

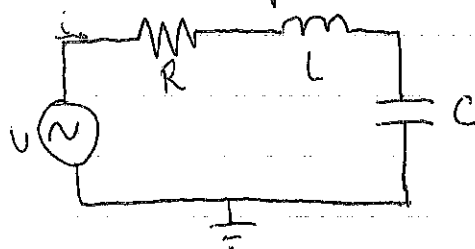
Questão 1 - Em relação ao tópico 5, considerando os testes de função pulmonar "Técnica de oscilações forçadas" e "Pletismografia de corpo inteiro", descreva seus princípios técnicos e de interpretação clínica.

Resposta:

Apresentarei a seguir os princípios técnicos e de interpretação clínica dos testes "Técnica de oscilações forçadas" e "pletismografia de corpo inteiro".

* Técnica de oscilações forçadas

A FOT (do inglês, Forced Oscillation Technique) se baseia no princípio de que o sistema respiratório (SR) é um sistema linear composto por elementos resistivos, elásticos e inerciais, cuja resposta combinada é dependente da ~~fun~~ frequência em que é excitado. Um análogo eletrônico é apresentado abaixo.



Ao se estimular o sistema ~~com~~ RLC com uma tensão senoidal de certa frequência ω , tem-se uma resposta combinada $X(\omega)$, tal que:

$$U(\omega) = X(\omega) \cdot i(\omega) \quad (1)$$

sendo $X(\omega)$ composto por um elemento ~~reat e o~~ dependente e outro independente da frequência ω , tal que:

$$X(\omega) = R + Z(\omega); \quad (2)$$

nen

sendo R uma resistência independente da frequência e Z uma impedância correspondente à associação dos elementos ~~resistivos~~ elástico C e inercial L ; tal que

$$Z_{total}(\omega) = Z_C(\omega) + Z_L(\omega); \quad (3)$$

onde Z_C é a impedância capacitiva ^(ou elástica, neste caso) e Z_L é a impedância indutiva (ou "inercial", neste caso).

Considerando que Z_C pode ser determinada como:

$$Z_C(\omega) = \frac{1}{j\omega C} \quad (4)$$

e Z_L pode ser determinada por

$$Z_L(\omega) = j\omega L \quad (5)$$

a equação 3 pode ser reescrita como:

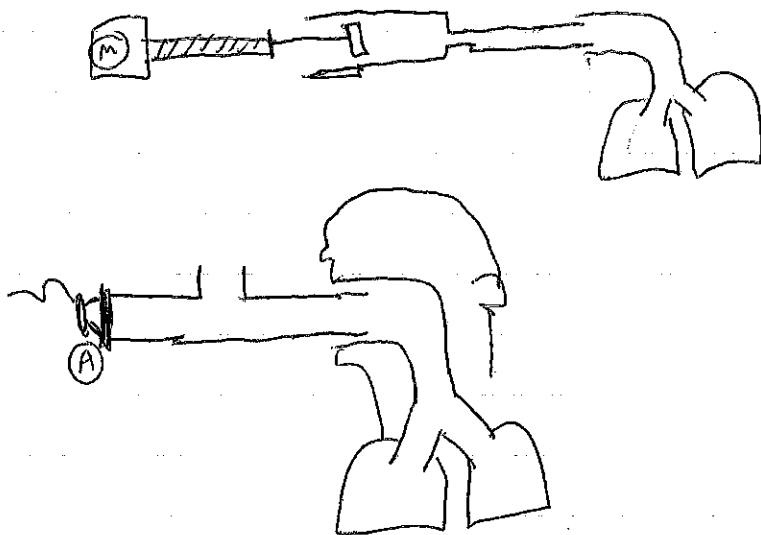
$$Z_{total}(\omega) = \frac{1}{j\omega C} + j\omega L \quad (6)$$

Chamo a atenção do leitor ao fato de que os dois elementos da equação 6 possuem dependência direta com a frequência ω ; de modo que a estimulação do sistema com frequências maiores resultaria em uma resposta mais acentuada do elemento inercial (Z_L) na impedância total, enquanto o uso de frequências menores acentuaria o elemento elástico/capacitivo (Z_C).

