva-se que a existência da abertura para a atmosfera é exatamente a razão da existência do terceiro frasco, uma vez que se tivéssemos a sucção aplicada diretamente no selo d'água, ela agiria diretamente na região pleural. Assim, se a sucção estiver mal condicionada, por exemplo com uma pressão muito baixa, ela para de agir na região pleural e passa a puxar o ar atmosférico ao invés do fluido que se quer expurgar, evitando danos no pulmão do paciente.

No caso onde a pressão de sucção for igual à pressão atmosférica, as variações de altura nos tanques do sistema 2 ocorrem apenas devido a uma possível pressão interna ao sistema, caso ela exista, ou a forças gravitacionais. Uma vez que essas componentes sejam nulas, como ocorre eventualmente no sistema dinâmico, não há variação no valor dessas duas alturas, fazendo com que os níveis de fluido permaneçam nos valores de H_3 e H_4 .

10 Conclusão

Os sistemas de drenagem torácicos, embora bastante eficientes e utilizados, apresentam geometrias e utilizam conceitos simples de funcionamento.

O fato da não existência de soluções de drenos torácicos para crianças menores de dois anos no mercado acaba direcionando o projeto para este público alvo. Entretanto, é possível que as soluções encontradas através da modelagem atinjam tanto o público alvo quanto crianças mais velhas e adultos.

10.1 Relação entre diâmetros (d/D)

Nos casos analisados nesse projeto, a relação entre os diâmetros do tubo e do frasco é o que mais influencia na alteração das alturas de coluna d'água do frasco e do tubo, determinando se o dreno é efetivo ou não. Considerando os valores das pressões em um certo instante do processo como constantes, podemos verificar quais seriam as variações da altura dos reservatórios para diferentes razões de diâmetros.

Considerando as seguintes relações d/D a seguir, temos:

- $d = x$, $D = 20x$, $h = 0,9975C$;
- $d = x$, $D = 10x$, $h = 0,9901C$;
- $d = x$, $D = 5x$, $h = 0,9615C$.

Nestes casos, partindo da configuração intermediária onde a relação entre diâmetros d/D é igual a 0,1, temos que ao dobrar o valor da relação, há um aumento de 0,7% no valor de h , enquanto ao reduzir a relação pela metade, há uma redução de 3% no valor de h . Nota-se que essas variações são pequenas uma vez que a relação d/D é baixa, e o valor de h é inversamente proporcional ao quadrado de d/D . Quanto mais próximo da unidade for o valor de d/D , maiores serão as variações em h devido a alterações dos diâmetros.

10.2 Altura de submersão da mangueira (H_2)

Como mencionado em seções anteriores, o posicionamento dos frascos coletores em relação ao tórax do paciente é de extrema importância. Os frascos devem ser colocados em um nível abaixo ao tórax, para evitar que haja refluxo de fluido devido à gravidade.

De mesma importância, e por motivos similares, é o posicionamento da mangueira de sucção do fluido no tórax do paciente. É imprescindível que uma certa altura de submersão da mangueira (H_2) seja considerada para que o dreno seja projetado corretamente. É claro que com o passar do tempo este valor diminua, considerando o bom funcionamento do dreno. Entretanto, a equação que define a alteração na altura dos reservatórios (h) mostra que o valor de H_2 influencia a variação de altura devido aos efeitos gravitacionais.

10.3 Densidade do fluido (ρ)

Em ambos os casos, como era de se esperar, a diferença de pressões tem um efeito maior quando o fluido é menos denso. Os valores de H_i e h_i são pouco influenciados pelas pressões nos casos onde ρ é mais alto. Entretanto, nas aplicações diárias, os valores de ρ são próximos do ρ_{agua} , sendo razoáveis quando comparados com as diferenças de pressão.

10.4 Viscosidade do fluido (η)

A viscosidade do fluido afeta diretamente a Resistência fluidica do sistema, fazendo com que a constante de tempo RC seja cada vez maior quanto maior for a viscosidade do fluido. Nos casos onde há a presença de pus ou sangue, o fluido demora mais tempo para ser expelido da cavidade pleural do que se fosse apenas ar, por exemplo.

10.5 Resistência fluidica (R)

A Resistência fluidica do sistema é influenciada pelo comprimento do tubo, pelo diâmetro do tubo e pela viscosidade do fluido. Essencialmente, o impacto da resistência fluidica está na velocidade do processo de retirada do fluido da cavidade torácica. Quanto maior a resistência, maior será o tempo necessário para retirar o fluido, considerando uma mesma configuração de operação.

$$R = \frac{8\eta L}{\pi r^4} \quad (10.1)$$

10.6 Capacitância fluidica (C)

A Capacitância fluidica do sistema também é influenciada pela geometria do tubo (comprimento e diâmetro), e seu impacto também está relacionado com a constante de tempo RC, atuando na velocidade do processo. Entretanto, a capacitância também é

afetada pelas condições do ambiente, que normalmente são as mesmas para a maioria dos casos de pneumotórax. As variações mais comuns que podem ocorrer são as de temperatura, porém como as temperaturas devem ser utilizadas em K, as variações normais são bastante baixas para causarem alguma diferença.

$$C = \frac{\pi d^2 L}{4nR_{Ar}T} \quad (10.2)$$

10.7 Funcionamento do Dreno

O funcionamento correto do dreno torácico ocorre quando $h > H_1$. Nesta condição, não há necessidade de sucção ativa para a retirada dos fluidos da cavidade pleural, pois os próprios movimentos de respiração e a variação da pressão intrapleural já são suficientes para a retirada dos fluidos. Basicamente esta condição é o que define a altura máxima H_1 de coluna d'água que pode ser colocada no selo d'água para que a drenagem ocorra. No que consiste o projeto do dreno, se mantida uma altura H_1 , é possível fazer o drenagem alterando a geometria do dreno, essencialmente os diâmetros do tubo e do frasco.

Em situações onde a sucção ativa é necessária, a geometria pode ser alterada para aumentar a eficiência do processo.

11 Comentários

Entender a anatomia e os processos fisiológicos responsáveis tanto pela mecânica da respiração quanto à causa das complicações pulmonares exigiu mais tempo que o esperado, principalmente devido ao fato da grande maioria dos artigos sobre drenos tratarem de como eles devem ser utilizados ao invés de como eles funcionam, sendo uma abordagem mais voltada para a área da saúde ao invés da área da engenharia, como era de se esperar. Portanto, o contato com profissionais da área é de extrema importância, tanto para entender o funcionamento dos drenos por completo, quanto para determinar os principais problemas e definir os parâmetros necessários para o desenvolvimento de soluções.

12 Bibliografia

CIPRIANO, F. G. e DESSOTE, L. U. Drenagem Pleural, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da USP, Brasil, 2010.

Conselho Regional de Enfermagem do Estado de São Paulo (COREN), Boas Práticas - Dreno de Tórax, Brasil, 2011.

KIMURA, Gustavo K. Modelagem e simulação de um dreno torácico, Escola Politécnica da USP, Brasil, 2007.

PERSSON, P., LUNDIN S. and STENGVIST O. Transpulmonary and pleural pressure in a respiratory system model with an elastic recoiling lung and an expanding chest wall, US National Library of Medicine, 2016.

WHITE, F. M., Mecânica dos Fluidos, 6. ed., McGraw Hill, 2011.

Cephalic Vein - Figura da Cavidade Pleural, retirado de <http://cephalicvein.com/2016/05/pleural-cavity/> em 18/10/2016 às 20h30.

Livia Parra - Figura da variação de Pressão Pleural, slide 23, retirado de <http://slideplayer.com.br/slide> em 04/12/2016 às 17:30.

Hyperphysics - Figura do modelo de resistência, retirado de <http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/hbase/ppois.html> em 05/12/2016 às 19:30.