

RINITIS ALÉRGICA

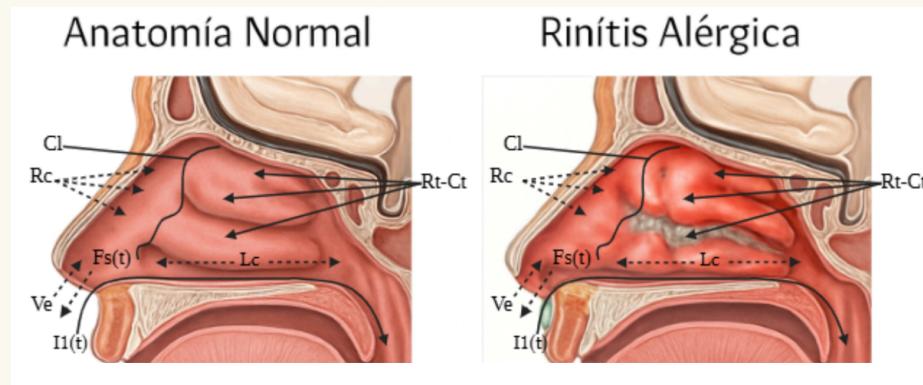
Objetivo: Modelar la respuesta de flujo nasal en paciente con rinitis alérgica.

INTERPRETACIÓN

El sistema respiratorio superior puede representarse mediante un modelo fisiológico que incluye las cavidades nasales, la mucosa nasal, los cornetes, las vías aéreas superiores y el flujo que se dirige posteriormente hacia la faringe y la tráquea. En condiciones normales, el aire inspirado pasa a través de los conductos nasales con una resistencia baja, gracias al diámetro adecuado de los pasajes y al estado no inflamado de la mucosa. El flujo de aire en esta región depende principalmente de la resistencia mecánica ofrecida por la cavidad nasal y de la elasticidad del tejido mucoso que responde a las variaciones de presión generadas durante la respiración.

En un individuo sano la resistencia es mínima lo que permite que el aire circule libremente.

En la rinitis alérgica, ocurre un proceso inflamatorio de la mucosa nasal desencadenado por la exposición a alérgenos como polvo, polen o caspa de animales. Este proceso produce un aumento del grosor de la mucosa, congestión de los cornetes y una mayor secreción de moco.



- Ve: Presión de entrada (fuerza impulsora del aire)
- II(t): Flujo de aire
- RC: Resistencia de las vías aéreas
- LC: Inercia del flujo (masa del aire en movimiento)
- CL: Compliance del lumen (elasticidad de la pared)
- RT – CT: Viscoelasticidad del tejido interno
- FS(t): Presión de salida

FUNCIÓN DE TRANSFERENCIA

$$\frac{Vs(s)}{Ve(s)} = \frac{R_2 C_2 s + 1}{(C_1 C_2 R_2 L) s^3 + (C_1 L + C_2 L + C_1 R_1 R_2) s^2 + (R_1 C_1 + R_1 C_2 + R_2 C_2) s + 1}$$

ERROR EN ESTADO ESTACIONARIO

$$e(s) = 0$$

Al ser un modelo de tercer orden, la estabilidad en lazo abierto y lazo cerrado corresponden a raíces negativas indicando que se trata de un sistema estable.



VALERIA CAMACHO



ANTONIO LÓPEZ



RAMÍREZ DAVID GARCÍA MARCO

C2221175

22212262

22212268

22211756

ECUACIONES INTEGRO-DIFERENCIALES

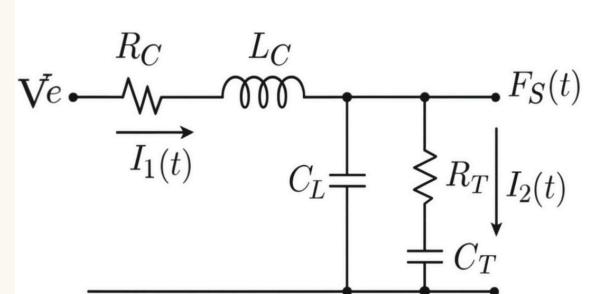
$$I_1 = \left[V_a - Ld \left(\frac{I_1(t)}{dt} \right) - \frac{1}{c} \int I_1(t) - I_2(t) dt \right] \frac{1}{R}$$

$$I_2 = \left[\frac{1}{C_L} \int I_1(t) - I_2(t) dt - \frac{1}{C_T} \int I_2(t) dt \right] \frac{1}{R}$$

$$F_s = R_T I_2 + \frac{1}{C_T} \int I_2(t) dt$$

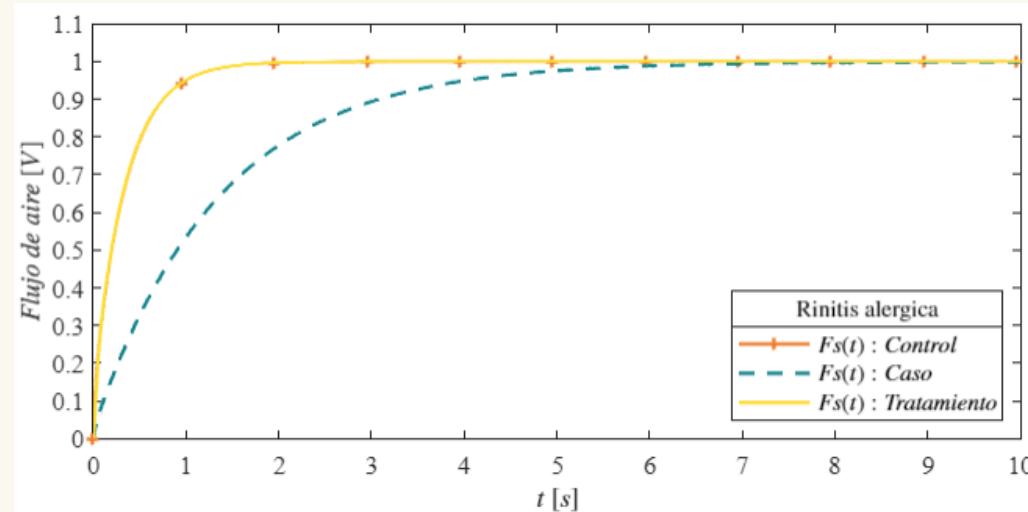
$$V_s = R_T I_2 + \frac{1}{C_T} \int I_2(t) dt$$

CIRCUITO DEL SISTEMA



Componente	Valor de Control	Valor de Caso
RC	4700 Ω	20000 Ω
RT	2000 Ω	2000 Ω
LC	100e-4 H	100e-4 H
CL	33e-4 F	33e-4 F
CT	33e-4 F	33e-4 F

RESPUESTA DE LA SEÑAL



CONCLUSIÓN

El modelado de la rinitis aguda permitió traducir las propiedades fisiológicas de la cavidad nasal en un marco analítico y cuantificable. Al asignar elementos del circuito (resistencias, inductancias y capacitores) a estructuras específicas de la cavidad nasal, gracias a esto fue posible representar de forma precisa cómo la inflamación, el engrosamiento de la mucosa y la congestión, modifican la resistencia; por otro lado, se propuso mediante un controlador PID, para el tratamiento del caso.

