



03

# Moldelado de sistemas fisiológicos

# Ingeniería Biomédica

Dr. Paul Antonio Valle Trujillo

#### ¿Qué es la fibrosis 01 pulmonar?

La fibrosis pulmonar es una enfermedad restrictiva en la que el teiido pulmonar se vuelve rígido y cicatrizado, lo que impide que los pulmones se expandan

#### **Análisis matemático**

Modelo de ecuaciones integro-diferenciales:

$$i_1 = \frac{1}{R_1} \left( V_e(t) - L \left( \frac{d_i(t)}{dt} \right) - R_3 [i_1(t) + i_2(t)] \right)$$

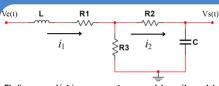
$$i_2 = \frac{1}{R_2} \left( \frac{1}{C} \int i_2(t)dt - R_3[i_1(t) + i_2(t)] \right)$$

$$V_s(t) = \frac{1}{C} \int i_2(t) dt$$

#### 02 **Objetivo**

Simular el comportamiento del sistema respiratorio de un paciente con fibrosis pulmonar utilizando un modelo eléctrico RLC en serie, con el fin de entender y analizar cómo la rigidez pulmonar afecta el flujo de aire y el volumen respiratorio comparado con un pulmón sano.

## Diagrama eléctrico



El diagrama eléctrico representa un modelo análogo del sistema respiratorio, construido a partir de componentes pasivos tipo RLC. Este modelo simula el comportamiento dinámico del flujo y la presión del aire durante la ventilación pulmonar.

En el modelo final, se aumentaron las resistencias R2 y R3 y se reduio la capacitancia C en el caso con fibrosis. simulando la mayor rigidez pulmonar y dificultad al flujo de aire. Mientras que el sistema sano tenía C=100 μF, el patológico usó C=10 µF, reflejando una menor distensibilidad. La inductancia L se mantuvo constante. Estos cambios generaron una salida de menor amplitud v respuesta más lenta en el sistema afectado, simulando el comportamiento fisiológico de la fibrosis pulmonar.

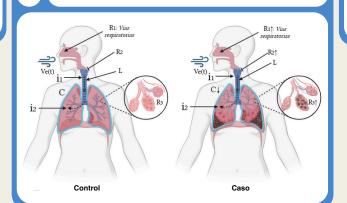
Componente	Control	Caso
R1	30Ω	50Ω
R2	60Ω	100Ω
R3	60Ω	100Ω
L	10mH	10mH
С	100uF	10uF

#### 05 Análisis matemático

Función de transferencia:

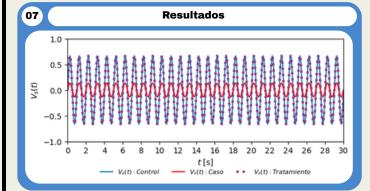
$$\frac{V_s(t)}{V_e(t)} = \frac{R_3}{\text{CL}(R_2 + R_3)s^2 + [C(R_2R_3 + R_1(R_2 + R_3)) + L]s + (R_2 + R_3)}$$

#### 06 Diagrama fisiológico



#### Descripción de los componentes:

- R1: Resistencia de las vías aereas superiores. R2: Resistencia de la vía aerea periférica.
- R3: Resistencia de la caja torácica.
- · C: Capacidad de los pulmones para expandirse.
- · L: La inercia del flujo de aire.



# Error en estado estacionario

$$e_t = \lim_{s \to 0} \frac{1}{s} s \left[ 1 - \frac{V_s(s)}{V_e(s)} \right]$$

$$=\frac{R_1}{R_1+R_3}=0.33$$
  $e_t=\frac{R_1}{R_1+R_3}=0$ 

### Estabilidad del sistema

$$\lambda_{1,2} = \frac{\pm b \sqrt{b^2 + 4ac}}{2a}$$

Individuo enfermo: Individuo sano:

 $\lambda_1 = -124.5$ 

 $\lambda_2 = -4224.8$  $\lambda_2 = -10014.4$ 

 $\lambda_1 = -1775.3$ 

Reales negativas, el sistema es estable y sobreamortiguado

# Jahzeel Abisai



# 10

#### Conclusión

Este provecto logró modelar el sistema respiratorio mediante un circuito RLC, representando la resistencia, inercia y compliance pulmonar. El circuito permitió comparar un pulmón sano con uno afectado por fibrosis, mostrando que la reducción de la capacitancia (compliance) disminuye la amplitud del voltaje de salida, lo que equivale a una menor capacidad pulmonar.

Finalmente, se comprobó que el modelo es estable, coherente con la fisiología y funcional, validado mediante simulación en software como Python y Simulink, evidenciando diferencias claras en la dinámica respiratoria entre el modelo sano y el patológico.