A FOT se baseia no princípio aqui apresentado de maneira que, ao promover a oscilação forçada

do SR — seja de pressões, medindo-se as vazões resultantes, ou o contrário — a impedância resultante da estimativa em função da frequência, permite a obtenção de medidas referentes aos componentes elásticos e inerciais.

A figura abaixo ilustra duas possíveis implementações para essa medição



Acima, a geração de oscilações forçadas com um pistão controlado pelo motor (M), comumente usado em experimentação animal. Abaixo, FOT gerada por um alto-falante conectado a um tubo aberto para a atmosfera e conectado a um paciente em ventilação espontânea.

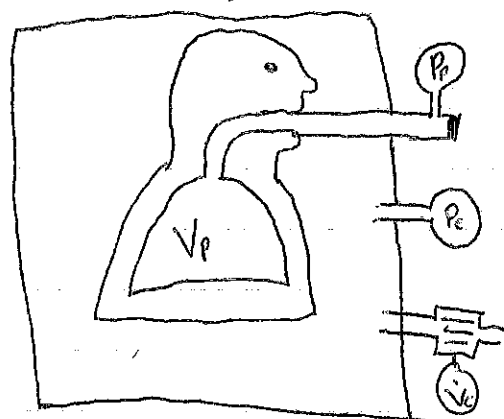
As estimativas de propriedades mecânicas do SR, possibilitadas pela técnica de FOT são de grande importância clínica para diagnóstico e acompanhamento do paciente em que essas condições estão alteradas, como aquelas em que a elasticidade está reduzida (como na fibrose pulmonar idiopática, por exemplo) ou aumentada (como no caso do en-

sisema pulmonar.

* Pletismografia de corpo inteiro

A pletismografia de corpo inteiro permite a estimativa de volumes e capacidades pulmonares que, a princípio, não podem ser obtidas por técnicas espirométricas tradicionais, como o volume residual e a capacidade residual funcional (o volume restante no pulmão após uma expiração superficial).

Seu princípio de funcionamento se baseia na aplicação da Lei de Boyle ~~para~~ a um indivíduo colocado dentro de uma caixa fechada, respirando (inicialmente) por uma abertura exterior conectada a um transdutor de ~~pressão/volume~~ (figura abaixo) pressão (abaixo)



A lei de Boyle diz que, considerando temperaturas iguais, a pressão inicial de um gás em reservatório fechado, multiplicado por seu volume inicial, será igual à ~~seu~~ sua pressão final multiplicada por seu volume final, tal que:

$$P_1 \cdot V_1 = P_2 \cdot V_2 \quad (7)$$

www

onde P_1 e V_1 são a pressão e volume iniciais, respectivamente, e P_2 e V_2 são a pressão e o volume finais.

Na pletismografia do corpo inteiro, esse princípio é aplicado da seguinte forma: o paciente dentro da caixa selada é instruído a soprar contra um bocal ocluído, onde um transdutor de pressão medirá a variação de pressão correspondente (P_1). Considerando o volume pulmonar inicial (V_{P1}), tem-se que:

$$P_1 \cdot V_1 = P_2 \cdot V_2$$

$$P_{P1} \cdot V_{P1} = P_{P2} \cdot V_{P2} \quad (8)$$

onde:

$$V_{P2} = V_{P1} + \Delta V_P \quad (9)$$

onde ΔV_P é a variação de volume pulmonar ~~provocado~~ correspondente à compressão do gás intra-pulmonar ao se contraírem os músculos respiratórios contra a saída ocluída.

Se o volume ΔV_P igual ~~ao volume medido~~ à variação de volume da caixa medido pelo transdutor de vazão V_c , conhecido, tem-se que

$$P_{P1} \cdot V_{P1} = P_{P2} \cdot (V_{P1} + \Delta V_P)$$

$$\frac{P_{P1}}{P_{P2}} = \frac{V_{P1} + \Delta V_P}{V_{P1}} \Rightarrow \frac{P_{P1}}{P_{P2}} = 1 + \frac{\Delta V_P}{V_{P1}} \Rightarrow$$

Wor

$$\frac{P_{P1}}{P_{P2}} = 1 + \frac{\Delta V_P}{V_{P1}} \Rightarrow \frac{\Delta V_P}{V_{P1}} = \frac{P_{P1}}{P_{P2}} - 1$$

$$\frac{\Delta V_P}{V_{P1}} = \frac{P_{P1} - P_{P2}}{P_{P2}} \Rightarrow \boxed{V_{P1} = \frac{P_{P2} \cdot \Delta V_P}{P_{P1} - P_{P2}}} \quad (10)$$

Sabendo-se que P_{P1} , P_{P2} e ΔV_P são medidos, V_{P1} pode ser calculado. V_{P1} , ou o volume pulmonar inicial, correspondente à capacidade residual funcional, pode então, ser determinado.

O conhecimento da capacidade residual funcional (CRF) é também de grande importância clínica, tanto para diagnóstico quanto para determinação da progressão de doenças que alterem o volume pulmonar "basal". Dois importantes exemplos são o DPOC/enfisema pulmonar, que aumenta a CRF (hiperinsuflação pulmonar), quanto a fibrose pulmonar, que a reduz.

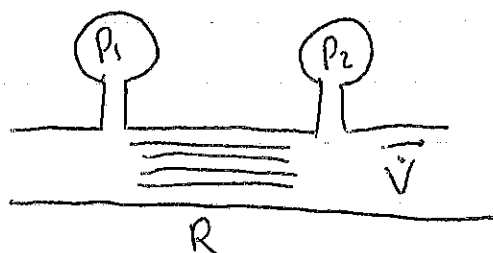
Questão 2 - Em relação ao tópico 1, descreva em detalhes os aspectos técnicos dos transdutores de fluxo "pneumotacógrafo do tipo Fleisch" e de fio quente.

Resposta:

Apresentarei a seguir os princípios de funcionamento e demais aspectos técnicos dos transdutores de ~~variação do tipo~~ fluxo "pneumotacógrafo tipo Fleisch" e de fio quente.

* Pneumotacógrafo tipo Fleisch

O pneumotacógrafo tipo Fleisch se baseia na queda de pressão de um gás sendo escoado ao longo de ~~uma resistência conhecida (calibrável)~~ para a estimativa um tubo de resistência conhecida (calibrável) para a estimativa de vazão, de acordo com a ilustração abaixo:



tal que $P_2 - P_1 = R \cdot \dot{V}$ (11)

Contudo, a relação entre $P_2 - P_1$ (ou ΔP) e a vazão ($\dot{V}$) é linear apenas para condições de escoamento do ~~gás~~ gás/fluido em que ~~o fluxo~~ ele seja laminar. Essa condição de laminaridade do tubo pode ser estimada utilizando a Equação de Reynolds (abaixo)

$$Re = \frac{2 \cdot r \cdot v \cdot d}{\eta} \quad (12)$$

em que r é o raio do tubo, v é a velocidade de escoamento, d é a densidade do fluido e η é a viscosidade do fluido.

Fluidos de escoamento laminar apresentam número de Reynolds (Re) menores que 2000. Considerando a limitação em se alterar a viscosidade ou densidade do gás ventilado é a necessidade de se obter ~~uma~~

um escoamento tão linear quanto possível, o pneumotacógrafo tipo Fleisch utiliza uma solução engenhosa para a "redução" do número de Reynolds: a redução do raio do tubo. Ao agrupar vários tubos de raio diminuto, em paralelo, numa conformação de "colmeia", o escoamento de cada tubo permanece ~~linear~~ laminar — favorecendo a obtenção de uma resistência linear — ao mesmo tempo que a associação em paralelo desses tubos assegura uma resistência equivalente baixa o bastante para seu uso na aplicação desejada.

É importante ressaltar, contudo, que a geometria do pneumotacógrafo Fleisch resulta em limitações de sua utilização. Dado o raio diminuto de cada um de seus "tubos"/unidades constituintes, eles estão sujeitos a bloqueios/entupimentos quando utilizado em aplicações em que condensações de umidade do gás ou secreções brônquicas estão presentes. O bloqueio destas unidades alteraria a resistência total, enviesando a medida de resistência.

Por funcionar a partir da medida de pressão diferencial "resistiva", ~~este~~ esse pneumotacógrafo é calibrado a partir da estimativa de coeficientes que relacionem as quedas de pressão ~~gerada~~ resultantes de diferentes vazões dentro de uma faixa de interesse e estas vazões, conhecidos, geradas a partir de "geradores de vazão" calibrados (como "superseringas" microcontroladas) ou pela variação do tempo de incursão de uma seringa de calibração manual de volume conhecido.

* Pneumotacógrafo de fio quente

Diferentemente do Fleisch, o pneumotacógrafo de fio quente (ou fio aquecido) estima a vazão por meio da transferência de calor entre um filamento metálico artificialmente aquecido pela passagem de corrente elétrica e o gás sendo escoado.

A relação é tal que a diferença de temperatura do fio sob duas condições de escoamento é proporcional à vazão do gás circundante, tal que, quanto maior a vazão, maior a ~~diferença~~ queda da temperatura do fio.

$$\Delta T_F = Q \cdot \Delta V \quad (13)$$

onde ΔT_F é a variação de temperatura do fio, Q é um coeficiente de conversão e ΔV é a variação de vazão.

A variação de temperatura do fio é ~~com~~ ~~medida~~ ~~feita~~ conhecida (e convertida em vazão ~~por~~ ~~feitor~~ por resultar na variação de resistência elétrica, que é então medida pelo sistema de aquisição de sinais.

Esse pneumotacógrafo, já utilizado em ventiladores mecânicos comerciais, apresenta como vantagem sua susceptibilidade a ruídos térmicos e elétricos que podem enviesar sua estimativa de vazão ventilatória.

QUESTÃO 3 - Em relação ao tópico 14, descreva as características de uma radiografia simples de tórax normal e de um paciente com doença pulmonar obstrutiva crônica (DPOC).

Resposta:

Descreverei, a seguir, as características de uma radiografia simples de tórax normal e de um paciente com doença pulmonar obstrutiva crônica.

A radiografia simples é um exame de imagem baseado na exposição do indivíduo avaliado à radiação que é parte absorvida pelos tecidos biológicos, parte absorvida pelo filme sensível posicionado atrás do indivíduo/paciente. Na imagem gerada, tecidos que absorveram maior radiação aparecem esbranquiçados ~~e fe~~ - sendo chamados de "radiopacos", enquanto tecidos que permitiram maior passagem de radiação (absorveram menos) aparecem escurecidos - sendo denominados "radiotransparentes".

Apesar da variabilidade morfológica dos indivíduos, a radiografia torácica normal apresenta elementos marcantes que se repetem. A caixa torácica aparece com os ossos das costelas mais radiopacos que os tecidos circundantes, arqueados e com os espaços intercostais definidos. O mediastino é visível, com o coração, repousado sob a cúpula diafragmática, ~~com~~ apresentando uma silhueta cônica/piramidal, ~~o~~ centralizada e levemente deslocada para a esquerda. A "sombra cardíaca" normal apresenta uma largura aproximadamente igual à metade da caixa torácica.

As cúpulas diafragmáticas aparecem arqueadas, como o próprio nome sugere. O pulmão normal, embora mais ~~hip~~ radiotransparentes que os tecidos circundantes, possuem um grau de radiopacidade que os torna levemente acingentados, além de apresentarem os vasos hilares visíveis.

Já a radiografia do paciente portador de DPOC apresenta desvios da normalidade que favorecem o seu diagnóstico com esse exame de imagem. Na radiografia do paciente DPOC, o volume/área da caixa torácica aparece anormalmente aumentado, com as costelas mais horizontalizadas e os espaços intercostais aumentados. ~~O coração~~ A silhueta cardíaca apresenta-se em forma de "gota", ligeiramente repousada sob as cúpulas diafragmáticas que apresentam-se achatadas. Como uma das evidências radiográficas mais marcantes da DPOC, os pulmões aparecem bastante escurecidos ou radiotransparentes (hipertransparentes), evidenciando a hiperinsuflação pulmonar presente nos pacientes com DPOC.

Uma breve síntese das diferenças radiológicas entre um tórax normal e de DPOC é apresentada na ilustração abaixo:

