

RAE

1. **TIPO DE DOCUMENTO:** Trabajo de grado para optar por el título de INGENIERO DE SONIDO.
2. **TÍTULO:** MODELO DE SISTEMAS BIOLÓGICOS HUMANOS (PULMONES) CON HERRAMIENTAS ELECTROACÚSTICAS EN UN SOFTWARE DE SIMULACIÓN MATEMÁTICO.
3. **AUTORES:** Lizeth Sofía Fontalvo Romero y Juan David Jinete Noriega.
4. **LUGAR:** Bogotá, D.C.
5. **FECHA:** Marzo de 2014.
6. **PALABRAS CLAVE:** Analogías electroacústica, MATLAB, Modelamiento, Pulmón, Simulación.
7. **DESCRIPCIÓN DEL TRABAJO:** El objetivo principal de este proyecto es el modelamiento electroacústico de sistemas biológicos humanos (pulmones) haciendo uso de un software de simulación matemático que permita evidenciar algunos parámetros involucrados en el proceso fisiológico de la respiración en cada una de las ramificaciones existentes en el sistema respiratorio; todo lo anterior basado en los estudios de M. Rozanek, and K. Roubik con el objetivo de analizar sus estudios para encontrar anomalías y a su vez dar a conocer su trabajo y facilitar el entendimiento para futuros avances en Colombia. Se presenta el análisis de la simplificación del modelo, los cálculos realizados para la adquisición de las variables a estudiar, el algoritmo representativo del modelo y una aplicación donde se implementan cada uno de los resultados obtenidos.
8. **LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN:** Línea de Investigación de la USB: Análisis y procesamiento de señales (APS) Sub línea de la Facultad de Ingeniería: Acústica aplicada Campo Investigativo: Electroacústica.
9. **FUENTES CONSULTADAS:** M. Rozanek, and K. Roubik, "Mathematical Model of the Respiratory System – Comparison of the Total Lung Impedance in the Adult and Neonatal Lung" Referencia publicada en Internet, 2007, Ing. Martin Rozanek, Ph. D., "Modelo del sistema respiratorio", Tesis Universidad Técnica Checa de Praga, 2007.
10. **CONTENIDOS:** El modelamiento de sistemas biológicos ha venido ganando importancia en materia de diagnóstico médico pues esto implica un análisis no invasivo del organismo, de esta forma se pueden evitar peligros para el paciente. Se han realizado distintos estudios del sistema respiratorio y se ha llegado a la conclusión de que las alteraciones y obstrucciones presentes en los ductos superiores afectan de manera más drástica el funcionamiento y paso del aire que las que se presentan en las ramificaciones con dimensiones más pequeñas. En este proyecto se busca implementar los conocimientos adquiridos en electroacústica para plantear un modelo del sistema respiratorio que nos permita llevar al campo de la ingeniería los avances del conocimiento sobre los sistemas fisiológicos.
11. **METODOLOGÍA:** El proyecto es una investigación de tipo empírico-analítica.
12. **CONCLUSIONES:** El Ing. Martin Rozanek, Ph. D. desarrollo un modelo completo de las vías aéreas del Sistema respiratorio, pero no tiene en cuenta la parte superior la cual se encuentra conformada por las fosas nasales, la faringe, la laringe, entre otras partes y órganos que afectan los resultados de los parámetros que se desean estudiar, por esta razón se concluye que es necesario desarrollar un estudio más profundo que el realizado en este trabajo para observar el funcionamiento del sistema una vez incluido los parámetros pertinentes en relación con los elementos faltantes. Se demostró que no es viable realizar una simplificación del modelo del sistema respiratorio del Ing. Martin Rozanek, Ph. D. debido a que se presentan alteraciones significativas en los parámetros estudiados y que su modelo es la manera más sencilla y eficiente en la que se puede representar dicho sistema aunque se encuentra incompleto ya que no se tienen en cuenta alguno de las partes y órganos que lo conforman.

**MODELO DE SISTEMAS BIOLÓGICOS HUMANOS (PULMONES) CON
HERRAMIENTAS ELECTROACÚSTICAS EN UN SOFTWARE DE SIMULACIÓN
MATEMÁTICO**

**LIZETH SOFÍA FONTALVO ROMERO
JUAN DAVID JINETE NORIEGA**

**UNIVERSIDAD DE SAN BUENAVENTURA
FACULTAD DE INGENIERÍA
INGENIERÍA DE SONIDO
BOGOTÁ, D.C. – 2014**

**MODELO DE SISTEMAS BIOLÓGICOS HUMANOS (PULMONES) CON
HERRAMIENTAS ELECTROACÚSTICAS EN UN SOFTWARE DE SIMULACIÓN
MATEMÁTICO**

**LIZETH SOFÍA FONTALVO ROMERO
JUAN DAVID JINETE NORIEGA**

Trabajo presentado como requisito parcial para optar al título de profesional en
Ingeniería de Sonido

Asesor:
Ing. Marcelo Herrera, Ph. D.

**UNIVERSIDAD DE SAN BUENAVENTURA
FACULTAD DE INGENIERÍA
INGENIERÍA DE SONIDO
BOGOTÁ, D.C. – 2014**

Nota de Aceptación:

Director de Programa

Jurado

Jurado

Bogotá, Marzo de 2014

Dedicado a nuestras familias, compañeros y amigos que nos brindaron su apoyo e hicieron posible el desarrollo de este proyecto.

AGRADECIMIENTOS

Por su colaboración y asesoría:

A nuestro director de tesis Ing. Marcelo Herrera Martínez Ph. D.

Por su asesoría:

Ing. Oscar Esneider Acosta

Ing. Manuel Torres

Ing. Martin Rozanek, Ph. D.

Por su colaboración y apoyo desinteresado:

Medico Freddy Rafael Jinete Caña

Medico Alejandro Romero Ortiz

Y a todo aquel que de una u otra manera aportó intelectual, o personalmente, durante el desarrollo del proyecto.

CONTENIDO

	Pág.
INTRODUCCIÓN	15
1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	16
1.1. ANTECEDENTES	16
1.2. LÍNEA DE TIEMPO	17
1.3. ARTÍCULOS	19
1.4. TRABAJOS DE GRADO	24
1.5. TESIS DE GRADO	26
1.6. DESCRIPCIÓN Y FORMULACIÓN DEL PROBLEMA	29
1.7. JUSTIFICACIÓN	30
1.8. OBJETIVOS DE LA INVESTIGACIÓN	31
1.8.1. Objetivo general	31
1.8.2. Objetivos específicos	31
1.9. ALCANCES Y LIMITACIONES DEL PROYECTO	31
2. MARCO DE REFERENCIA	32
2.1. MARCO CONCEPTUAL	32
2.1.1. Sistema	32
2.1.2. Sistema Biológico	33
2.1.3. Modelo	33
2.1.4. Cavidad de Helmholtz	34
2.2. MARCO TEÓRICO	34
2.2.1. Circuito equivalente	34
2.2.2. Circuitos acústicas	35
2.2.3. Presión atmosférica	36
2.2.4. Sistema respiratorio	39
2.2.5. Frecuencia respiratoria	43
2.2.6. Asma	45
2.2.7. Síndrome de dificultad respiratoria aguda (SDRA)	46
3. METODOLOGÍA	47
3.1. ENFOQUE DE LA INVESTIGACIÓN	47
3.2. LÍNEA DE INVESTIGACIÓN DE LA UNIVERSIDAD DE SAN BUENAVENTURA/ SUB-LÍNEA DE INVESTIGACIÓN/CAMPO DE INVESTIGACIÓN	47
3.3. TÉCNICAS DE RECOLECCIÓN DE INFORMACIÓN	48
3.4. VARIABLES	48
3.4.1. Variables dependientes	48
3.4.2. Variables independientes	48
4. HIPÓTESIS	49
5. DESARROLLO INGENIERIL	49

5.1. MODELO DEL SISTEMA RESPIRATORIO DEL ING. MARTIN ROZANEK, PH. D.	50
5.2. SIMPLIFICACIÓN DEL MODELO ELECTROACÚSTICO DEL PULMÓN	56
5.2.1. Conversión matemática elementos del sistema respiratorio.	57
5.2.2. Simplificación y comparación del modelo electroacústico del pulmón partiendo desde la primera ramificación hacia la última ramificación.	63
5.2.3. Simplificación y comparación del modelo electroacústico del pulmón partiendo desde la última ramificación hacia la primera ramificación.	71
5.3. ALGORITMO REPRESENTATIVO DEL MODELO EN EL SOFTWARE DE SIMULACIÓN MATEMÁTICO.	79
5.4. COMPROBACIÓN	82
5.5. APLICACIÓN DEL SISTEMA RESPIRATORIO.	84
5.6. ANÁLISIS DE RESULTADOS	87
5.6.1. Simplificación del modelo electroacústico del pulmón partiendo desde la primera ramificación hacia la última ramificación.	87
5.6.2. Simplificación del modelo electroacústico del pulmón partiendo desde la última ramificación hacia la primera ramificación.	88
5.6.3. Aplicación del sistema respiratorio.	88
5.7. CONCLUSIONES	93
5.8. RECOMENDACIONES	95
REFERENCIAS	96
BIBLIOGRAFÍA	100
ANEXOS	101
ANEXO A Resultados de las simulaciones	101
ANEXO B Programas realizados	101
ANEXO C Aplicación del sistema respiratorio	101
ANEXO D Video aplicación del sistema respiratorio	101
ANEXO E Modelo electroacústico del pulmón	101

LA LISTA DE SÍMBOLOS Y ABREVIATURAS

LISTA DE SÍMBOLOS

Símbolo	Unidad	Significado
C_A	m^5/N	Compliance acústica
C_0	m/s	Velocidad de propagación sonido
d	m	Diámetro
F	Hz	Frecuencia
l	m	Longitud
M_A	Kg/ m^4	Masa acústica
n	-	número de vías aéreas por generación
P	Pa	Presión
ρ_0	Kg/ m^3	Densidad
R_A	$N*s/ m^5$	Resistencia acústica
S	m^2	Área de sección transversal
μ	$Pa*s$	Viscosidad
v	m^3	Volumen ducto
v_n	m^3	Volumen ramificaciones vías respiratorias
ω	s^{-1}	Frecuencia angular ρ
z	-	Generación del pulmón
Z		Impedancia acústica

ABREVIATURAS

Abreviatura	Significado
SDRA	Síndrome de dificultad respiratoria aguda
VAE	Ventilación de alta frecuencia
VC	Ventilación convencional

LISTA DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1 Mapa conceptual sobre la clasificación de los antecedentes.	16
Figura 2 Línea de tiempo de los antecedentes.	18
Figura 3 Diagrama para la construcción de un modelo representativo de un sistema biológico real.	20
Figura 4 Diagrama de un pulmón con sus volúmenes y flujos.	21
Figura 5 Esquema del modelo mecánico para el sistema respiratorio.	21
Figura 6 Modelo del sistema respiratorio.	22
Figura 7 Modelo de SVMP.	23
Figura 8 Sistema acústico.	25
Figura 9 Reflejos más usuales que se producen en el control periférico de la respiración.	26
Figura 10 Diagramas de bloques del modelo del sistema respiratorio propuesto por Fincham y Tehrani.	27
Figura 11 Diagramas de bloques del modelo del sistema respiratorio propuesto por Fan y Khoo.	28
Figura 12 Diagrama de bloques de un sistema.	32
Figura 13 Representación cavidad de Helmholtz [33].	34
Figura 14 Barómetro de Mercurio [45].	37
Figura 15 División de la vía aérea inferior [37].	40
Figura 16 Patología del asma [46].	45
Figura 17 Mapa de CDIO (CONCEIVE, DESIGN, IMPLEMENT AND OPERATE).	48
Figura 18 Flujo de actividades desarrolladas para el desarrollo del proyecto.	50
Figura 19 Impedancia total del sistema por cada frecuencia del modelo del sistema respiratorio del Ing. Martin Rozanek, Ph. D.	52
Figura 20 Presión del sistema por cada frecuencia desde 0.2 Hz a 1 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del Ing. Martin Rozanek, Ph. D.	53
Figura 21 Presión del sistema por cada frecuencia desde 1 Hz a 10 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del Ing. Martin Rozanek, Ph. D.	53
Figura 22 Presión del sistema por cada frecuencia desde 10 Hz a 25 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del Ing. Martin Rozanek, Ph. D.	54
Figura 23 Fracción de volumen del sistema por cada frecuencia desde 0.2 Hz a 1 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del Ing. Martin Rozanek, Ph. D.	55
Figura 24 Fracción de volumen del sistema por cada frecuencia desde 1 Hz a 10 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del Ing. Martin Rozanek, Ph. D.	55

Figura 25 Fracción de volumen del sistema por cada frecuencia desde 10 Hz a 25 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del Ing. Martin Rozanek, Ph. D.	56
Figura 26 Diagrama de flujo algoritmo para el cálculo de los elementos acústicos del sistema respiratorio.	57
Figura 27 Impedancia total del sistema por cada frecuencia con 23 ramificaciones.	64
Figura 28 Presión del sistema por cada frecuencia desde 0.2 Hz a 1 Hz con 23 ramificaciones.	64
Figura 29 Presión del sistema por cada frecuencia desde 1 Hz a 10 Hz con 23 ramificaciones.	65
Figura 30 Presión del sistema por cada frecuencia desde 10 Hz a 25 Hz con 23 ramificaciones.	65
Figura 31 Fracción de volumen del sistema por cada frecuencia desde 0.2 Hz a 1 Hz con 23 ramificaciones.	66
Figura 32 Fracción de volumen del sistema por cada frecuencia desde 1 Hz a 10 Hz con 23 ramificaciones.	66
Figura 33 Fracción de volumen del sistema por cada frecuencia desde 10 Hz a 25 Hz con 23 ramificaciones.	67
Figura 34 Impedancia total del sistema por cada frecuencia con 17 ramificaciones.	67
Figura 35 Presión del sistema por cada frecuencia desde 0.2 Hz a 1 con 17 ramificaciones.	68
Figura 36 Presión del sistema por cada frecuencia desde 1 Hz a 10 Hz con 17 ramificaciones.	68
Figura 37 Presión del sistema por cada frecuencia desde 10 Hz a 25 Hz con 17 ramificaciones.	69
Figura 38 Fracción de volumen del sistema por cada frecuencia desde 0.2 Hz a 1 Hz con 17 ramificaciones.	69
Figura 39 Fracción de volumen del sistema por cada frecuencia desde 1 Hz a 10 Hz con 17 ramificaciones.	70
Figura 40 Fracción de volumen del sistema por cada frecuencia desde 10 Hz a 25 Hz con 17 ramificaciones.	70
Figura 41 Impedancia total del sistema por cada frecuencia con 23 ramificaciones.	72
Figura 42 Presión del sistema por cada frecuencia desde 0.2 Hz a 1 Hz con 23 ramificaciones.	72
Figura 43 Presión del sistema por cada frecuencia desde 1 Hz a 10 Hz con 23 ramificaciones.	73
Figura 44 Presión del sistema por cada frecuencia desde 10 Hz a 25 Hz con 23 ramificaciones.	73
Figura 45 Fracción de volumen del sistema por cada frecuencia desde 0.2 Hz a 1 Hz con 23 ramificaciones.	74
Figura 46 Fracción de volumen del sistema por cada frecuencia desde 1 Hz a 10 Hz con 23 ramificaciones.	74

Figura 47 Fracción de volumen del sistema por cada frecuencia desde 10 Hz a 25 Hz con 23 ramificaciones.	75
Figura 48 Impedancia total del sistema por cada frecuencia con 17 ramificaciones.	75
Figura 49 Presión del sistema por cada frecuencia desde 0.2 Hz a 1 Hz con 17 ramificaciones.	76
Figura 50 Presión del sistema por cada frecuencia desde 1 Hz a 10 Hz con 17 ramificaciones.	76
Figura 51 Presión del sistema por cada frecuencia desde 10 Hz a 25 Hz con 17 ramificaciones.	77
Figura 52 Fracción de volumen del sistema por cada frecuencia desde 0.2 Hz a 1 Hz con 17 ramificaciones.	77
Figura 53 Fracción de volumen del sistema por cada frecuencia desde 1 Hz a 10 Hz con 17 ramificaciones.	78
Figura 54 Fracción de volumen del sistema por cada frecuencia desde 10 Hz a 25 Hz con 17 ramificaciones.	78
Figura 55 Diagrama de flujo algoritmo representativo del modelo electroacústico del sistema respiratorio.	79
Figura 56 Presión Vs Flujo o Fracción de Volumen por cada una de las generaciones.	81
Figura 57 Gradientes de la presión del PO ₂ y PCO ₂ desde la atmosfera hasta los tejidos [44].	83
Figura 58 Primer modelo de la interfaz gráfica del simulador del sistema respiratorio.	84
Figura 59 Modelo final de la interfaz gráfica del simulador del sistema respiratorio.	85
Figura 60 Mensaje de apoyo en la introducción de la frecuencia respiratoria en Hz.	85
Figura 61 Mensaje de apoyo en la introducción de la frecuencia respiratoria en respiraciones por minuto.	86
Figura 62 Cuadro de dialogo para la introducción del número de respiraciones por minuto.	86
Figura 63 Presión pulmonar con presencia de asma leve (afectación del 15%), moderado (afectación del 30%) y severo (afectación del 80%).	89
Figura 64 Impedancia pulmonar con presencia de SDRA.	90
Figura 65 Presión pulmonar con presencia SDRA.	91
Figura 66 Impedancia pulmonar de un Neonato.	91
Figura 67 Presión pulmonar de un Neonato a 0,2 Hz a 1 Hz.	92
Figura 68 Fracción de volumen pulmonar de un Neonato a 0,2 Hz a 1 Hz.	92

LISTA DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1 Variación de presión atmosférica de acuerdo a la altura sobre el nivel del mar.	38
Tabla 2 Proporciones geométricas del modelo morfológico del pulmón humano de un adulto (con el volumen del pulmón de, 3/4 de la capacidad pulmonar total aproximado). La ramificación se denota como z, el número de vías aéreas por ramificación $n(z)$, el diámetro de la vía aérea $d(z)$ y la longitud de la vía aérea $l(z)$.	41
Tabla 3 Proporciones geométricas del modelo morfológico del pulmón humano de un Neonato. La ramificación se denota como z, el número de vías aéreas por ramificación $n(z)$, el diámetro de la vía aérea $d(z)$ y la longitud de la vía aérea $l(z)$.	42
Tabla 4 Número de alvéolos a las generaciones de las vías respiratorias.	43
Tabla 5 División de los alvéolos en las vías respiratorias. La ramificación se denota como z y el número de vías aéreas por ramificación $n(z)$.	43
Tabla 6 Dimensiones de los ductos del sistema respiratorio calculados con el algoritmo de la figura 26 para cada una de las ramificaciones. La generación se denota como z, el número de vías aéreas por generación $n(z)$, el área superficial del ducto $S(z)$, el volumen de los ductos $V(z)$ y la sumatoria de los volúmenes de los ductos $\sum V(z)$.	59
Tabla 7 Los valores de los elementos acústicos que describen las vías respiratorias. La generación se denota como z, el número de vías aéreas por generación $n(z)$, la masa acústica MA, la compliancia acústica CA y la resistencia acústica RA.	60
Tabla 8 Las unidades de las variables acústicas (MA, CA y RA) utilizadas por nosotros y las implementadas por el Ing. Martin Rozanek Ph. D.	60

RESUMEN

Este proyecto de investigación plantea el uso de las analogías electroacústicas muy usadas para resolver sistemas acústicos de manera eléctrica y así facilitar su comprensión, en este caso en particular se propone su uso para el análisis de sistemas biológicos específicamente el pulmón humano, para ello se hace introducción a la representación de sistemas biológicos y el funcionamiento del sistema respiratorio en su estado natural y con algunas afecciones de carácter obstructivo, luego se hace un análisis del funcionamiento del modelo electroacústico del Ing. Martin Rozanek Ph.D, para hallar posibles errores y hacer una recopilación de su trabajo en una aplicación que permite el cálculo simplificado de parámetros del funcionamiento del pulmón y se detallan las conclusiones producto de la investigación en este trabajo.

ABSTRACT

This research project proposes the use of electroacoustic analogies very used to solve acoustic systems electrically and thus easier to understand, in this particular case the use is proposed for the analysis of biological systems specifically human lung, for it makes introduction to the representation of biological systems and the functioning of the respiratory system in its natural state and some obstructive conditions, then an analysis of the functioning of the electroacoustic model of Ing. Martin Rozanek Ph.D is to find errors and make a collection of his work on an application which allows simplified calculation of parameters of lung function and product research findings are detailed in this paper.

INTRODUCCIÓN

El sistema respiratorio es uno de los sistemas más importantes para los seres vivos ya que es el encargado de realizar la respiración, proceso por medio del cual ingresa el aire que contiene el oxígeno que necesitan todos los organismos para vivir. El funcionamiento de este sistema puede explicarse de manera acústica para luego resolverse de forma eléctrica mediante el concepto de analogías electroacústicas. El modelo electroacústico realizado en este trabajo permite el estudio de los cambios asimétricos de la mecánica respiratoria y facilita el estudio de las alteraciones presentes en este sistema debido a afecciones respiratorias y al uso de la ventilación mecánica.

Los sistemas biológicos involucran procesos complejos, para entender su funcionamiento se requiere poseer un conocimiento amplio de la dinámica de los mismos, para tratar de facilitar el análisis se recurre a las herramientas de modelización que según sea su analogía manejan parámetros mecánicos o eléctricos de manera matemática.

El modelamiento de sistemas biológicos ha venido ganando importancia en materia de diagnóstico médico pues esto implica un análisis no invasivo del organismo, de esta forma se pueden evitar peligros para el paciente.

La resistencia respiratoria se compone de dos partes, la que aportan las vías respiratorias y la generada por el tejido pulmonar, a partir de numerosos estudios se determinó que en presencia de enfermedades la resistencia en las vías respiratorias varía, mientras que la del tejido pulmonar permanece prácticamente constante. [7] Teniendo como entrada del sistema el flujo de aire podemos modelar la presión y el volumen del sistema total por medio de las impedancias que caracterizan a las vías respiratorias [8].

En el modelo que se desarrollará del pulmón se tomarán en cuenta única y exclusivamente hasta un cierto número de ramificaciones partiendo de la información obtenida, que permita futuras ampliaciones y mejoras, un modelo palpable, que aporte al campo de la ingeniería los avances del conocimiento sobre los sistemas fisiológicos. Un modelo, al fin y al cabo, que permita predecir, comprobar el correcto funcionamiento y proporcione futuros avances en este campo [28].

1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

1.1. ANTECEDENTES

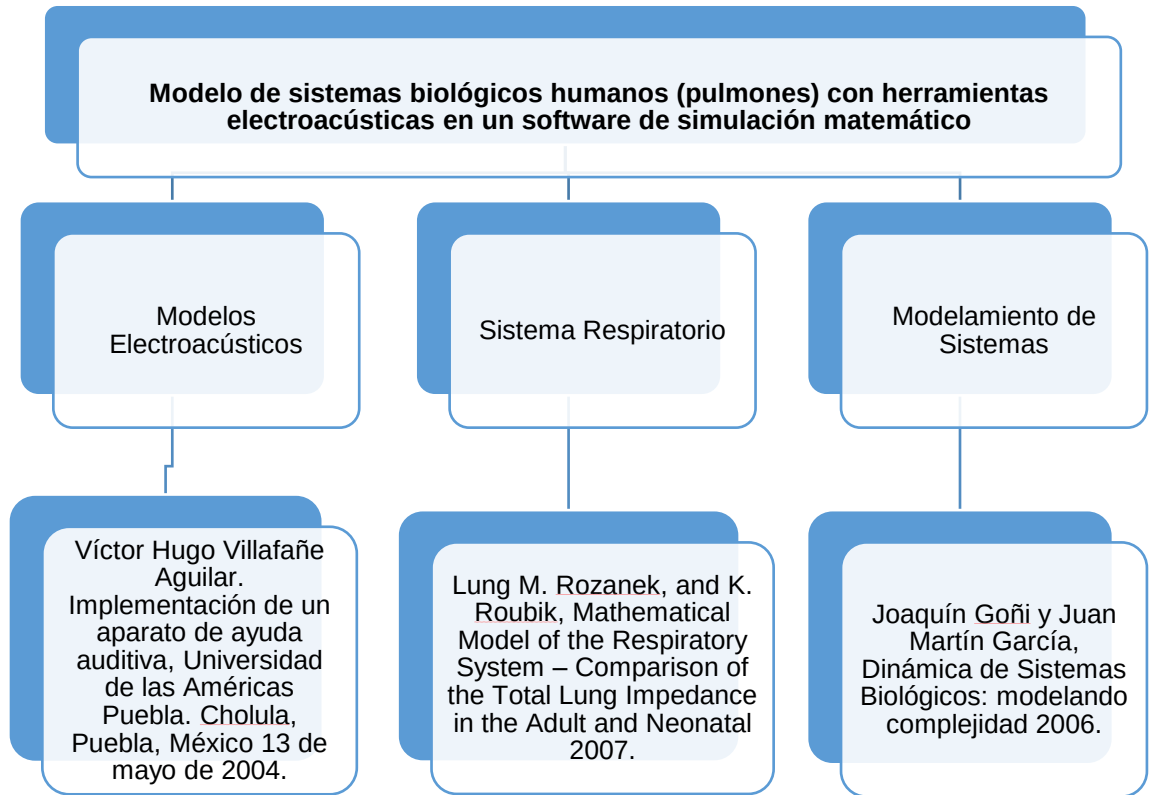


Figura 1 Mapa conceptual sobre la clasificación de los antecedentes.

1.2. LÍNEA DE TIEMPO

1989	•[1] Efectos termodinámicos y mecánicos de llenado en el interior de un altavoz de caja cerrada.
1995	•[21] Ventilation modeling of the human lung.
2000	•[2] Artículo en la revista chilena de pediatría que habla de las Pruebas de función pulmonar en el niño.
2001	•[16] Entorno paralelo de modelado y simulación bajo Matlab.
2002	•[22] Análisis de complejidad de sistema respiratorio para la ayuda al diagnóstico de patologías.
2003	•[23] Análisis acústico del sonido respiratorio traqueal durante las maniobras de espiración forzada.
2004	•[17] Modelo electro acústico del sistema auditivo. •[24] Modelo respiratorio haciendo uso de un nuevo método de determinación de los umbrales ventilatorios.
2005	•[3] An approach to analogous circuits of acoustical and mechanical systems by means of problem based learning.
2006	•[4] Caracterizar las principales áreas temáticas en el sistema respiratorio a través de un estudio bibliométrico. •[5] Dos metodologías muy útiles para la modelización de sistemas biológicos: la Dinámica de Sistemas y los Sistemas Basados en Agentes. •[6] Por medio del modelo matemático unicompartimental pulmonar se desarrolló un simulador del control ventilatorio por presión en la herramienta de simulink proporcionada por el software Matlab. •[7] Se plantea y analiza el modelo visco elástico de la mecánica respiratoria. •[18] Estudio Exploratorio de la aplicación de la programación concurrente por restricciones en bioinformática. •[19] Desarrolló de una plataforma de análisis de datos en Bio-informática basada en Matlab.

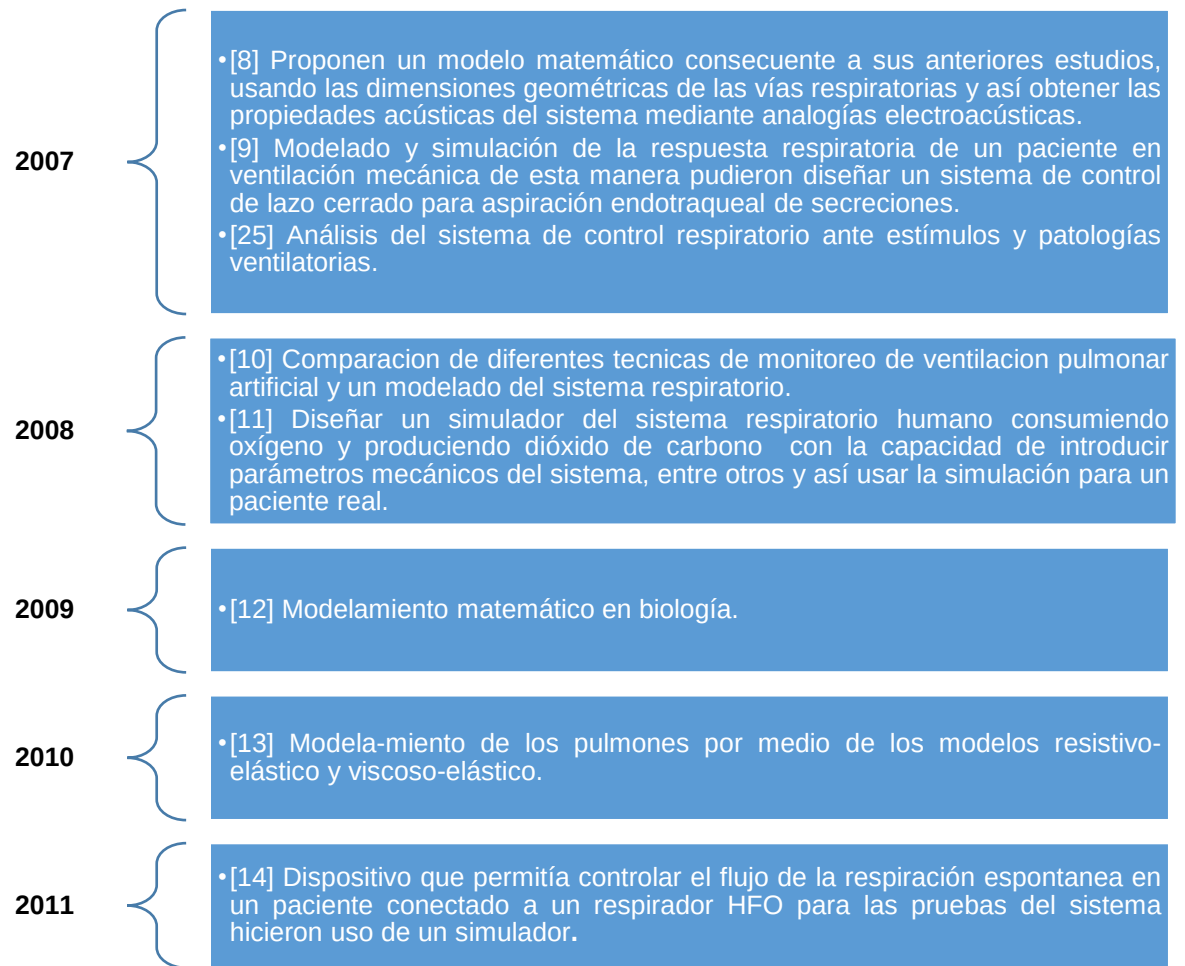


Figura 2 Línea de tiempo de los antecedentes.

1.3. ARTÍCULOS

- Leach, Jr., W. Marshall en 1989 escribió un artículo sobre los efectos termodinámicos y mecánicos de llenado en el interior de un altavoz de caja cerrada. El circuito acústico análogo nos muestra que el modelo aumenta su compliancia gracias a los efectos termodinámicos es un capacitor en paralelo con una resistencia y un capacitor en serie, mientras el circuito acústico análogo modela los parámetros mecánicos de los materiales de relleno [1].
- Marcela Linares P., Ignacio Sánchez D., Raúl Corrales V, Armando Díaz C., y Ana María Escobar C. publicaron un artículo en la revista chilena de pediatría de mayo del 2000 que habla de las Pruebas de función pulmonar en el niño, para el desarrollo de las pruebas se usó un simulador. “Las pruebas de función pulmonar contribuyen al diagnóstico de la patología respiratoria, determinando el tipo de disfunción fisiológica, como por ejemplo, la obstrucción, la restricción, la hiperreactividad bronquial y la variabilidad de la vía aérea. Las pruebas que más se utilizan en niños mayores de 5 años son la espirometría, la curva flujo-volumen, la provocación bronquial con ejercicio y con metacolina, y la flujometría” [2].
- Jose Escolano, Basilio Pueo y Miguel Romá escribieron un artículo titulado An approach to analogous circuits of acoustical and mechanical systems by means of problem based learning. Mayo del 2005. Abstract: “Quizás los aspectos más difíciles de la formación Electroacústica son los relativos a los sistemas de modelización acústica y mecánica por medio de sus circuitos análogos. Una adaptación del "aprendizaje basado en problemas" modelo para estas preguntas se propone, con la correspondiente secuencia de actividades. Una lógica y progresiva aproximación se logra, lo que permite a los estudiantes una manera menos agresiva hacia los componentes análogos, modelos y circuitos” [3].
- En 2006 J. I. De Granda Orive, f. García-río1, f. Roig-vázquez, r. Aleixandre Benavent, j. C. Valderrama Zurían, j. M. Martínez Albiach. Callol Sánchez buscaron caracterizar las principales áreas temáticas en el sistema respiratorio a través de un estudio bibliométrico [4].
- En 2006 Joaquín Goñi y Juan Martín García escribieron un artículo en el que se presentan dos metodologías muy útiles para la modelización de

sistemas biológicos: la Dinámica de Sistemas y los Sistemas Basados en Agentes. Es importante comprender la naturaleza y el contexto de estos paradigmas, para ser conscientes de cuándo es adecuado aplicar cada uno de ellos, explotando así sus virtudes y tratando de evitar sus carencias [5].

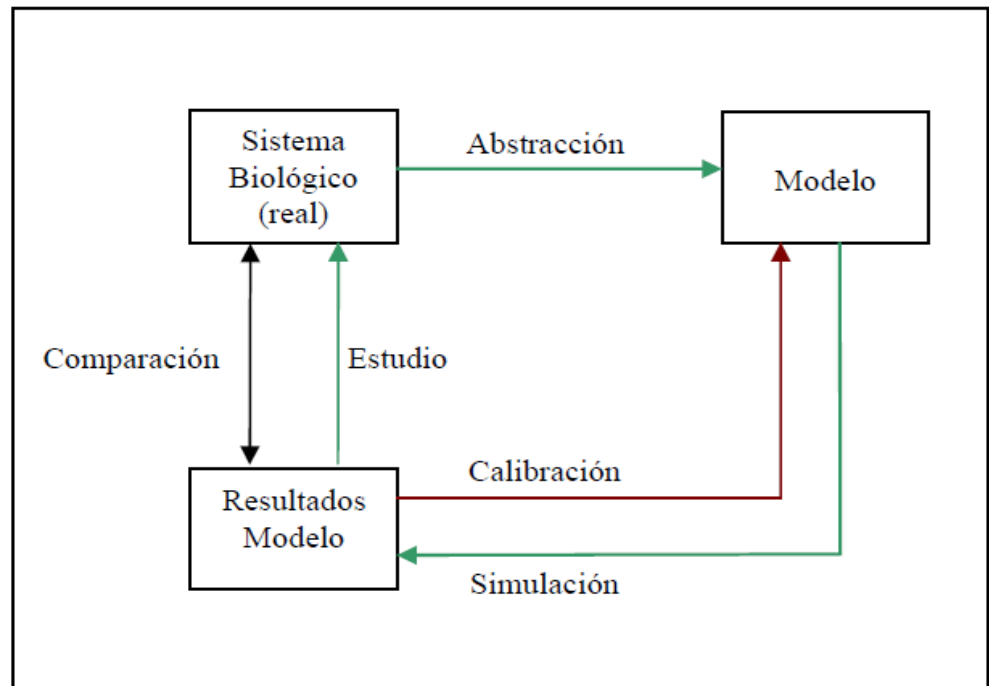


Figura 3 Diagrama para la construcción de un modelo representativo de un sistema biológico real.

- En el 2006 Néstor Flórez Luna por medio del modelo matemático unicompartimental pulmonar desarrolló un simulador del control ventilatorio por presión en la herramienta de simulink proporcionada por el software Matlab. Estas simulaciones permitirán entender de una manera mucho más sencilla la interacción entre el ventilador pulmonar y la función respiratoria. El simulador se realizó a través de una plataforma telemática educativa y será usado como material docente dinámico, interactivo y adaptivo para la enseñanza [6].

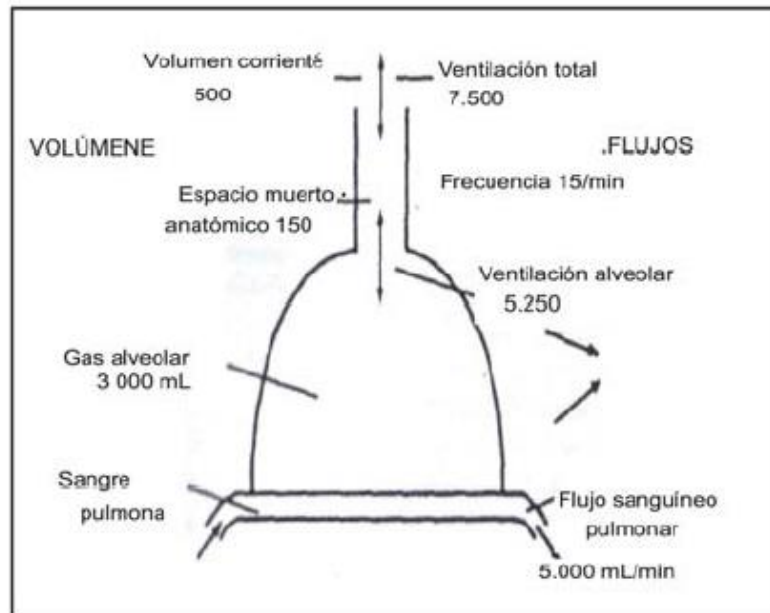


Figura 4 Diagrama de un pulmón con sus volúmenes y flujos.

- En 2006 Matias Addiego plantea y analiza el modelo visco elástico de la mecánica respiratoria, expone y analiza los componentes utilizados para el modelado y sus características, siguiente a eso se plantea el modelo resistivo-elástico, funcionamiento y comparación con resultados experimentales y por último se introduce el modelo visco elástico para plantear como este resuelve los problemas del modelo resistivo-elástico [7].

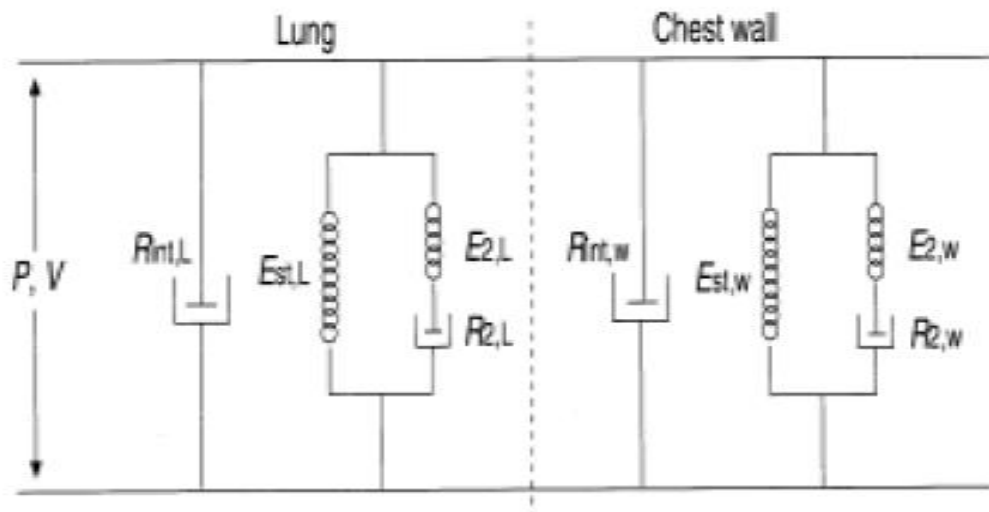


Figura 5 Esquema del modelo mecánico para el sistema respiratorio.

- En 2007 M. Rozanek, and K. Roubik proponen un modelo matemático consecuente a sus anteriores estudios, usando las dimensiones geométricas de las vías respiratorias y así obtener las propiedades acústicas del sistema mediante analogías electroacústicas [8].

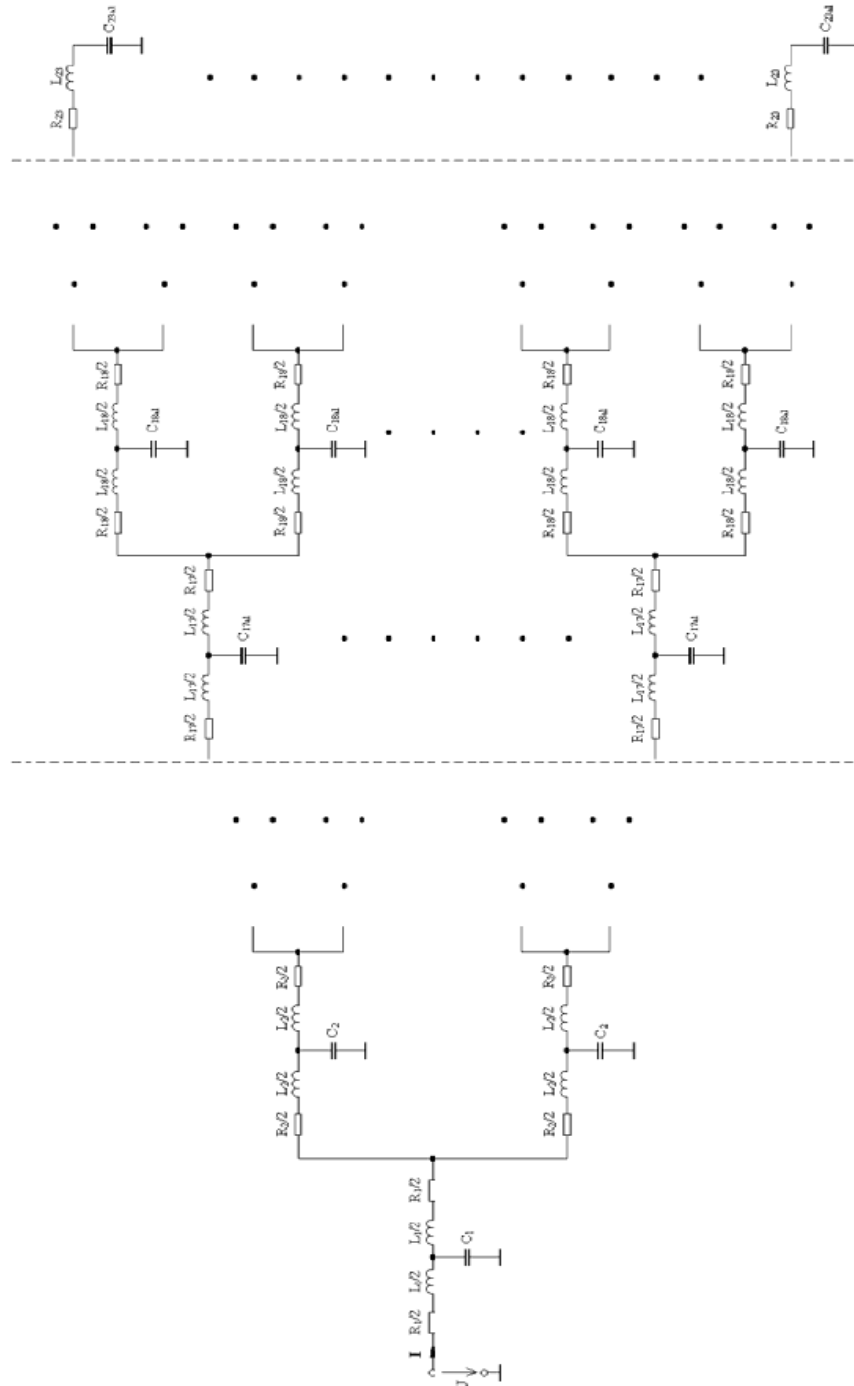


Figura 6 Modelo del sistema respiratorio.

- En Julio del 2007 Rubén Rojas y Dánely Velásquez desarrollaron un modelado y simulación de la respuesta respiratoria de un paciente en ventilación mecánica de esta manera pudieron diseñar un sistema de control de lazo cerrado para aspiración endotraqueal de secreciones. Ellos utilizaron un modelo matemático de la biomecánica respiratoria durante la ventilación que les permitió conocer con mayor exactitud los cambios fisiológicos y las repercusiones que se presentaban cuando los parámetros del ventilador eran modificados [9].

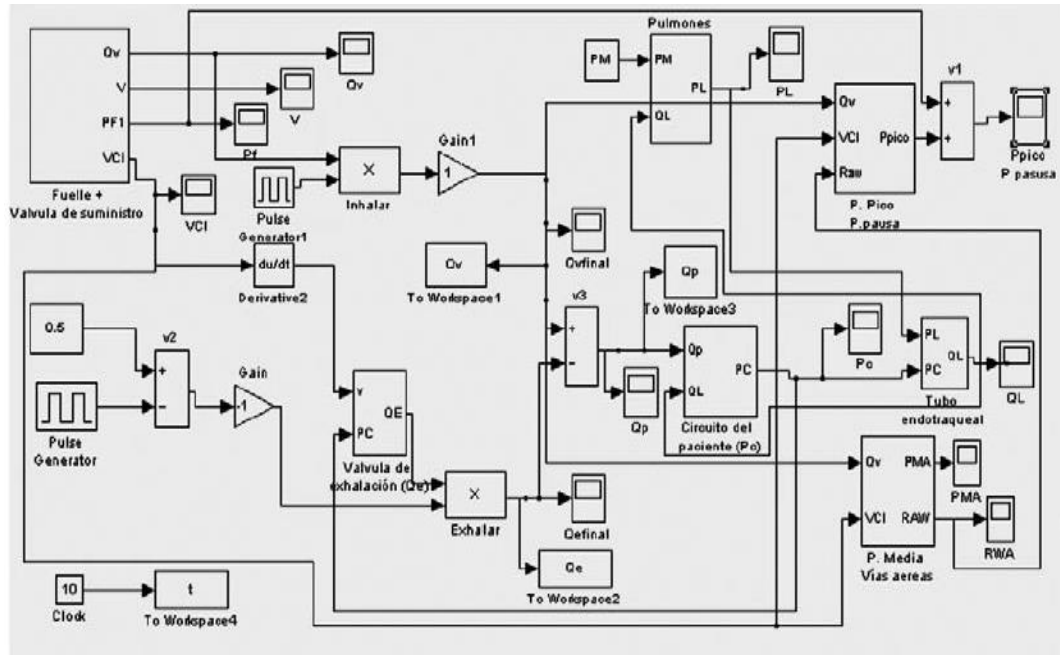


Figura 7 Modelo de SVMP.

- En el 2008 Roman Matejka y Karel Roubik desarrollaron un artículo en el que compararon las diferentes técnicas de monitoreo de ventilación pulmonar artificial y un modelado del sistema respiratorio. El sistema que desarrollaron es capaz de modelar las características mecánicas del sistema respiratorio en tiempo real, con un diseño sencillo que le proporciona seguridad al paciente con su fácil manejo [10].
- En 2008 Jaroslav Marek, Karel Roubík realizaron una investigación cuyo propósito era diseñar un simulador del sistema respiratorio humano consumiendo oxígeno y produciendo dióxido de carbono con la capacidad de introducir parámetros mecánicos del sistema, entre otros y así usar la simulación para un paciente real. El modelo consiste en una caja plástica con una compliancia deseada, un quemador de propano equipado con un

sistema de refrigeración a base de agua, analizadores de oxígeno y dióxido de carbono y un sistema de control [11].

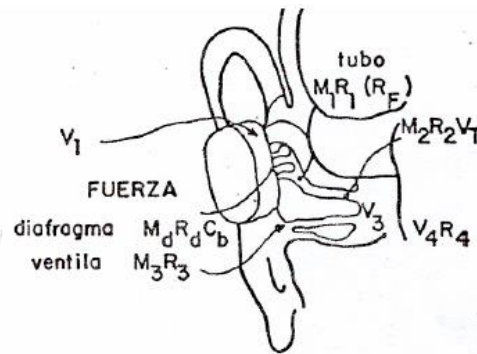
- En Mexico en el año 2009 Armando Cervantes Sandoval Xavier Chiappa Carrara María José Marques Dos Santos hicieron un artículo donde se explica de manera detallada todo lo necesario para el modelamiento matemático en biología [12].
- En Julio 25 del 2010 Mauricio Gómez realizo el modela-miento de los pulmones por medio de los modelos resistivo-elástico y viscoso-elástico, los componente que utilizo fueron el resorte y el amortiguador que representaban la distensibilidad pulmonar y la resistencia respiratoria. Logro plantear un circuito RL junto con su respectiva función de transferencia y realizo una simulación en la herramienta simulink del software Matlab [13].
- En 2011 Karel Roubík, Jakub Ráfl diseñaron un dispositivo que permitía controlar el flujo de la respiración espontanea en un paciente conectado a un respirador HFO para las pruebas del sistema hicieron uso de un simulador [14].
- El Dr. Héctor Quiñones Acosta, el Dr. Antonio Barber Gutiérrez y Dr. Roberto Douglas Pedroso hicieron un análisis de los principales modelos matemáticos que aparecen en la literatura, en el área de la fisiología respiratoria, con vistas a seleccionar algunos que sean más factibles de ser aplicados en la práctica clínica, no requieran de mucho equipamiento para tomar datos de pacientes y permitan incorporar patrones de respiración Yoga como una posible opción en el tratamiento. Específicamente para evaluar y tratar a personas que padecen de enfermedades respiratorias obstructivas, los modelos de dos compartimentos alveolares y corto circuito son nuestra propuesta. Estos modelos parecen ser más adecuados a los objetivos mencionados, es decir, para la evaluación del paciente y la posible terapia natural con técnicas respiratorias [15].

1.4. TRABAJOS DE GRADO

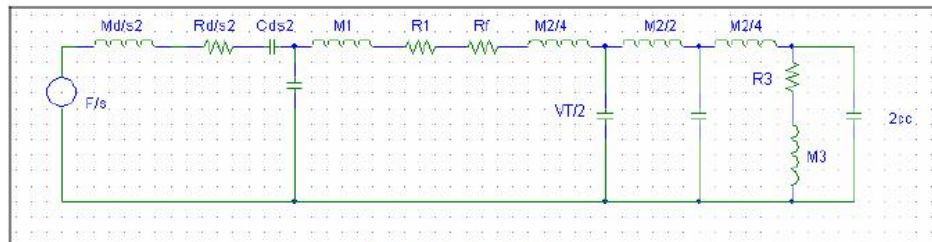
- En 2001 Francisco Javier Fernández Baldomero desarrollo un proyecto de grado titulado Entorno paralelo de modelado y simulación bajo Matlab. Aplicación a sistemas de visión en el habla sobre las interfaces de Matlab a

MPI y PVM, que convierten a Matlab en un entorno paralelo para modelado y simulación [16].

- En 2004 Víctor Hugo Villafaña Aguilar desarrollo un aparato de ayuda auditiva para el cual tuvo que desarrollar un modelo electroacústico del sistema auditivo junto con el del audífono y el micrófono [17].



a) Sistema real



b) Analogía eléctrica

Figura 8 Sistema acústico.

- En 2006 Alejandro Arbeláez Rodríguez y Julián Eduardo Gutiérrez Santiago desarrollaron una tesis de grado titulada Estudio Exploratorio de la aplicación de la programación concurrente por restricciones en bioinformática [18].
- En 2006 Jonás Andradás Arias, Ma. Paloma de la Fuente Bahón y Carolina García Rodríguez desarrollaron una plataforma de análisis de datos en Bioinformática basada en Matlab [19].
- Martín Abenza Jiménez desarrollo su proyecto de grado titulado implementación en Matlab de técnicas matemáticas en el análisis de experimentos [20].

1.5. TESIS DE GRADO

- En 1995 F.H.C. de Jongh, desarrollo una tesis titulada Ventilation modelling of the human lung. Modelamiento del pulmón capaz de modelar el transporte de gas en el sistema mediante ecuaciones derivadas analíticamente [21].
- En Junio 2002 González Obregón y Carlos Hernán hicieron su Tesis doctoral de la Universidad politécnica de Cataluña, titulada Análisis de complejidad de sistema respiratorio para la ayuda al diagnóstico de patologías, para ello hicieron uso de modelos del sistema respiratorio [22].
- En el 2003 Luis José Lores Obradors, realizo el análisis acústico del sonido respiratorio traqueal durante las maniobras de espiración forzada y desarrollo la comparación entre sujetos sanos y asmáticos durante pruebas broncodilatadora [23].
- En Madrid en el año 2004 D. Pedro José Benito Peinado realizo el estudio del modelo respiratorio haciendo uso de un nuevo método de determinación de los umbrales ventilatorios [24].

REFLEJOS EN VÍAS RESPIRATORIAS

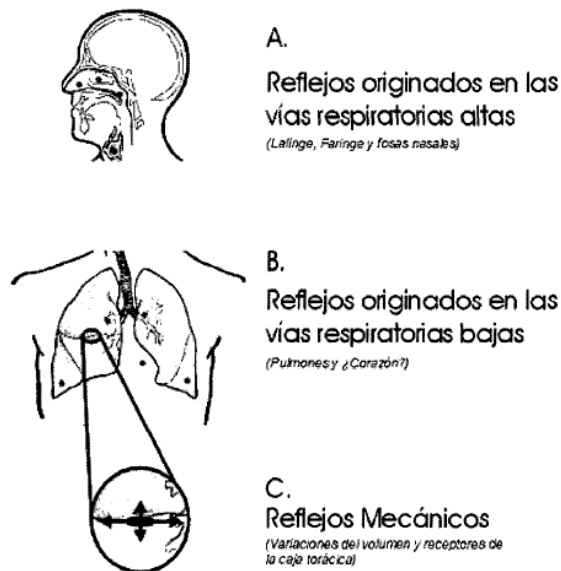


Figura 9 Reflejos más usuales que se producen en el control periférico de la respiración.

- En Junio del 2007 Tesis doctoral de la Universidad politécnica de Cataluña, titulada Análisis del sistema de control respiratorio ante estímulos y patologías ventilatorias, realizada por Alher Mauricio Hernández Valdivieso y dirigida por Miguel Ángel Mañanas Villanueva. En esta tesis se buscó “diseñar y evaluar nuevas herramientas que permitan simular y predecir apropiadamente la respuesta del sistema respiratorio cuando es sometido a diversos estímulos y es afectado por patologías con el fin de analizar en el futuro la interacción con diferentes modos ventilatorios suministrados por un ventilador mecánico simulado” [25].

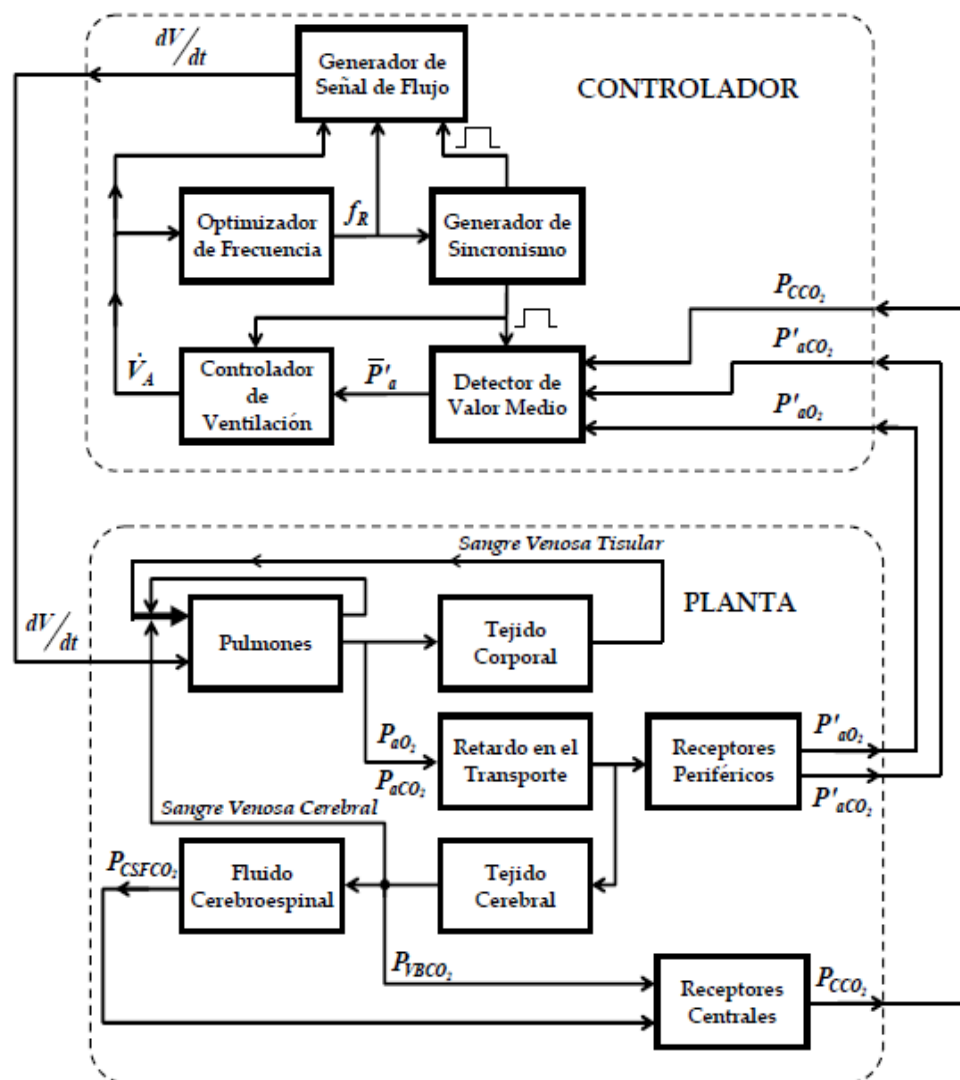


Figura 10 Diagramas de bloques del modelo del sistema respiratorio propuesto por Fincham y Tehrani.

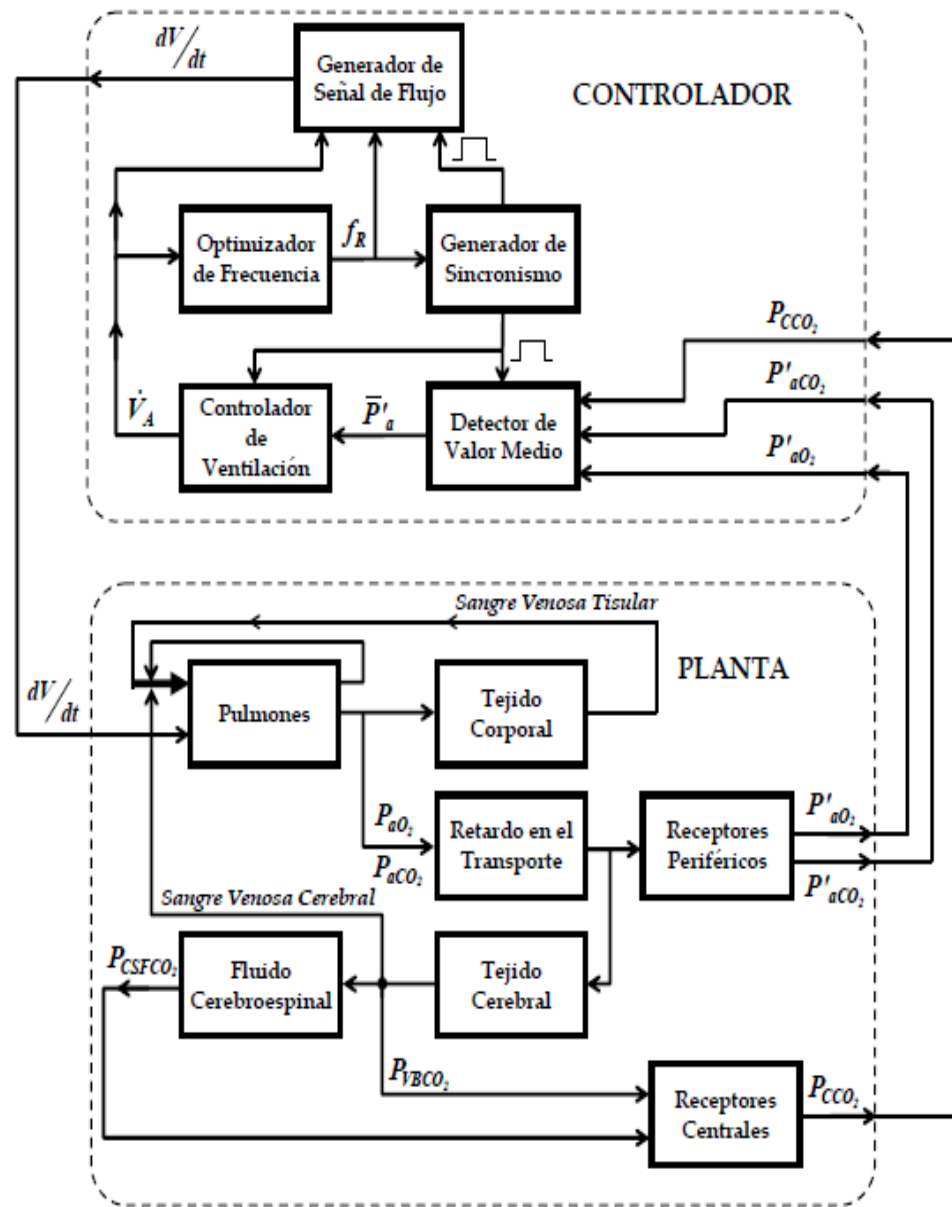


Figura 11 Diagramas de bloques del modelo del sistema respiratorio propuesto por Fan y Khoo.

1.6. DESCRIPCIÓN Y FORMULACIÓN

Para el hombre es de gran importancia comprender las características y el funcionamiento de los sistemas biológicos pero esto representa demasiadas dificultades relacionadas con los recursos tanto económicos como humanos de los análisis y experimentos necesarios [27] El pensamiento dogmático presente en la sociedad es un gran limitante debido a las constantes críticas por la experimentación en humanos.

Algo que podría parecer crucial, el conocimiento de los sistemas fisiológicos, su funcionamiento no patológico, sin alteración alguna, todavía hoy por hoy se desconoce. Se reconocen los síntomas de las enfermedades y como tratarlas, pero no se sabe explicar el funcionamiento normal del organismo. Se saben los procesos que tienen lugar, pero se desconocen el porqué de éstos, ni que alteraciones se producirían si se modificaran [28].

Los sistemas biológicos son una serie de estructuras que se rigen por parámetros y llevan a cabo procesos, sabiendo esto, es posible llegar a caracterizar el funcionamiento de un órgano por medio de un circuito, de hecho es algo muy común, modelar diferentes tipos de sistemas no solo biológicos sino también de otras características a través circuitos tanto mecánicos como eléctricos, todo esto con el propósito de entender su funcionamiento.

Para modelar el sistema respiratorio se debe tener en cuenta que la resistencia respiratoria se compone de dos partes, la que aportan las vías respiratorias y la generada por el tejido pulmonar. Teniendo como entrada del sistema el flujo de aire podemos modelar la presión y el volumen del sistema total por medio de las impedancias que caracterizan a las vías respiratorias [8]. Estos parámetros servirán para evidenciar trastornos en el sistema respiratorio según la variación que presenten.

- **Pregunta problema**

En la actualidad el modelamiento de sistemas biológicos ha logrado diagnosticar enfermedades sin necesidad de realizar un estudio invasivo del organismo lo cual permite reducir los peligros para el paciente, acelerar la investigación y tratamiento de las afecciones, evitar problemas éticos y disminuir los recursos económicos. [26]

¿Cuáles son las características electroacústicas necesarias para representar de manera simplificada la fisiología del pulmón y que permita modelar una afección pulmonar?

1.7. JUSTIFICACIÓN

La resistencia respiratoria se compone de dos partes, la que aportan las vías respiratorias y la generada por el tejido pulmonar, a partir de numerosos estudios se determinó que en presencia de enfermedades la resistencia en las vías respiratorias varía, mientras que la del tejido pulmonar permanece prácticamente constante. [7] Teniendo como entrada del sistema el flujo de aire podemos modelar la presión y el volumen del sistema total por medio de las impedancias que caracterizan a las vías respiratorias [8]

Los sistemas biológicos representan gran complejidad, por esta razón ha sido necesaria la utilización de aproximaciones que permitan entender su verdadera realidad relacional o en otras, ¿Cómo funcionan? Un ejemplo es la modelización, la cual ha adquirido gran protagonismo, por medio de un modelo se puede realizar una representación formal de un sistema o de un proceso. Los modelos permiten comprender e interaccionar con la realidad de una manera simplificada y sin tener que trabajar con la complejidad y los riesgos que se presentan en el mundo real.

Los análisis y experimentación en sistemas biológicos necesitan muchos recursos tanto económicos como humanos, mediante los avances del modelamiento se hace posible la disminución de recursos económicos, aceleración en investigación de tratamientos para afecciones y se evitan problemas éticos por el uso de humanos para experimentación.

En Medicina, la simulación permite decidir si los modelos manejados se aproximan lo suficiente a la realidad observada, con el fin de poder realizar predicciones, diagnósticos e incluso identificación del propio sistema fisiológico estudiado. Dado que es de gran dificultad construir prototipos de los sistemas fisiológicos, sobre todo de los elementos no mecánicos, la mejor manera de validar el modelo es mediante la simulación computarizada [28].

En el modelo que se desarrollará del pulmón se tomarán en cuenta única y exclusivamente hasta un cierto número de ramificaciones debido a que se sabe que las alteraciones y obstrucciones presentes en los ductos superiores afectan de manera más drástica el funcionamiento y paso del aire que las que se presentan en las ramificaciones con dimensiones más pequeñas [29].

1.8.OBJETIVOS DE LA INVESTIGACIÓN

1.8.1. Objetivo general

- Proponer un modelo simplificado del pulmón a partir del modelo electro acústico de M. Rozanek, and K. Roubik, del cual se obtenga una gráfica de presión contra volumen y representar con el modelo obtenido una enfermedad o afección respiratoria.

1.8.2. Objetivos específicos

- Simplificar el modelo electro acústico de M. Rozanek, and K. Roubik a un número N de ramificaciones y calcular matemáticamente presión y volumen del sistema.
- Desarrollar un algoritmo representativo del circuito equivalente electroacústico del pulmón, haciendo uso de las herramientas de simulación que nos proporciona un software de simulación matemática.
- Comparar el modelo electro acústico obtenido con el de M. Rozanek, and K. Roubik para verificar el funcionamiento del modelo realizado.
- Implementar los parámetros físicos del sistema respiratorio de una enfermedad, que represente afecciones obstructivas en el circuito y comparar las variaciones con respecto a una persona sana.

1.9.ALCANCES Y LIMITACIONES

Se desarrollará un modelo electroacústico del pulmón basándose en las dimensiones del mismo, para esto se usara la tabla presentada en el artículo Mathematical Model of the Respiratory System Comparison of the Total Lung Impedance in the Adult and Neonatal Lung realizado por M. Rozanek, y K. Roubik y se tendrán en cuenta solo las ramificaciones primordiales es decir que solo se llegará a utilizar la información dada hasta un determinado número de ramificaciones.

Se realizará un algoritmo representativo del modelo electroacústico por medio del cual se comprobará su funcionamiento y se desarrollarán las gráficas de impedancia y la de presión vs volumen.

Se desarrollará un modelo electroacústico del pulmón teniendo en cuenta las alteraciones que presenta una afección al sistema respiratorio junto con su gráfica de impedancia y la de presión vs volumen.

Se compararán los datos obtenidos en cada uno de los modelos y de las simulaciones llevadas a cabo. Toda la información obtenida será recopilada y presentada en un artículo junto con los algoritmos implementados.

2. MARCO DE REFERENCIA

2.1. MARCO CONCEPTUAL

2.1.1. Sistema

Es una colección de componentes interconectados que actúan juntos con la finalidad de proporcionar unas respuestas determinadas, ante unos estímulos de entrada, o unas perturbaciones exteriores [30].

Un sistema puede definirse como un conjunto de elementos los cuales interactúan en el tiempo, generan un proceso para toda entrada del sistema. Los elementos forman estructuras que son los principales objetos de estudio al analizar un sistema.

En 1964 Bartholomew dijo que al estudiar un sistema, cada nivel de complejidad encuentra su explicación de mecanismos en los niveles inferiores y su significancia en los niveles superiores.



Figura 12 Diagrama de bloques de un sistema.

La función de transferencia es un modelo matemático de un sistema el cual relaciona la respuesta del sistema con la señal de entrada del mismo a través de un cociente.

La función de transferencia del sistema presentado en la figura 12 sería:

$$(1) H(s) = \frac{Y(s)}{X(s)} \quad \text{Función de Transferencia.}$$

Donde $H(s)$ es la función de transferencia también notada como $G(s)$, $Y(s)$ es la transformada de Laplace de la señal de salida y $X(s)$ es la transformada de Laplace de la señal de entrada.

2.1.2. Sistema Biológico

Los sistemas biológicos están compuestos por órganos y estructuras que cumplen diferentes pasos para llevar a cabo una función biológica en un ser vivo. Los sistemas se pueden clasificar a nivel organizacional entre los órganos y los aparatos conformados por varios sistemas.

Cada sistema biológico tiene una variedad de funciones totalmente diferentes, cada una tan vital como la otra aunque simple vista no se relacionen para nada, siguiendo este concepto los sistemas biológicos tienen la capacidad de realizar varias funciones. Para dar un ejemplo específico, el sistema respiratorio tiene la función de lograr el intercambio gaseoso, pero también ayuda a eliminar el calor corporal.

Los sistemas biológicos son adaptativos y por lo general no lineales. En los sistemas biológicos se encuentran componentes desconocidos y de difícil análisis, por esta razón en muchas ocasiones se vuelve necesario conocer el comportamiento de cada uno de los subsistemas antes de analizar el sistema de forma global.

2.1.3. Modelo

“Un modelo es una abstracción o representación formal de un sistema o de un proceso. Por tanto, un modelo representa algún aspecto particular de la realidad convirtiéndose en un referente de la misma, que permite a los usuarios comprender e interaccionar con la realidad, aunque de una forma simplificada y exenta de la complejidad y riesgos potenciales del mundo real.

La utilidad de un modelo deriva del propósito o finalidad para el cual fue formulado. Por ejemplo, hay modelos cuya finalidad no es otra que explicar o describir el significado de un sistema o proceso teniendo por tanto un propósito meramente cognitivo. Por el contrario, en ocasiones el modelo es formulado con el objetivo de encontrar la solución óptima de un determinado problema. Finalmente, en otros casos un modelo encuentra su utilidad a la hora de establecer una predicción o pronóstico del estado futuro de un sistema. En el caso particular de la Biología, un modelo es más valorado cuando además de proporcionar una explicación de la estructura u organización de un sistema, permite la posibilidad de establecer predicciones (aunque éstas sean cualitativas) que más tarde puedan ser contrastadas de modo experimental u observacional” [32].

2.1.4. Cavity of Helmholtz

También conocido como resonador de Helmholtz es una cavidad con un volumen V , con un cuello de área S y de longitud L .

“Si se considera el resonador de Helmholtz como un sistema mecánico oscilatorio, cuya masa m es igual a la masa del aire en el cuello del resonador; la resistencia activa r_m es igual a la suma de la resistencia debida a la viscosidad del aire y de la resistencia de radiación al medio circundante mientras que la flexibilidad C_m es igual a la flexibilidad del aire en la cavidad del resonador” [33], se podría representar de la siguiente manera:

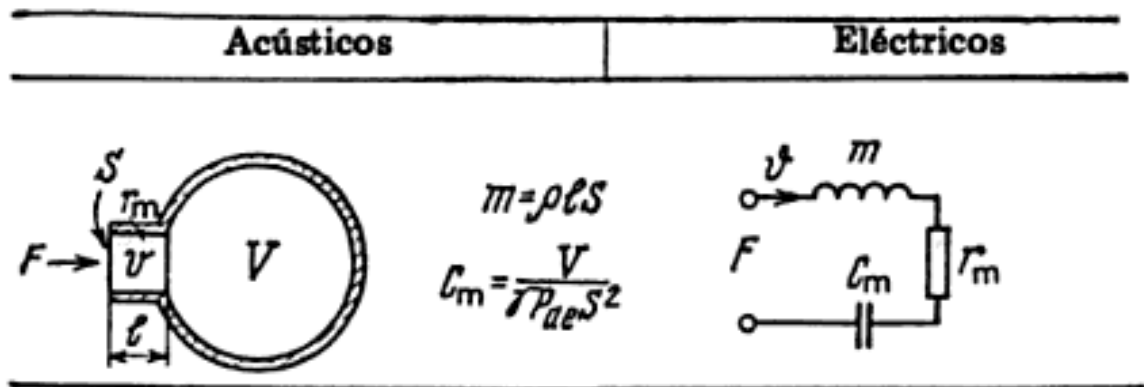


Figura 13 Representación cavidad de Helmholtz [33].

2.2. MARCO TEÓRICO

2.2.1. Circuito equivalente

Es la representación de un sistema por medio de un esquema o circuito que interpreta el funcionamiento de cada una de sus partes. En electricidad y electrónica, se dispone de diferentes elementos que permiten representar un circuito y analizar su comportamiento.

Para modelar un sistema en un circuito equivalente, se elige un universo de símbolos cuyas características representan las propiedades físicas de los componentes verdaderos, relacionados entre sí matemáticamente y con una equivalencia entre sus magnitudes y unidades.

“Las analogías dinámicas o electro-mecano-acústica consisten en la aplicación de la teoría de los circuitos eléctricos para la resolución de los problemas mecánicos y acústicos” [34].

2.2.2. Circuitos acústicos

Las analogías acústicas permiten representar sistemas acústicos, es decir, aquellos en los que se presentan variaciones de caudal y presión en un fluido, líquido o gas, como por ejemplo el aire o el agua.

Al igual que en el estudio de circuitos mecánicos, en los circuitos acústicos se trata de encontrar dos magnitudes análogas a la tensión e intensidad y establecer paralelismos que den lugar a analogías.

- **Masa Acústica**

La masa acústica M_A es la parte imaginaria positiva de la impedancia acústica y puesto que es proporcional a la masa de aire en el interior de un elemento, representa la capacidad de fluido de almacenar energía de inercia.

La masa acústica es una cantidad proporcional a la masa mecánica que se asocia a una masa de aire acelerada por una fuerza neta que desplaza el gas sin comprimirlo apreciablemente, lo cual verifica la segunda ley de Newton.

La masa acústica se representa con una bobina de valor M_A , cuya unidad es Kg / m^4 .

Por medio de la siguiente ecuación se realiza el cálculo de la masa acústica.

$$(2) \quad m_a = \frac{\rho_0 l}{S} \quad \text{Masa Acústica}$$

Donde P_0 es la densidad del aire, l la longitud del ducto y S el área superficial del ducto.

- **Compliance Acústica**

La compliance acústica C_A es la parte imaginaria negativa de la impedancia acústica y representa la propiedad de los medios fluidos por los que se propaga el sonido, según la cual, presentan cierta elasticidad cuando son comprimidos, de la misma forma de una muelle.

La compliance acústica se asocia a un volumen de aire que se comprime sin desplazamiento apreciable.

La compliance acústica en analogía impedancia se presentan por un condensador de valor C_A cuya unidad es m^5 / N .

Por medio de la siguiente ecuación se realiza el cálculo de la compliance acústica.

$$C_a = \frac{V}{\rho_0 C_0^2} \quad (3) \quad \text{Compliancia Acústica}$$

Donde ρ_0 (rho sub 0) es la densidad del aire, V el volumen del ducto y C_0 la velocidad del aire.

- **Resistencia Acústica**

La resistencia acústica R_A es la parte real de la impedancia acústica y representa las pérdidas disipativas que ocurren cuando hay movimiento viscoso de una cantidad de gas a través de una malla fina o capilar.

La resistencia acústica en analogía impedancia es representada como una resistencia de valor R_A , cuya unidad es $N \cdot s / m^5$.

Por medio de la siguiente ecuación se realiza el cálculo de la masa acústica.

$$r_a = \frac{8\mu l}{\pi R_t^4} \quad (4) \quad \text{Resistencia Acústica}$$

Donde μ es la viscosidad del aire, l la longitud del ducto y R_t el radio del ducto.

2.2.3. Presión atmosférica

El aire es un gas, por esta razón tiene peso y ejerce una presión. En 1643 Evangelista Torricelli ideó un método para medir la presión de la atmósfera, esto lo hizo a través de un dispositivo al que llamo barómetro de mercurio. El barómetro de mercurio consiste en un tubo largo de vidrio lleno con mercurio que es invertido en un cubo con mercurio, dependiendo de la presión exterior se produce una columna de vacío mayor o menor [35].

Barómetro de Mercurio

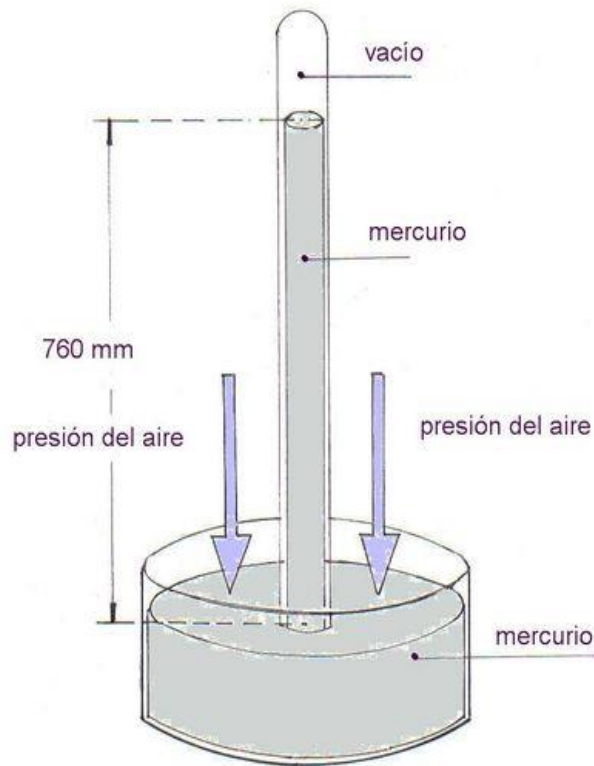


Figura 14 Barómetro de Mercurio [45].

- Unidades y equivalencias

En el sistema internacional de unidades (SI), en la actualidad para la medición de la presión atmosférica, al ser una presión como su nombre lo indica se emplean el pascal (Pa, N/m^2). De esta unidad básica se pueden derivar: El hectopascal (hPa) que equivale a 100 Pa y el kilopascal (kPa) que equivale a 1,000 Pa.

Por convención se asume que la presión atmosférica media en el nivel del mar es de 101,325 Pa, valor que representa 1 atmósfera estándar (atm).

- Variación de la presión atmosférica debido a la altitud

A medida que se va subiendo respecto al nivel del mar, la cantidad de aire sobre las personas es menor lo que genera que la presión atmosférica también sea menor. Un ejemplo de esto es la cumbre del Monte Everest que se encuentra a 8.848 msnm y presenta una presión atmosférica de 30KPa o los aviones de reacción, que vuelan a 11.000 m de altura y se someten a presiones atmosféricas de 20KPa aproximadamente.

A continuación se mostraran las variaciones en la presión atmosférica de acuerdo a la altura respecto al nivel del mar para diferentes unidades [36].

Metros	Atm	Pa	hPa-mb	kPa	Bar	kg/cm2	In Hg	Mm Hg
-200	1.02	103,751	1,037.5	103.8	1.04	1.05	30.6	778
0	1.00	101,325	1,013.3	101.3	1.01	1.03	29.9	760
200	0.98	98,945	989.5	98.9	0.99	1.01	29.2	742
400	0.95	96,611	966.1	96.6	0.97	0.98	28.5	725
600	0.93	94,322	943.2	94.3	0.94	0.96	27.8	707
800	0.91	92,076	920.8	92.1	0.92	0.94	27.2	691
1000	0.89	89,875	898.7	89.9	0.90	0.91	26.5	674
1200	0.87	87,716	877.2	87.7	0.88	0.89	25.9	658
1400	0.84	85,599	856.0	85.6	0.86	0.87	25.3	642
1600	0.82	83,524	835.2	83.5	0.84	0.85	24.6	626
1800	0.80	81,489	814.9	81.5	0.81	0.83	24.0	611
2000	0.78	79,495	795.0	79.5	0.79	0.81	23.5	596
2200	0.77	77,541	775.4	77.5	0.78	0.79	22.9	582
2400	0.75	75,626	756.3	75.6	0.76	0.77	22.3	567
2600	0.73	73,749	737.5	73.7	0.74	0.75	21.8	553
2800	0.71	71,910	719.1	71.9	0.72	0.73	21.2	539
3000	0.69	70,109	701.1	70.1	0.70	0.71	20.7	526
3200	0.67	68,344	683.4	68.3	0.68	0.69	20.2	513
3400	0.66	66,615	666.2	66.6	0.67	0.68	19.7	500
3600	0.64	64,922	649.2	64.9	0.65	0.66	19.2	487
3800	0.62	63,264	632.6	63.3	0.63	0.64	18.7	475

Tabla 1 Variación de presión atmosférica de acuerdo a la altura sobre el nivel del mar.

2.2.4. Sistema respiratorio

La función principal del aparato respiratorio es el intercambio gaseoso, y para ello son necesarias unas estructuras anatómicas dispuestas de tal forma que sean capaces de poner en íntimo contacto aire y sangre, para que sea posible la difusión de gases [37].

El aparato respiratorio comprende los pulmones y una serie de vías respiratorias que los comunican con el exterior. Este sistema tiene dos partes:

- La porción conductora formada por la cavidad nasal, faringe, laringe, tráquea, bronquios y bronquiolos mayores. Estas vías son estructuras relativamente rígidas, por lo que se conservan permeables de manera constante.
- La porción respiratoria consta de bronquiolos respiratorios, conductos alveolares, sacos alveolares y alveolos en los que tiene lugar el intercambio gaseoso entre el aire y la sangre [29].

El aparato respiratorio se divide, a nivel del cartílago cricoides, en dos porciones: tracto respiratorio superior e inferior.

- Tracto respiratorio superior. Comprende: fosas nasales, faringe y laringe. La laringe es rica en glándulas linfáticas. Está constituida fundamentalmente por cartílagos y posee una gran importancia, ya que contiene las cuerdas vocales. La apertura instantánea de las cuerdas vocales y de la glotis por un aumento de la presión intratorácica produce la tos, que es uno de los mecanismos de defensa más importantes del aparato respiratorio.
- Tracto respiratorio inferior. Comienza en la tráquea y termina en los sacos alveolares. Se pueden distinguir varias zonas: zona de conducción, zona de transición y zona respiratoria propiamente dicha.

La zona de conducción incluye la tráquea, que a nivel de la carina se divide en los bronquios principales derecho e izquierdo, los bronquios lobares, segmentarios, los bronquiolos, los bronquiolos lobulillares (se originan a partir del primer bronquiolo tras unas cuatro divisiones y ventilan los lobulillos secundarios) y los terminales (de cada bronquiolo lobulillar se originan unos cuatro o cinco bronquiolos terminales). Todas estas divisiones constituyen las 16 primeras generaciones. A esta zona también se la denomina espacio muerto anatómico y tiene un volumen aproximado de 150 ml.

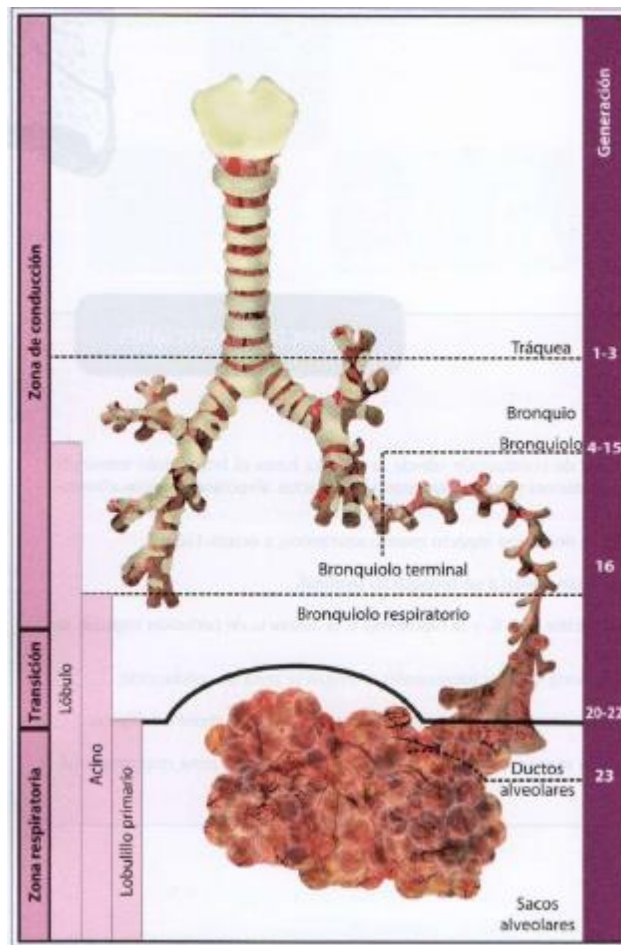


Figura 15 División de la vía aérea inferior [37].

La zona de transición la constituyen los bronquiolos respiratorios (generaciones 17, 18 y 19), en cuyas paredes aparecen ya algunos alveolos.

La zona respiratoria propiamente dicha la forman los conductos y sacos alveolares y alveolos (generación 20 a 23). Una vez descritas las divisiones de la vía aérea inferior, se puede distinguir varias unidades: acino, lobulillo primario y lobulillo secundario. El acino es la unidad anatómica situada distal al bronquiolo terminal. El lobulillo primario lo forman todos los conductos alveolares distales a un bronquiolo respiratorio, y el lobulillo secundario es la mínima porción del parénquima pulmonar rodeada de tabiques de tejido conjuntivo e independiente de los lobulillos vecinos. Todas estas dicotomías se realizan en los primeros años de vida.

La circulación del aire a través de los conductos se determina por las diferencias de presión que se generan entre el exterior y los alveolos durante los movimientos respiratorios. En la inspiración, la presión intrapulmonar es menor que la atmosférica, permitiendo la entrada de aire, y en la espiración ocurre lo contrario.

El flujo de aire es turbulento en las vías de mayor calibre (tráquea y bronquios principales), laminar en las vías más finas, y mixto en los conductos intermedios [37].

Las proporciones geométricas del modelo morfológico del pulmón humano de un adulto y un infante se sacaron del modelo morfológico de Weibel [38]. A continuación, se muestran en la Tabla 2 las proporciones geométricas de un pulmón de un adulto.

z	n(z)	d(z) [cm]	l(z) [cm]
0	1	1,8	12
1	2	1,22	4,76
2	4	0,83	1,9
3	8	0,56	2,76
4	16	0,45	1,27
5	32	0,35	1,07
6	64	0,28	0,9
7	128	0,23	0,76
8	256	0,186	0,64
9	512	0,154	0,54
10	1024	0,13	0,46
11	2048	0,109	0,39
12	4096	0,095	0,33
13	8192	0,082	0,27
14	16384	0,074	0,23
15	32768	0,066	0,2
16	65536	0,06	0,165
17	131072	0,054	0,141
18	262144	0,05	0,117
19	524288	0,047	0,099
20	1048576	0,045	0,083
21	2097152	0,043	0,07
22	4194304	0,041	0,059
23	8388608	0,041	0,05

Tabla 2 Proporciones geométricas del modelo morfológico del pulmón humano de un adulto (con el volumen del pulmón de, 3/4 de la capacidad pulmonar total aproximado). La ramificación se denota como z, el número de vías aéreas por ramificación n(z), el diámetro de la vía aérea d(z) y la longitud de la vía aérea l(z).

A continuación, se muestran en la Tabla 3 las proporciones geométricas de un pulmón de Neonato.

z	n(z)	d(z) [cm]	l(z) [cm]
0	1	0,539	3,594
1	2	0,365	1,426
2	4	0,249	0,569
3	8	0,143	0,195
4	16	0,115	0,325
5	32	0,09	0,274
6	64	0,072	0,23
7	128	0,059	0,195
8	256	0,048	0,164
9	512	0,039	0,138
10	1024	0,033	0,118
11	2048	0,028	0,1
12	4096	0,024	0,084
13	8192	0,021	0,069
14	16384	0,019	0,059
15	32768	0,017	0,051
16	65536	0,015	0,042
17	131072	0,014	0,036
18	262144	0,013	0,03
19	524288	0,012	0,025
20	1048576	0,012	0,021
21	2097152	0,011	0,018
22	4194304	0,01	0,015
23	8388608	0,01	0,013

Tabla 3 Proporciones geométricas del modelo morfológico del pulmón humano de un Neonato. La ramificación se denota como z, el número de vías aéreas por ramificación n(z), el diámetro de la vía aérea d(z) y la longitud de la vía aérea l(z).

En los pulmones se encuentran alrededor de 300 millones de alvéolos. En la Tabla 4 se muestra una aproximación de la cantidad de alveolos que se encuentran en el pulmón por cada generación.

Generación	Numero de Alvéolos
17	6,00E+05
18	2,00E+06
19	6,00E+06
20	2,10E+07
21	4,15E+07
22	8,40E+07
23	1,43E+08

Tabla 4 Número de alvéolos en las generaciones de las vías respiratorias.

En la Tabla 5 se muestra una mejor representación del número de alveolos por cada uno de las vías del sistema respiratorio.

Generación	n(z)	N° alvéolos por tracto respiratorio
17	131072	5
18	262144	8
19	524288	12
20	1048576	20
21	2097152	20
22	4194304	20
23	8388608	17

Tabla 5 División de los alvéolos en las vías respiratorias. La ramificación se denota como z y el número de vías aéreas por ramificación n(z).

2.2.5. Frecuencia respiratoria

Es el número de respiraciones que realiza un ser vivo en un lapso de tiempo específico, por lo general se expresa en respiraciones por minuto. La respiración se realiza en dos momentos, la inspiración el aire que penetra en los pulmones y la espiración el aire sale de los pulmones, este movimiento rítmico es controlado por el sistema nervioso.

- Recién nacidos: alrededor de 40-60 respiraciones por minuto.
- Niño: 25-30 respiraciones por minuto.

- Pre Adolescente: 20-30 respiraciones por minuto.
- Adolescente: 18-26 respiraciones por minuto.
- Adulto: 12-20 respiraciones por minuto.
- Adultos a ejercicios moderados: 35 - 45 respiraciones por minuto.
- Atletas: 60-70 respiraciones por minuto (valor máximo).

Cuando las respiraciones de minutos están por encima de lo normal, se habla de taquipnea y cuando se hallan por debajo, bradipnea [39].

En algunas ocasiones la persona no puede respirar por si sola y es necesario la ventilación mecánica. Para llevar a cabo la ventilación mecánica se puede recurrir o bien a una máquina (ventilador mecánico) o bien a una persona bombeando el aire manualmente mediante la compresión de una bolsa o fuelle de aire. Un método de ventilación es la ventilación de alta frecuencia.

La ventilación de alta frecuencia se experimentó por primera vez en perros en 1967. De forma general se define como el soporte ventilatorio que utiliza frecuencias respiratorias superiores a las habituales, esta frecuencia oscila entre 150 y 3000 respiraciones por minuto. En la mayoría de los tratamientos se implementan frecuencias alrededor de 100 respiraciones por minuto en adultos y de 300 en pacientes pediátricos o neonatales. Para poder suministrar gas a estas frecuencias se deben emplear mecanismos específicos, que generalmente consisten en osciladores o “jets” de alta frecuencia, ya que los ventiladores convencionales no pueden trabajar a frecuencias tan elevadas. Diferentes estudios han demostrado un transporte razonable de gases, pero no se han demostrado diferencias en la supervivencia, días de estancia en la UCI, ni reducción en las complicaciones al compararla con la ventilación convencional [40].

La ventilación mecánica con elevadas presiones y volúmenes puede inducir cambios en la permeabilidad endotelial y epitelial, indistinguibles de otras formas de injuria pulmonar experimental. El microscopio de luz, revela daño alveolar severo, hemorragias alveolares, y membrana hialina en animales que mueren poco después de la injuria por sobreinsuflación, mientras que el colapso de los espacios alveolares y la proliferación de las células alveolares tipo II, se observan en animales que sobreviven por un mayor tiempo el insulto inicial. El microscopio electrónico, revela anomalías endoteliales, con ruptura, formación de vesículas intracapilares y lesiones epiteliales consistentes en discontinua y en ocasiones completa destrucción de las células tipo I [47].

2.2.6. Asma

Es una enfermedad inflamatoria crónica de la vía aérea. En los individuos susceptibles, esta inflamación causa episodios recurrentes de sibilancia. Disnea, opresión torácica y tos. Estos síntomas se asocian con limitación al flujo aéreo, que es generalmente reversible, bien espontáneamente, bien con tratamiento broncodilatador. La inflamación también produce una hiperrespuesta de la vía aérea a una gran variedad de estímulos. La reversibilidad implica el aumento del FEV1 en un 12% o más de su línea basal tras aplicar un betaadrenérgico selectivo de acción corta. La hiperreactividad es la disminución del FEV1 en un 20% o más de su línea basal tras la realización de una prueba de provocación con histamina o metacolina.

En los pacientes fallecidos por asma, los pulmones están hiperdistendidos y las vías aéreas grandes y pequeñas están llenas de tapones constituidos por una mezcla de moco, proteínas séricas, células inflamatorias y detritus celulares [41].

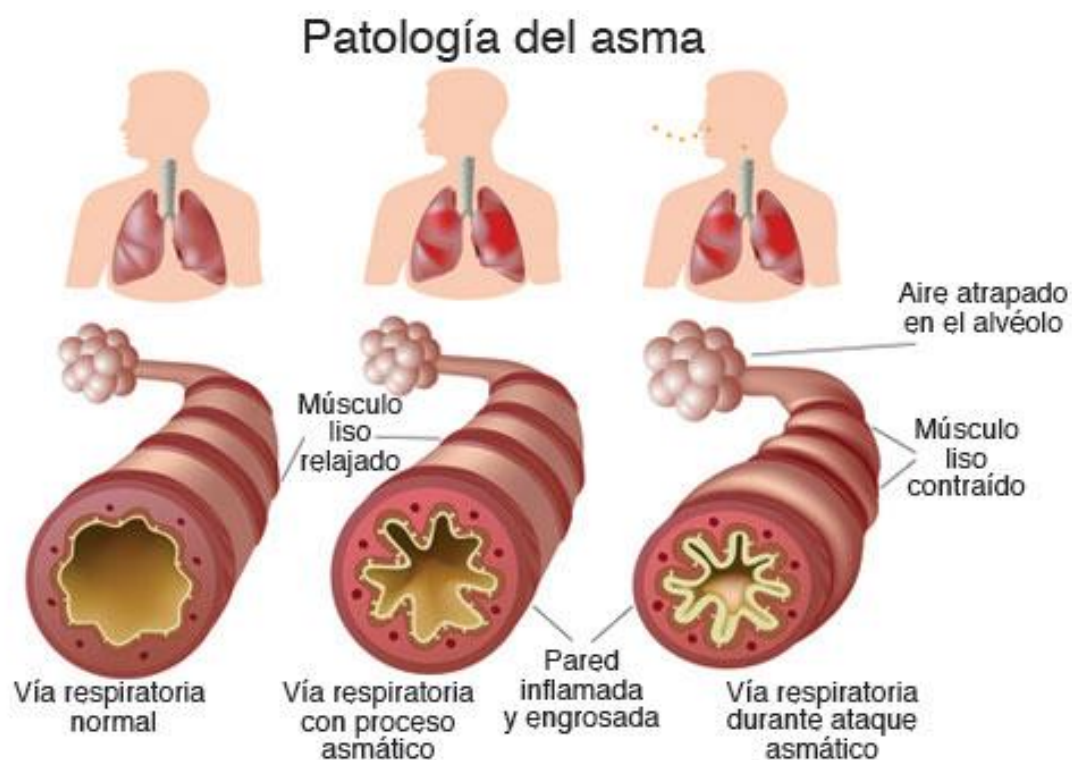


Figura 16 Patología del asma [46].

2.2.7. Síndrome de dificultad respiratoria aguda (SDRA)

Es una afección pulmonar potencialmente mortal la cual impide la llegada de suficiente oxígeno a los pulmones y a la sangre. Esta afección puede ser causada por cualquier lesión importante del pulmón, entre las causas más comunes se encuentran:

- Inhalación de vómito a los pulmones (aspiración)
- Inhalación de químicos
- Trasplante de pulmón
- Neumonía
- Shock séptico (infección en todo el cuerpo)
- Traumatismo

Esta enfermedad es similar a una insuficiencia cardíaca congestiva por esta razón en algunas ocasiones puede ser necesario efectuar una ecocardiografía o un cateterismo de Swan-Ganz para descartar dicha enfermedad [42].

Las alteraciones fisiopatológicas que determina el SDRA se explican a partir de los dos fenómenos básicos ya mencionados:

- Un proceso inflamatorio difuso del pulmón
- Un edema pulmonar agudo por aumento de la permeabilidad producto de la inflamación

Ambos procesos pueden también presentarse independientemente: son muchas las condiciones inflamatorias pulmonares que no se complican con edema difuso, y éste puede desarrollarse sin inflamación concomitante, como sucede en el edema de altura, en el edema neurogénico o en el edema pulmonar por sobredosis de narcóticos, todos de rápida resolución y sin las secuelas propias del SDRA.

En los casos severos de distres la densidad pulmonar es tres veces mayor que la de pulmones normales y las zonas colapsadas y consolidadas pueden extenderse del 70 al 80 % de los campos pulmonares quedando reducida la porción pulmonar funcional a un 20 – 30 % de un pulmón normal [43].

3. METODOLOGÍA

3.1. ENFOQUE DE LA INVESTIGACIÓN

Se plantea un tipo de investigación empírico analítica debido a que se realiza un análisis basada en la experimentación y la lógica empírica, el razonamiento en base a principios descubiertos en casos particulares del modelamiento del sistema respiratorio (pulmón) y de las afecciones que alteran a este y se llegara a conclusiones a partir de un enlace de juicios.

3.2. LÍNEA DE INVESTIGACIÓN DE LA UNIVERSIDAD DE SAN BUENAVENTURA/ SUB-LÍNEA DE INVESTIGACIÓN/CAMPO DE INVESTIGACIÓN

La línea de la universidad a la cual pertenece el proyecto es la de análisis y procesamiento de señales (APS) y la sublínea es la de acústica aplicada, esto debido a que en el proyecto se desarrolló el análisis de un sistema el cual tenía unas variables de entrada que eran procesadas de tal manera que al final se obtiene unas variables de salida y un poco del comportamiento del sistema. Los parámetros de entrada que se manejaron fueron la presión del aire y la frecuencia y como resultado se obtuvieron el flujo de aire, el volumen y la impedancia dentro del sistema por medio de la implementación de elementos acústicos y electroacústico.

El campo investigativo dentro del cual se llevara a cabo el proyecto es el de electroacústica, ya que en esta rama de la acústica podemos convertir parámetros acústicos a eléctricos por medio de analogías que facilitan su desarrollo y análisis.

3.3. TÉCNICAS DE RECOLECCION DE INFORMACIÓN

- CDIO (CONCEIVE, DESIGN, IMPLEMENT AND OPERATE)

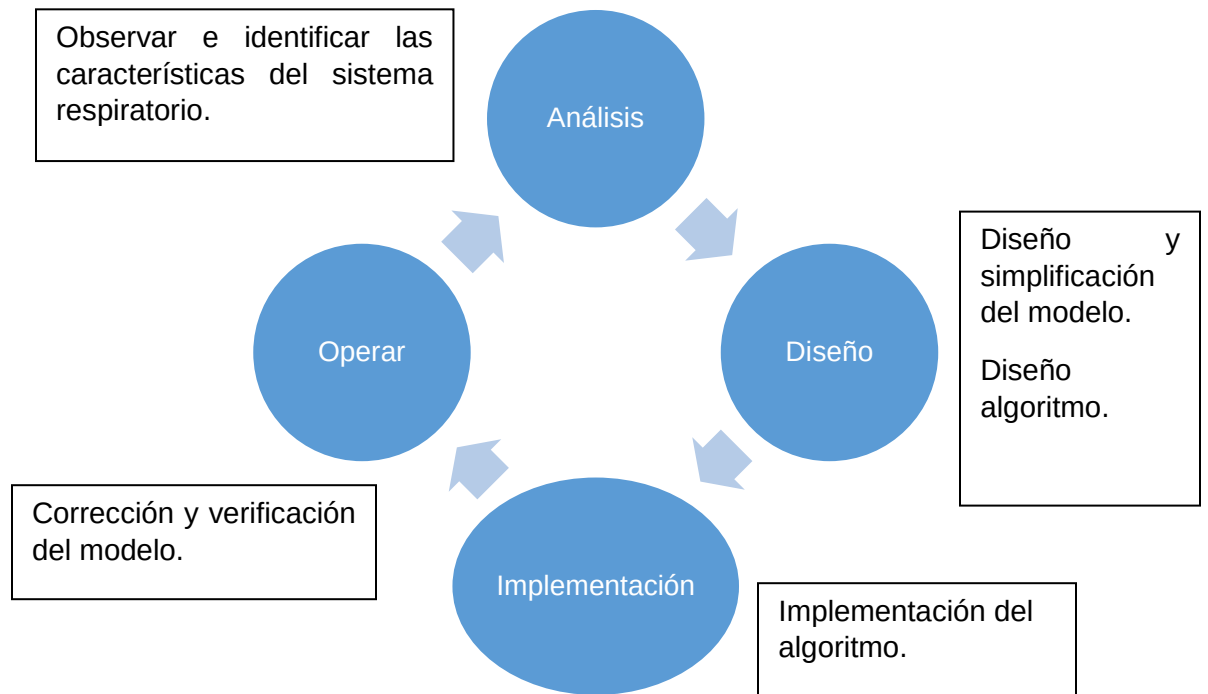


Figura 17 Mapa de CDIO (CONCEIVE, DESIGN, IMPLEMENT AND OPERATE).

3.4. VARIABLES

3.4.1. Variables Dependientes

- Modelo simplificado del sistema respiratorio n de ramificaciones.
- Modelo del sistema respiratorio con alteración o afección respiratoria.
- Software matemático (Matlab).

3.4.2. Variables Independientes

- Respuestas del sistema.
- Tiempo de procesamiento del sistema.
- Modelamiento completo del sistema

4. HIPÓTESIS

Si se desarrollara el modelo simplificado del pulmón a N ramificaciones a partir del modelo electroacústico de M. Rozanek, and K. Roubik, y posteriormente se realizará la simulación del mismo se podría obtener los resultados del modelo y al comparar ambos se puede reconocer si se obtienen los mismos resultados, al saber que este se encuentra en correcto funcionamiento se puede desarrollar una gráfica de presión contra volumen con los resultados obtenidos en la simulación y se puede desarrollar el mismo proceso pero presentando en el modelo las alteraciones que son generadas por una afección del sistema respiratorio para dar como resultado graficas de presión contra volumen. Con todos estos datos se puede llevar a fondo una comparación más exhaustiva con cada uno de los modelos.

5. DESARROLLO INGENIERIL

Durante el desarrollo del proyecto se llevaron a cabo las tareas que se muestran en la figura 13, con el flujo indicado en las flechas. Se inició el proyecto con la interpretación del modelo desarrollado por Ing. Martin Rozanek, Ph. D., en la tesis de la Universidad Técnica Checa de Praga titulada “Modelo del sistema respiratorio” en el año 2007.

Algunas de las tareas llevadas a cabo y que no se encuentran en la figura 13 fueron:

- Traducción al español de algunos de los ítems desarrollados en la tesis de Maestría del Ing. Martin Rozanek, Ph. D., con el fin de obtener información del proceso realizado por él y una mejor comprensión del modelo. Como por ejemplo el Modelo morfológico del pulmón, aplicación de analogías electroacústicas, modelado de las vías respiratorias, modelado del espacio alveolar.
- Transcripción y comprensión del código matemático desarrollado por el Ing. Martin Rozanek, Ph. D. para la simulación del modelo electroacústico del pulmón. Esta programación fue realizada en el software de simulación matemático Matlab e implementando diferentes funciones las cuales eran llamada por el programa principal.

Luego de esto se inició con el desarrollo de las etapas descritas a continuación.

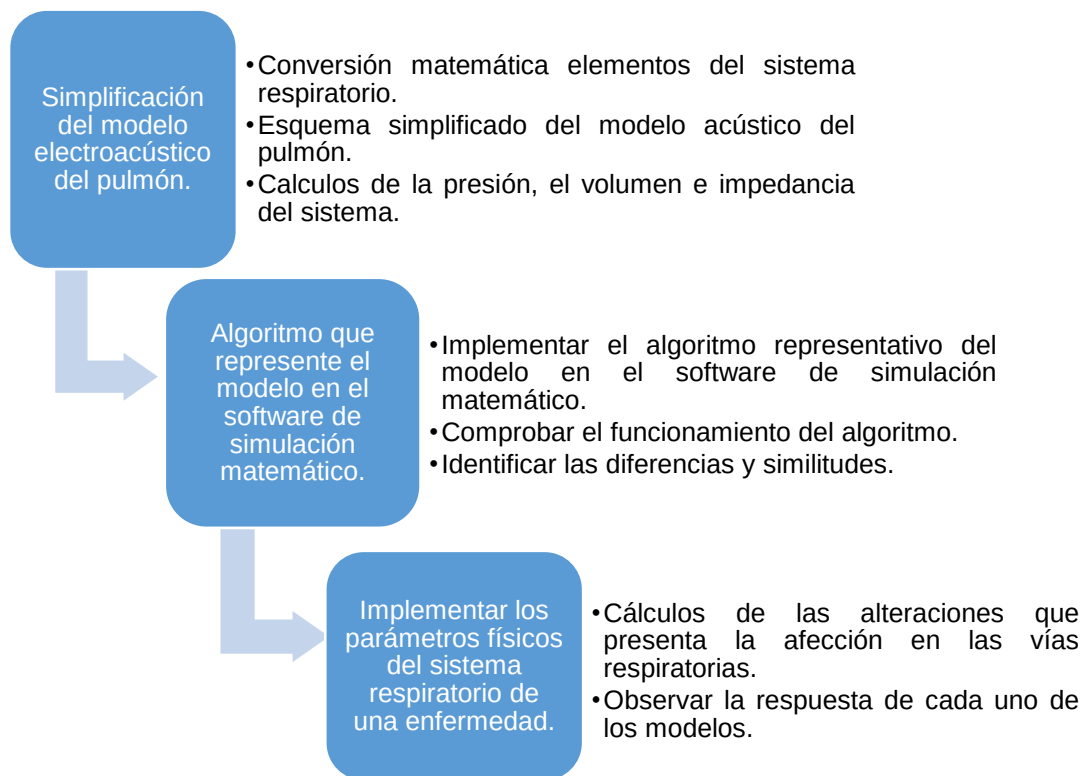


Figura 18 Flujo de actividades desarrolladas para el desarrollo del proyecto.

5.1. MODELO DEL SISTEMA RESPIRATORIO DEL ING. MARTIN ROZANEK, PH. D.

Se estudió el modelo presentado por el Ing. Martin Rozanek, Ph. D., en la tesis de la Universidad Técnica Checa de Praga titulada “Modelo del sistema respiratorio” en el año 2007, con el fin de analizar el proceso y la metodología implementada por él y poder realizar una comparación adecuada entre los modelos (el modelo del Ing. Martin Rozanek, Ph. D. y nuestro modelo simplificado).

El modelo desarrollado por el Ing. Martin Rozanek, Ph. D. hace una representación de las vías del sistema respiratorio, este modelo tiene 24 ramificaciones, las cuales están conformadas por 16.777.215 conductos y 67.108.859 elementos. Tiene inicio en la tráquea, la cual tiene una longitud de 10

cm a 12 cm y un diámetro entre 2 cm a 2.5 cm, posicionándola como el ducto más largo y grande del sistema respiratorio, y finaliza en la ramificación 24 la cual está compuesta por 143.000.000 de alvéolos.

Para el cálculo de las variables a estudiar (impedancia, volumen y presión) se realizó un algoritmo simplificado al planteado por el Ing. Martin Rozanek, Ph. D. ya que el desarrollaba los cálculos para dos frecuencias además de presentar los resultados para una persona en estado normal y con una que sufra del síndrome de SDRA al tiempo.

Las frecuencias implementadas para los diferentes cálculos desarrollados durante el proyecto fueron escogidas según la frecuencia respiratoria de las personas durante diferentes etapas de la vida como personas adultas, preadolescentes o neonatos en diferentes circunstancias, también se tuvo en cuenta las frecuencias respiratorias presentes en personas con respiración artificial y ventilación de alta frecuencia.

Este proyecto es importante ya que muchas de las conclusiones que figuran en esta tesis tienen relevancia directa para explicar los fenómenos que se han observado en la práctica clínica y que aún no han sido satisfactoriamente explicados.

A continuación, se muestran los resultados obtenidos del análisis del modelo presentado por el Ing. Martin Rozanek, Ph. D.

- Gráfica de impedancia obtenida en la simulación:

La gráfica de impedancia muestra la impedancia total del sistema y como esta varía con cada una de las frecuencias. Las frecuencias utilizadas para esta gráfica son 0.2, 0.25, 0.3, 0.5, 0.75, 1, 2, 3, 4, 5, 6, 8, 10, 12, 15, 20, 25 Hz, las cuales abarcan el rango de respiración normal, de respiración asistida y ventilación de alta frecuencia. En la gráfica se puede observar que la frecuencia de resonancia es de 3 Hz, lo cual corresponde a la realidad.

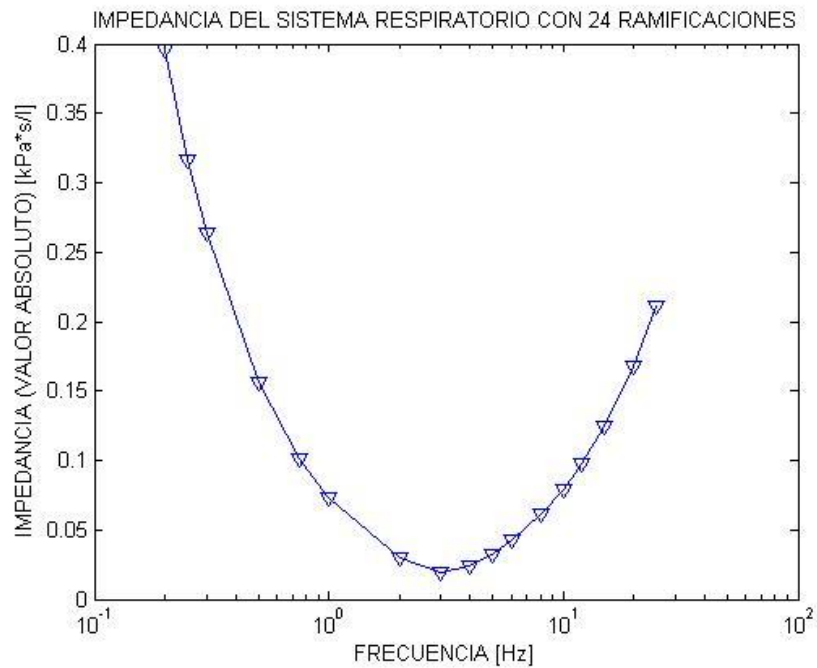


Figura 19 Impedancia total del sistema por cada frecuencia del modelo del sistema respiratorio del Ing. Martin Rozanek, Ph. D.

- Gráficas de presión obtenidas en la simulación:

Las gráficas de fracción de la presión de entrada muestran el porcentaje de la presión generada por el aire que ingresa al sistema en cada una de las ramificaciones o generaciones presentes en el pulmón. En ellas se puede observar como a medida que la frecuencia de respiración aumenta la presión interna también aumenta, lo cual puede generar daños irreversibles en el tejido y en la mecánica pulmonar.

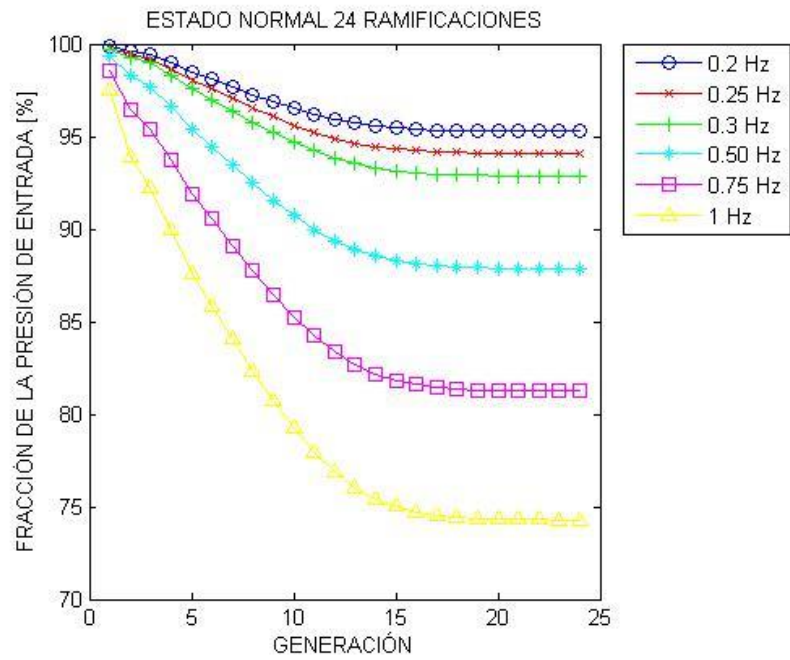


Figura 20 Presión del sistema por cada frecuencia desde 0.2 Hz a 1 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del Ing. Martin Rozanek, Ph. D.

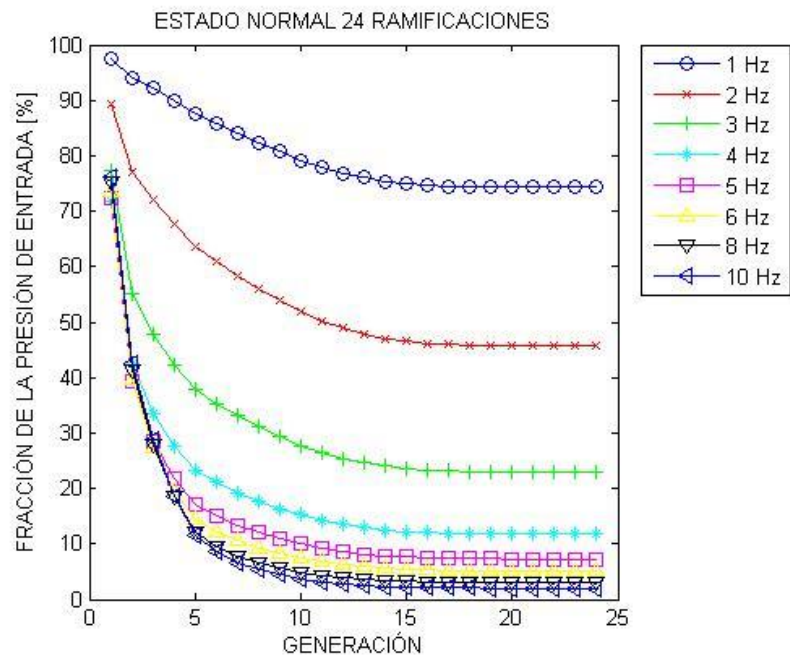


Figura 21 Presión del sistema por cada frecuencia desde 1 Hz a 10 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del Ing. Martin Rozanek, Ph. D.

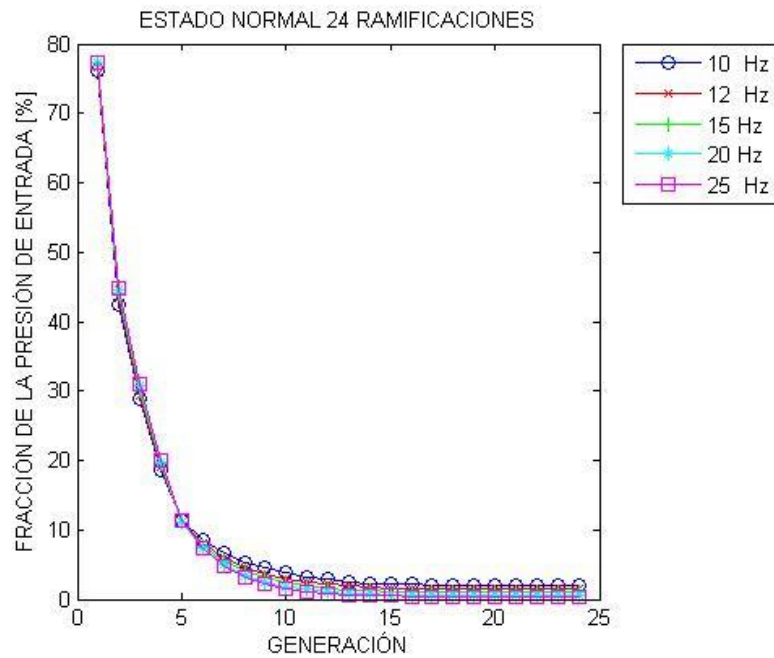


Figura 22 Presión del sistema por cada frecuencia desde 10 Hz a 25 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del Ing. Martin Rozanek, Ph. D.

- Gráficas de fracción de volumen obtenidas en la simulación:

Las gráficas de fracción de volumen de entrada muestran el porcentaje de flujo de aire que circula en cada una de las generaciones o ramificaciones del sistema y se calculan con cada una de las frecuencias de respiración mencionadas anteriormente. La fracción de volumen permanece casi que constante con cada uno de los cambios de la frecuencia respiratoria.

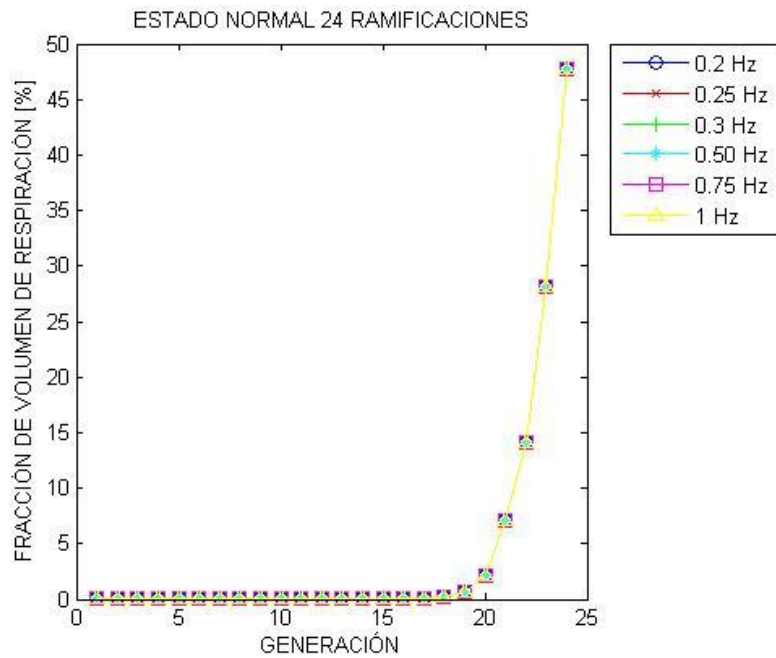


Figura 23 Fracción de volumen del sistema por cada frecuencia desde 0.2 Hz a 1 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del Ing. Martin Rozanek, Ph. D.

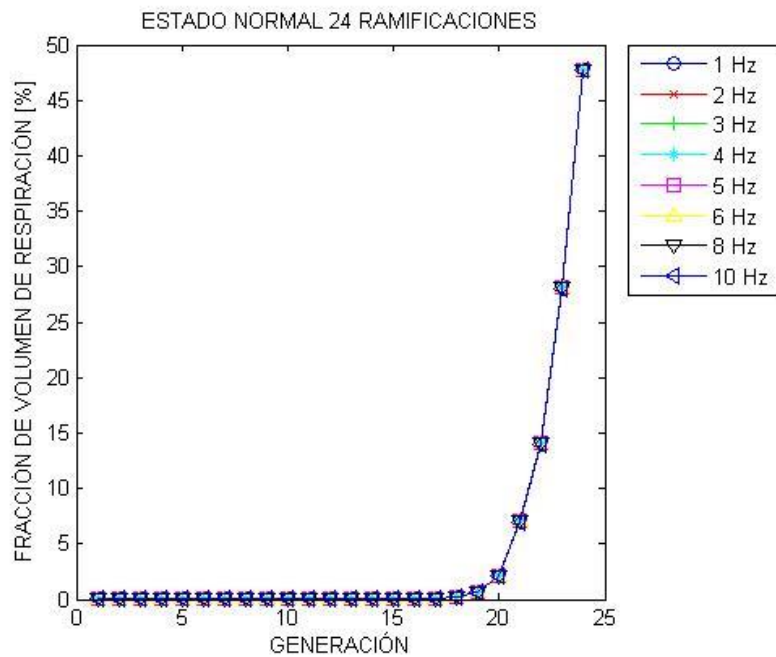


Figura 24 Fracción de volumen del sistema por cada frecuencia desde 1 Hz a 10 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del Ing. Martin Rozanek, Ph. D.

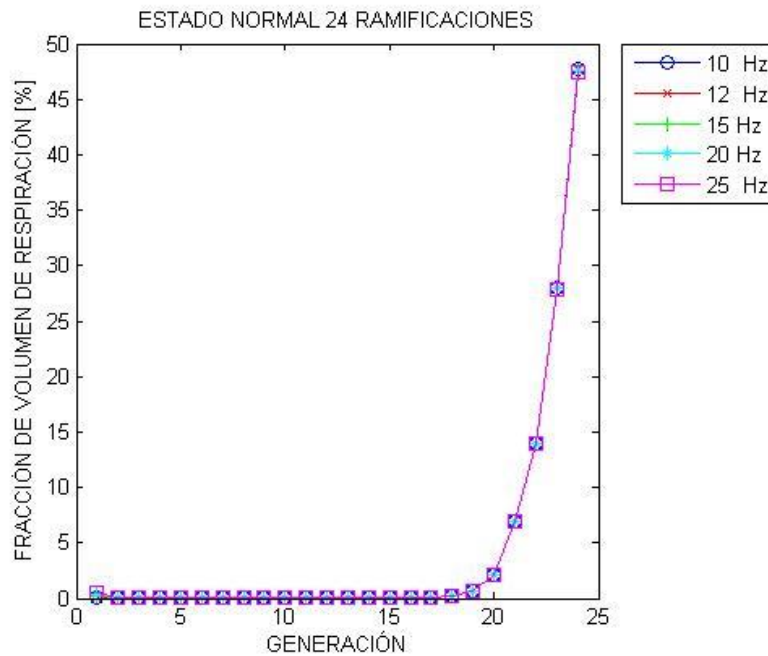


Figura 25 Fracción de volumen del sistema por cada frecuencia desde 10 Hz a 25 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del Ing. Martin Rozanek, Ph. D.

En el anexo A (1. Modelo del sistema respiratorio del Ing. Martin Rozanek, PH. D.) se encuentran registrado de manera detallada los resultados obtenidos durante el análisis del modelo presentado por el Ing. Martin Rozanek, Ph. D. y la programación desarrollada por él se encuentra en el anexo B (1. Programa del modelo del sistema respiratorio del Ing. Martin Rozanek, Ph. D.).

5.2. SIMPLIFICACIÓN DEL MODELO ELECTROACÚSTICO DEL PULMÓN

En el momento de plantear una simplificación del circuito se tuvo en cuenta la información presentada en la literatura sobre la división del sistema respiratorio y como se ven afectados los distintos ductos del mismo por las afecciones respiratorias de carácter obstructivo, también se consideró la relación existente entre la compliancia del pulmón y la transmisión de la presión de las vías respiratorias en el espacio alveolar. De esta manera se implementó un sistema en el cual se eliminan ramificaciones de dos formas; La primera es quitando ramificaciones desde el inicio del sistema respiratorio, es decir la primera ramificación (la tráquea), en la segunda se llevó a cabo el mismo estudio pero esta vez empezando desde la última ramificación (los alvéolos).

Durante el desarrollo de las simplificaciones se observaron los cambios que se presentaban en los parámetros estudiados, los cuales fueron notorios desde la primera eliminación de ramificación en ambos casos. Para la primera simplificación se llegaron a quitar hasta 8 ramificaciones y en la segunda 7 ramificaciones. En las dos situaciones se decidió no continuar con la eliminación de ductos ya que las variables estudiadas presentaban alteraciones significativas.

Los anteriores análisis llevaron a la conclusión de que una simplificación del sistema respiratorio de esta manera no es viable por las alteraciones ocurridas en los parámetros estudiados, sin embargo para calcular el sistema de manera ágil se logra una simplificación al unir los elementos y hallar el circuito equivalente de todo el sistema.

5.2.1. Conversión matemática elementos del sistema respiratorio.

Para la conversión matemática de los elementos del sistema respiratorio se desarrolló un algoritmo que permite calcular de manera sencilla y eficaz cada uno de los elementos acústicos que representaran a los ductos del sistema respiratorio. La programación implementada se encuentra registrada en el Anexo B (2. Programa cálculo variables acústicas del pulmón).

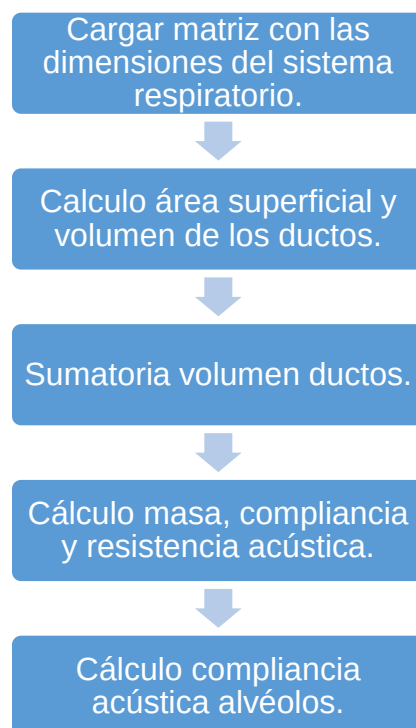


Figura 26 Diagrama de flujo algoritmo para el cálculo de los elementos acústicos del sistema respiratorio.

1. Se obtienen los datos correspondientes al tamaño de las vías respiratorias.
2. Con los datos anteriores se calculan los valores correspondientes al área superficial y el volumen de los ductos.
3. Se halla el volumen acumulado para cada ramificación.
4. Se procede con el cálculo de las variables acústicas con las ecuaciones (2), (3) y (4).
5. Ha diferencia de otras ramificaciones, aquellas que contienen alveolos necesitan un proceso de cálculo diferente para la compliancia acústica correspondiente por ser parte activa del proceso de intercambio gaseoso, este cálculo fue desarrollado con el sistema ideado por el Ing. Martin Rozanek Ph. D.

La matriz que se carga en el programa contiene las proporciones geométricas del modelo morfológico del pulmón humano de un adulto (con el volumen del pulmón de, 3/4 de la capacidad pulmonar total aproximado), registrados anteriormente en la tabla 2, más adelante en el desarrollo de la aplicación se realiza los mismos cálculos para las proporciones geométricas del modelo morfológico del pulmón humano de un Neonato, que se encuentran en la tabla 3. Los complementos de las dimensiones calculados en el programa son los siguientes:

z	n(z)	S(z) [cm ²]	V(z) [cm ³]	$\sum_{i=0}^n V(z)$ [cm ³]
0	1	2,544690049	30,53628059	30,53628059
1	2	2,337973253	11,12875268	41,66503328
2	4	2,164243179	4,11206204	45,77709532
3	8	1,970406912	5,438323078	51,21541839
4	16	2,544690049	3,231756363	54,44717476
5	32	3,078760801	3,294274057	57,74144881
6	64	3,940813825	3,546732442	61,28818126
7	128	5,318088044	4,041746913	65,32992817
8	256	6,955938524	4,451800656	69,78172883
9	512	9,536769456	5,149855506	74,93158433
10	1024	13,59178646	6,25222177	81,1838061
11	2048	19,11053431	7,45310838	88,63691448
12	4096	29,03334267	9,58100308	98,21791756
13	8192	43,26209332	11,6807652	109,8986828
14	16384	70,46496818	16,20694268	126,1056254
15	32768	112,1056981	22,42113962	148,5267651
16	65536	185,2986745	30,5742813	179,1010464

17	131072	300,1838527	42,32592324	221,4269696
18	262144	514,7185404	60,22206922	281,6490388
19	524288	909,6106045	90,05144985	371,7004887
20	1048576	1667,688071	138,4181099	510,1185985
21	2097152	3045,48666	213,1840662	723,3026647
22	4194304	5537,547945	326,7153287	1050,017993
23	8388608	11075,09589	553,7547945	1603,772788

Tabla 6 Dimensiones de los ductos del sistema respiratorio calculados con el algoritmo de la figura 26 para cada una de las ramificaciones. La generación se denota como z , el número de vías aéreas por generación $n(z)$, el área superficial del ducto $S(z)$, el volumen de los ductos $V(z)$ y la sumatoria de los volúmenes de los ductos $\sum V(z)$.

Para el cálculo de la masa acústica se utilizó la ecuación (2), para el cálculo de la compliancia acústica se utilizó la ecuación (3) y por ultimo para el cálculo de la resistencia acústica se utilizó la ecuación (4).

z	$n(z)$	M_A [Kg / m ⁴]	C_A [m ⁵ / N]	R_A [N*s / m ⁵]
0	1	0,00060833	0,000201205	0,00088492
1	2	0,00052528	3,67E-05	0,00166334
2	4	0,000453	6,77E-06	0,00309924
3	8	0,00144555	4,48E-06	0,02172554
4	16	0,0010301	1,33E-06	0,02397548
5	32	0,00143466	6,78E-07	0,05519825
6	64	0,0018855	3,65E-07	0,11335067
7	128	0,00235971	2,08E-07	0,21024029
8	256	0,00303846	1,15E-07	0,41394429
9	512	0,00373983	6,63E-08	0,7432323
10	1024	0,00447065	4,02E-08	1,24680381
11	2048	0,00539152	2,40E-08	2,13881053
12	4096	0,00600574	1,54E-08	3,13641279
13	8192	0,00659532	9,40E-09	4,6229804
14	16384	0,00689865	6,52E-09	5,93765083
15	32768	0,00754123	4,51E-09	8,15958275
16	65536	0,00752803	3,07E-09	9,85581722
17	131072	0,00794203	2,13E-09	12,8368295
18	262144	0,0076868	1,51E-09	14,4917069
19	524288	0,00736104	1,13E-09	15,7057059
20	1048576	0,00673214	8,70E-10	15,6690164
21	2097152	0,00621815	6,70E-10	15,8503157

22	4194304	0,0057648	5,13E-10	16,1633093
23	8388608	0,00488542	4,35E-10	13,6977197

Tabla 7 Los valores de los elementos acústicos que describen las vías respiratorias. La generación se denota como z, el número de vías aéreas por generación n(z), la masa acústica M_A, la compliancia acústica C_A y la resistencia acústica R_A.

Al momento de realizar la comparación de las variables acústicas se hizo notorio que las unidades presentadas en el modelo realizado por el Ing. Martin Rozanek, Ph. D. Eran diferentes a las que se han venido trabajando en el transcurso de la carrera, por esta razón se llevó a cabo una comprobación en la cual se determinó que eran equivalentes ambos casos.

Parámetro	Unidades Nuestras	Unidades ing. Martin Rozanek Ph. D.
M _A	$\frac{Kg}{m^4}$	$\frac{KPa s^2}{l}$
C _A	$\frac{m^5}{N}$	$\frac{l}{KPa}$
R _A	$\frac{Ns}{m^5}$	$\frac{Pasc m}{cm^4}$

Tabla 8 Las unidades de las variables acústicas (M_A, C_A y R_A) utilizadas por nosotros y las implementadas por el Ing. Martin Rozanek Ph. D.

Según la ecuación (2) las unidades de la masa son:

$$(5) \quad M_A = \frac{Kg \times cm}{m^3 \times cm^2} \quad \text{Unidades de la masa acústica}$$

$$(6) \quad M_A = \frac{Kg}{m^3 \times 10^{-2} m}$$

$$(7) \quad M_A = \frac{Kg}{1 \times 10^{-2} m^4}$$

Lo cual es coherente con lo planteado en la definición de masa acústica, ahora bien si tiene el Ing. Martin Rozanek, Ph. D. implementó:

$$(8) \quad M_A = \frac{KPa \times s^2}{l}$$

$$(9) \quad M_A = \frac{1000 Kg \times s^2}{m \times s^2 \times 10^{-3} m^3}$$

$$(10) \quad M_A = \frac{10^6 Kg}{m^4}$$

De esta manera las unidades son consistentes con la definición y el único procedimiento a realizar sería la división en 10^{-4} para obtener una equivalencia entre los dos valores.

Ahora para la comprobación de la compliancia acústica según la ecuación (3) las unidades son:

$$(11) \quad C_A = \frac{cm^2}{\frac{Kg}{m^3} \times (\frac{m}{s})^2} \quad \text{Unidades de la compliancia acústica}$$

$$(12) \quad C_A = \frac{10^{-6}m^3}{\frac{Kg}{m \times s^2}}$$

$$(13) \quad C_A = \frac{10^{-6}m^4 \times s^2}{Kg}$$

Lo anterior es acorde a lo planteado en la definición de masa acústica, ahora si lo planteado por el Ing. Martin Rozanek, Ph. D. es:

$$(14) \quad C_A = \frac{l}{KPa}$$

$$(15) \quad C_A = \frac{10^{-3}m^3}{1000 \frac{N}{m^2}}$$

$$(16) \quad C_A = \frac{10^{-6}m^3}{\frac{Kg \times m}{s^2 \times m^2}}$$

$$(17) \quad C_A = \frac{10^{-6}m^4 \times s^2}{Kg}$$

Para ambos casos al llegar a este punto de la ecuación se desarrolla el siguiente procedimiento:

$$(18) \quad C_A = \frac{10^{-6}m^4}{\frac{Kg}{s^2}} \times \frac{m}{m}$$

$$(19) \quad C_A = \frac{10^{-6}m^5}{N}$$

En esta ocasión las dos ecuaciones son equivalente sin necesidad de desarrollar ningún tipo de operación matemática y son consistentes con la definición.

Se prosigue con la comprobación de la resistencia acústica, según la ecuación (4) las unidades son:

$$(20) \quad R_A = \frac{Pa \times s \times cm}{cm^4} \quad \text{Unidades de la resistencia acústica}$$

$$(21) \quad R_A = \frac{\frac{Kg}{m \times s^2} \times s}{10^{-6} m^3}$$

$$(22) \quad R_A = \frac{Kg \times s}{10^{-6} m^4 \times s^2}$$

Ahora si el Ing. Martin Rozanek, Ph. D. tiene:

$$(23) \quad R_A = \frac{KPa \times s}{l}$$

$$(24) \quad R_A = \frac{1000 \frac{Kg}{m \times s^2} \times s}{10^{-3} m^3}$$

$$(25) \quad R_A = \frac{10^6 Kg \times s}{m^4 \times s^2}$$

Para ambos casos al llegar a este punto de la ecuación se desarrolla el siguiente procedimiento:

$$(26) \quad R_A = \frac{10^6 Kg \times s}{m^4 \times s^2} \times \frac{m}{m}$$

$$(27) \quad R_A = \frac{10^6 N \times s}{m^5}$$

Como se puede ver las dos ecuaciones son equivalentes y no hubo necesidad de implementar ningún tipo de operación matemática y son consistentes con la definición.

5.2.2. Simplificación y comparación del modelo electroacústico del pulmón partiendo desde la primera ramificación hacia la última ramificación.

La reducción del circuito se desarrolló partiendo desde la primera ramificación (La tráquea) hacia la última ramificación, la número 24 (Alvéolos). Se llegó a obtener un circuito con únicamente 17 ramificaciones, ya que los resultados obtenidos en cada una de las reducciones mostraban cambios significativos.

En el análisis de cada una de las gráficas se puede observar que al ir disminuyendo el número de ramificaciones:

- En frecuencias menores a 1 Hz ($f < 1$ Hz) la impedancia va en aumento al doble de la impedancia calculada en la simplificación anterior y en frecuencias mayores a 1Hz ($f > 1$ Hz) la impedancia se mantuvo relativamente igual.
- En frecuencias menores a 1 Hz ($f < 1$ Hz) no se observan cambios drásticos, solo un aumento de presión de $\pm 2\%$ y una pequeña inclinación en la pendiente.
- En frecuencias mayores a 1 Hz ($f > 1$ Hz) y menores a 10Hz ($f < 10$ Hz) se va dando un incremento en la presión a medida que se va simplificando, al principio es de $\pm 10\%$ y ya en una simplificación de 17 ramificaciones llega a ser 30%.
- En frecuencias mayores a 10 Hz ($f < 10$ Hz) no se observan cambios drásticos en las primeras simplificaciones, solo un aumento de presión de $\pm 2\%$ y una pequeña inclinación en la pendiente, pero en una simplificación mayor se llegan a presentar aumentos de presión hasta de $\pm 20\%$.
- En el flujo no se presentan cambios significativos en ninguna de las frecuencias.

A continuación se mostraran las gráficas con los resultados obtenidos en las simplificaciones realizadas al modelo del sistema respiratorio en las cuales se hace evidente las variaciones que se presentan en los parámetros estudiados en comparación con el modelo del Ing. Martin Rozanek, Ph. D.

- Con 23 Ramificaciones

Gráfica de impedancia obtenida en la simulación con 23 ramificaciones:

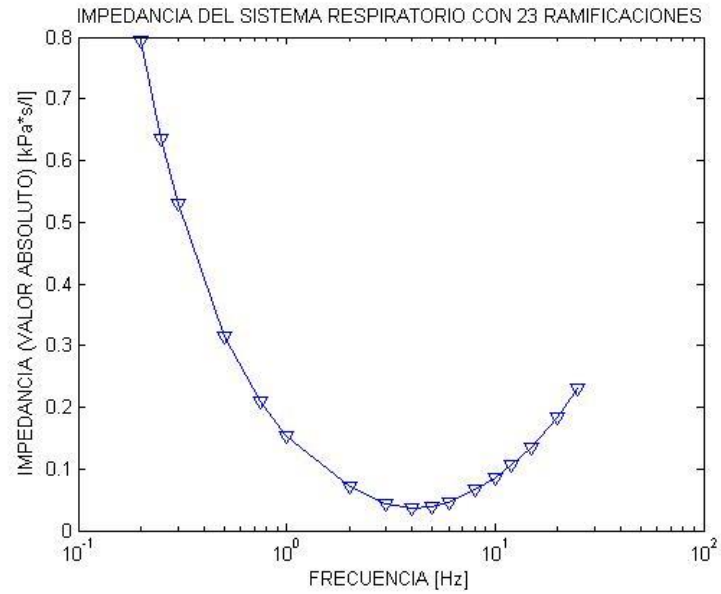


Figura 27 Impedancia total del sistema por cada frecuencia con 23 ramificaciones.

Gráficas de presión obtenidas en la simulación con 23 ramificaciones:

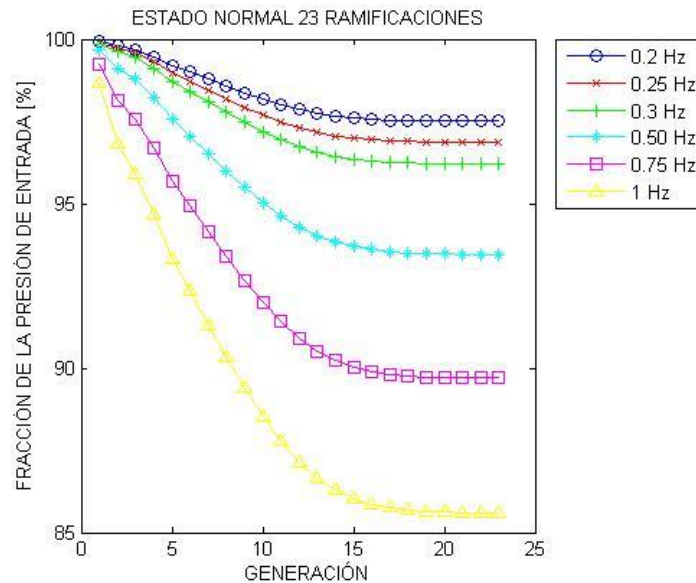


Figura 28 Presión del sistema por cada frecuencia desde 0.2 Hz a 1 Hz con 23 ramificaciones.

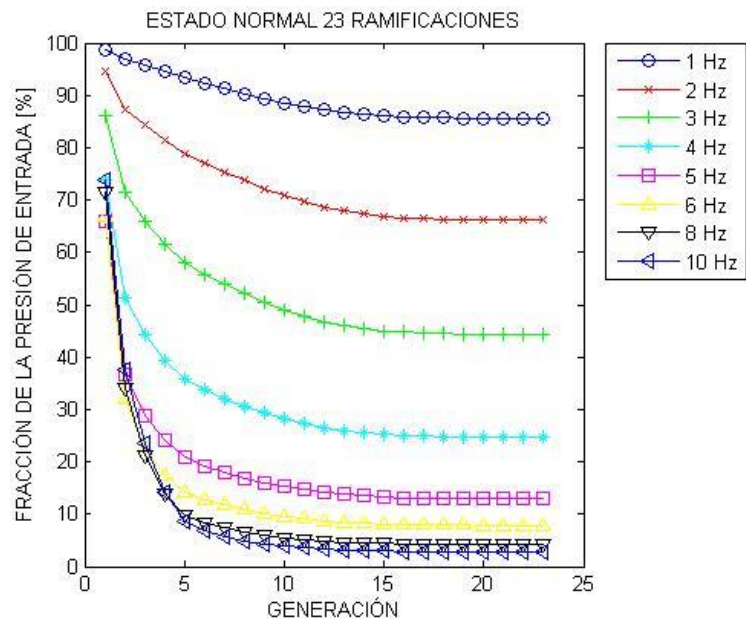


Figura 29 Presión del sistema por cada frecuencia desde 1 Hz a 10 Hz con 23 ramificaciones.

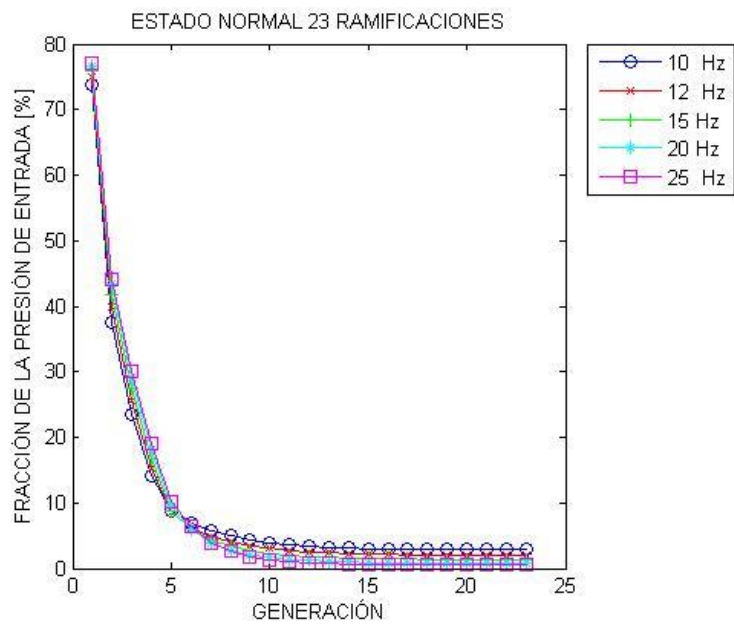


Figura 30 Presión del sistema por cada frecuencia desde 10 Hz a 25 Hz con 23 ramificaciones.

Gráficas de fracción de volumen obtenidas en la simulación con 23 ramificaciones:

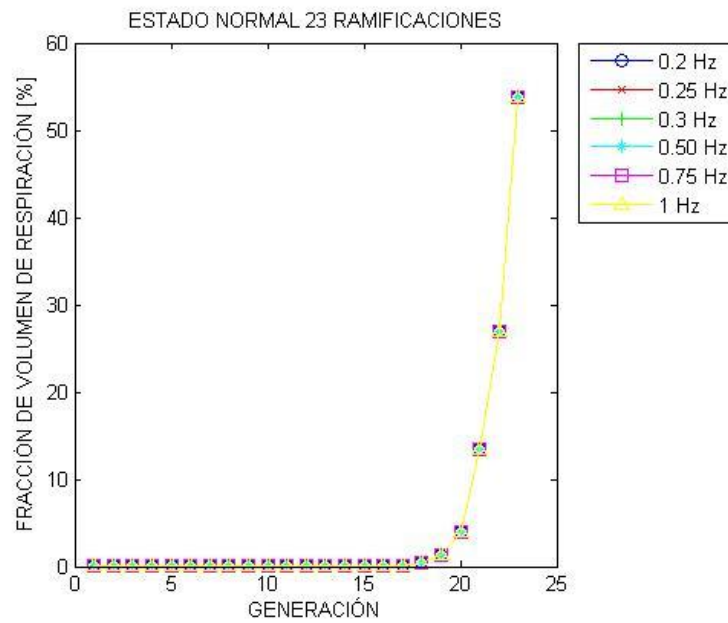


Figura 31 Fracción de volumen del sistema por cada frecuencia desde 0.2 Hz a 1 Hz con 23 ramificaciones.

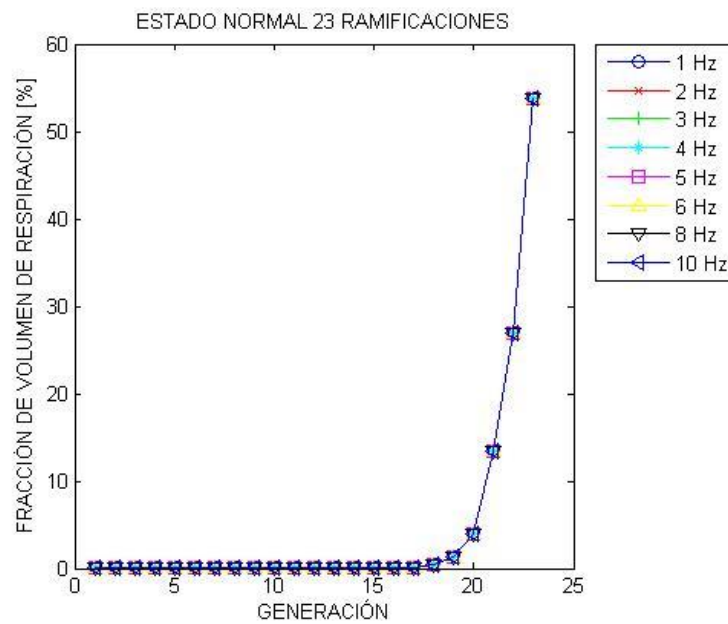


Figura 32 Fracción de volumen del sistema por cada frecuencia desde 1 Hz a 10 Hz con 23 ramificaciones.

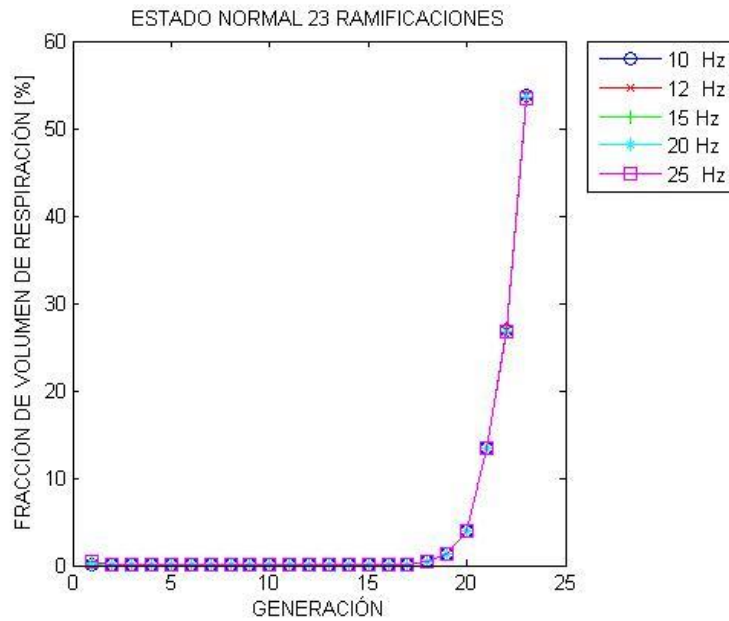


Figura 33 Fracción de volumen del sistema por cada frecuencia desde 10 Hz a 25 Hz con 23 ramificaciones.

- Con 17 Ramificaciones

Gráfica de impedancia obtenida en la simulación con 17 ramificaciones:

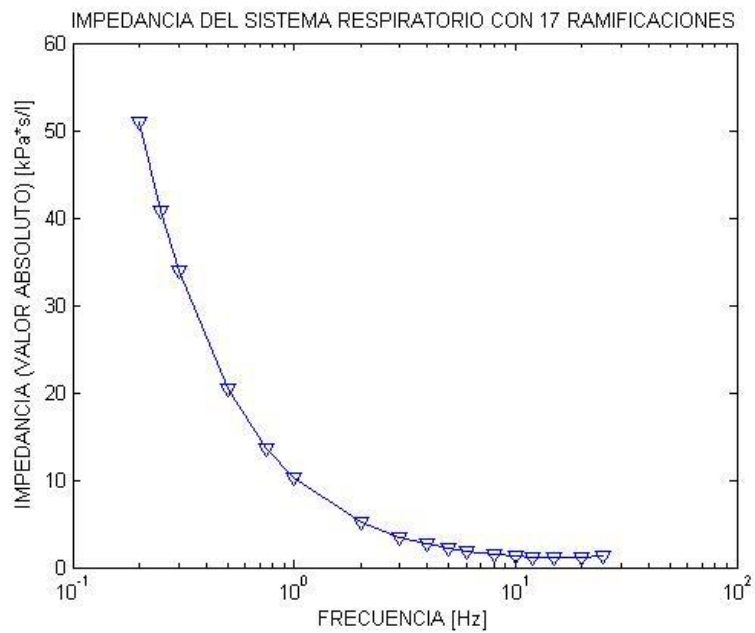


Figura 34 Impedancia total del sistema por cada frecuencia con 17 ramificaciones.

Gráficas de presión obtenidas en la simulación con 17 ramificaciones:

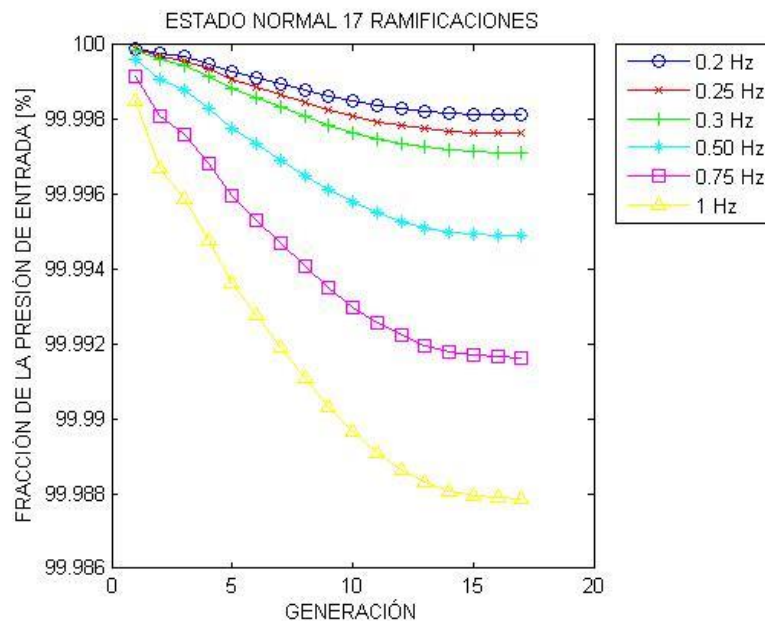


Figura 35 Presión del sistema por cada frecuencia desde 0.2 Hz a 1 Hz con 17 ramificaciones.

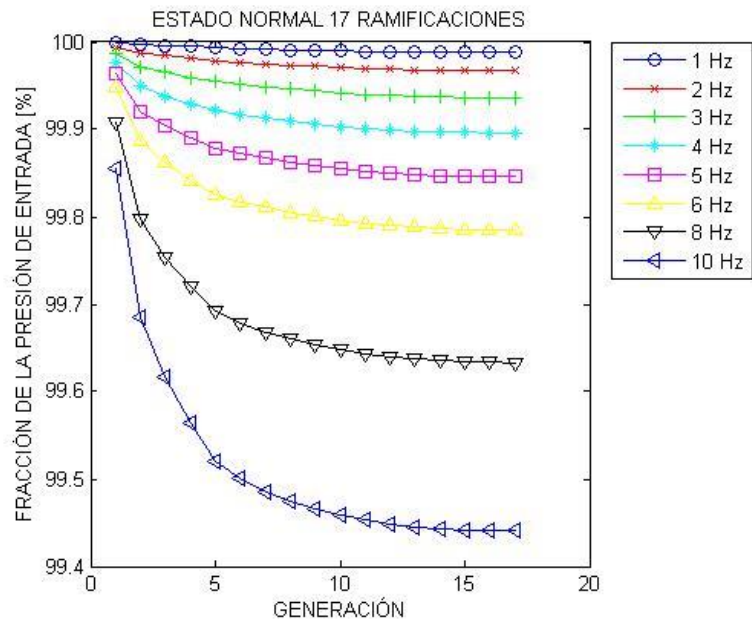


Figura 36 Presión del sistema por cada frecuencia desde 1 Hz a 10 Hz con 17 ramificaciones.

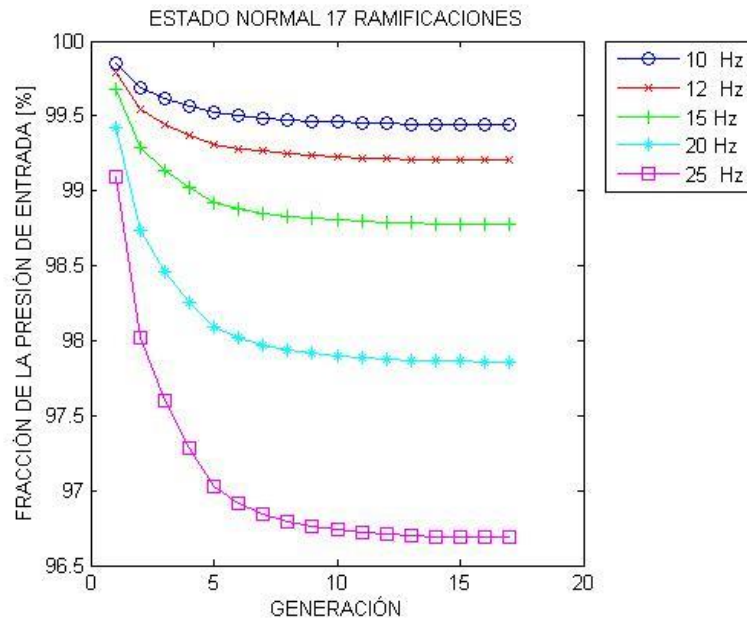


Figura 37 Presión del sistema por cada frecuencia desde 10 Hz a 25 Hz con 17 ramificaciones.

Gráficas de fracción de volumen obtenidas en la simulación con 17 ramificaciones:

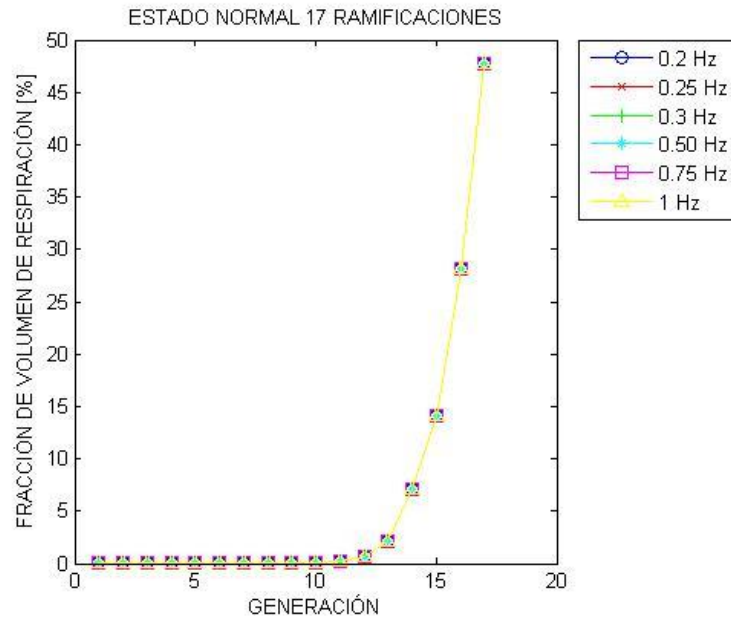


Figura 38 Fracción de volumen del sistema por cada frecuencia desde 0.2 Hz a 1 Hz con 17 ramificaciones.

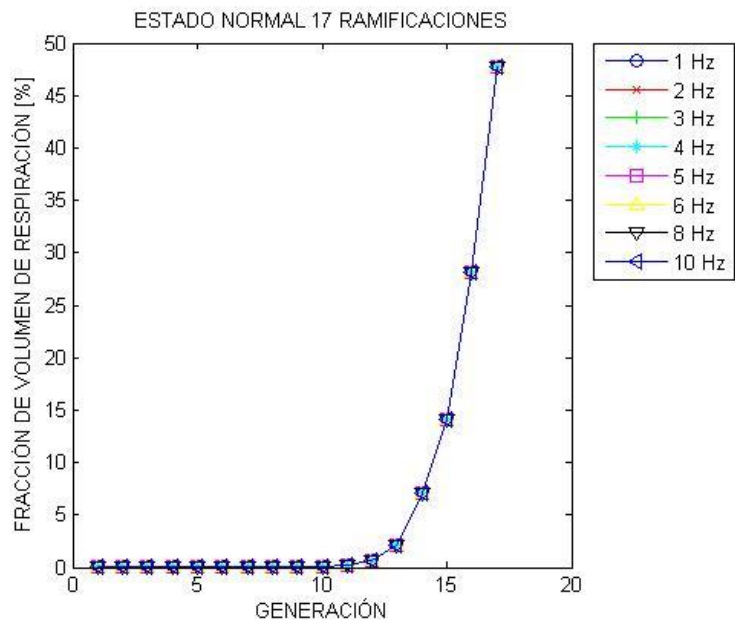


Figura 39 Fracción de volumen del sistema por cada frecuencia desde 1 Hz a 10 Hz con 17 ramificaciones.

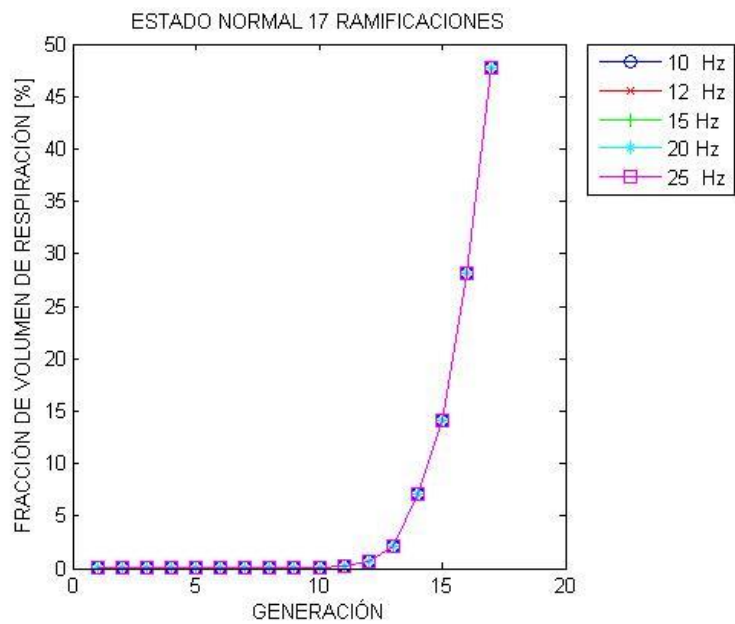


Figura 40 Fracción de volumen del sistema por cada frecuencia desde 10 Hz a 25 Hz con 17 ramificaciones.

5.2.3. Simplificación y comparación del modelo electroacústico del pulmón partiendo desde la última ramificación hacia la primera ramificación.

La reducción del circuito se desarrolló partiendo desde la ramificación número 24 (Alveolos) hacia la primera ramificación (La tráquea), se llegó a obtener un circuito con únicamente 18 ramificaciones, ya que los resultados obtenidos en cada una de las reducciones mostraban cambios significativos.

En el análisis de cada una de las gráficas se puede observar que al ir disminuyendo el número de ramificaciones:

- En las primeras simplificaciones, frecuencias menores a 1 Hz ($f < 1$ Hz) la impedancia aumenta al doble de la impedancia calculada en la simplificación anterior, pero a medida que se simplifica más esta aumenta hasta 3 y 4 veces.
- En frecuencias mayores a 1 Hz ($f > 1$ Hz) la impedancia se mantuvo relativamente igual.
- En las primeras simplificaciones se ve un incremento de la presión que se hace mayor a medida que la frecuencia crece, en frecuencias menores a 1 Hz ($f < 1$ Hz) es de $\pm 3\%$, en frecuencias mayores a 1 Hz ($f > 1$ Hz) es de $\pm 30\%$.
- Para las últimas simplificaciones se aprecia como aumentan todas las presiones, dejando casi todas las presiones en valores cercanos al 100% pero manteniendo el mismo comportamiento.
- En las primeras simplificaciones se hace notorio un aumento del flujo de aire en la última generación y a medida que se va simplificando más la gráfica presenta cambios radicales, ningún valor se mantiene y todo el rango disminuye en cada una de las frecuencias.

A continuación se mostraran las gráficas con los resultados obtenidos en las simplificaciones realizadas al modelo del sistema respiratorio en las cuales se hace evidente las variaciones que se presentan en los parámetros estudiados en comparación con el modelo del Ing. Martin Rozanek, Ph. D.

- Con 23 Ramificaciones

Gráfica de impedancia obtenida en la simulación con 23 ramificaciones:

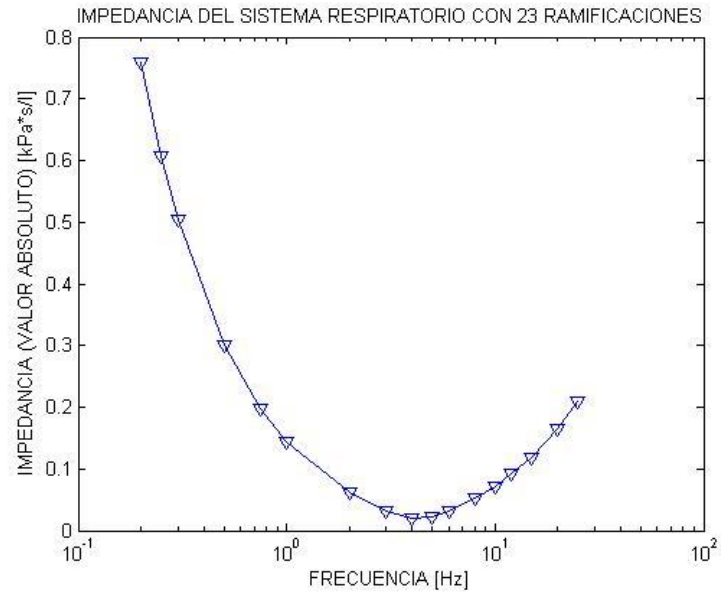


Figura 41 Impedancia total del sistema por cada frecuencia con 23 ramificaciones.

Gráficas de presión obtenidas en la simulación con 23 ramificaciones:

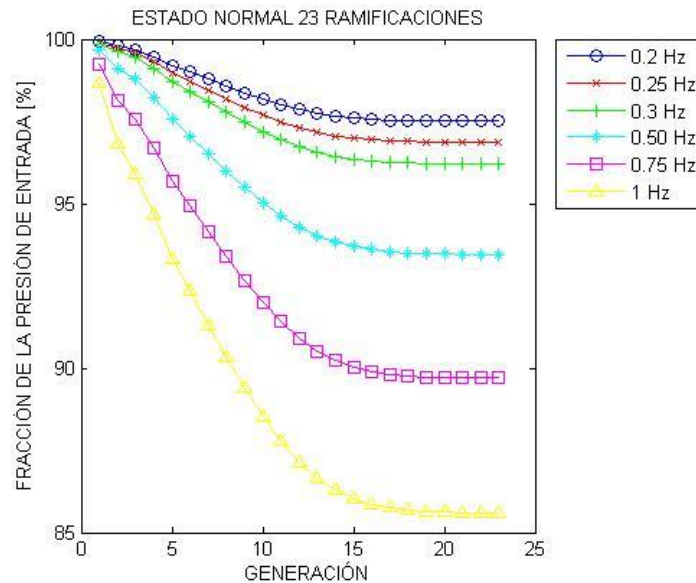


Figura 42 Presión del sistema por cada frecuencia desde 0.2 Hz a 1 Hz con 23 ramificaciones.

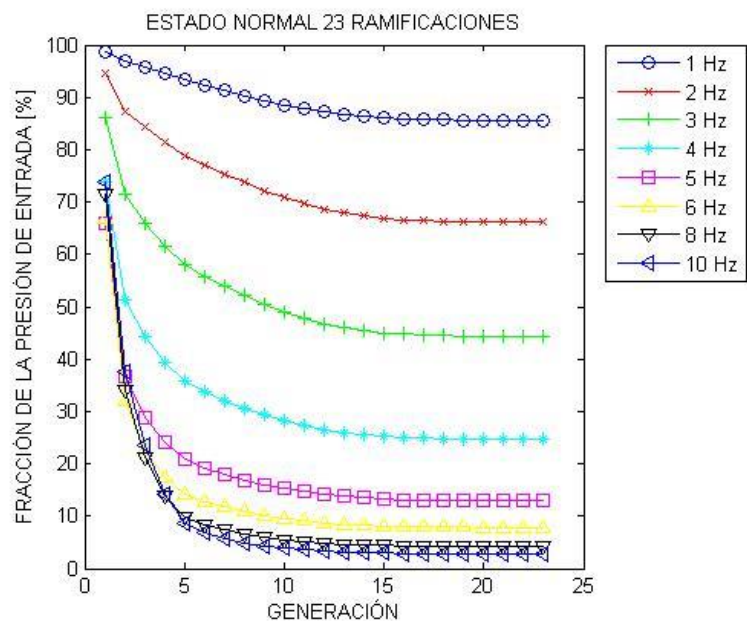


Figura 43 Presión del sistema por cada frecuencia desde 1 Hz a 10 Hz con 23 ramificaciones.

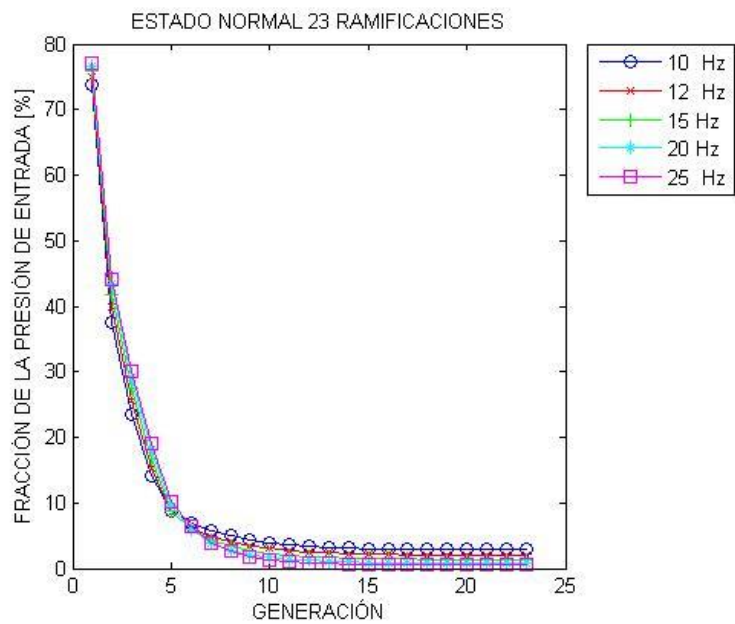


Figura 44 Presión del sistema por cada frecuencia desde 10 Hz a 25 Hz con 23 ramificaciones.

Gráficas de fracción de volumen obtenidas en la simulación con 23 ramificaciones:

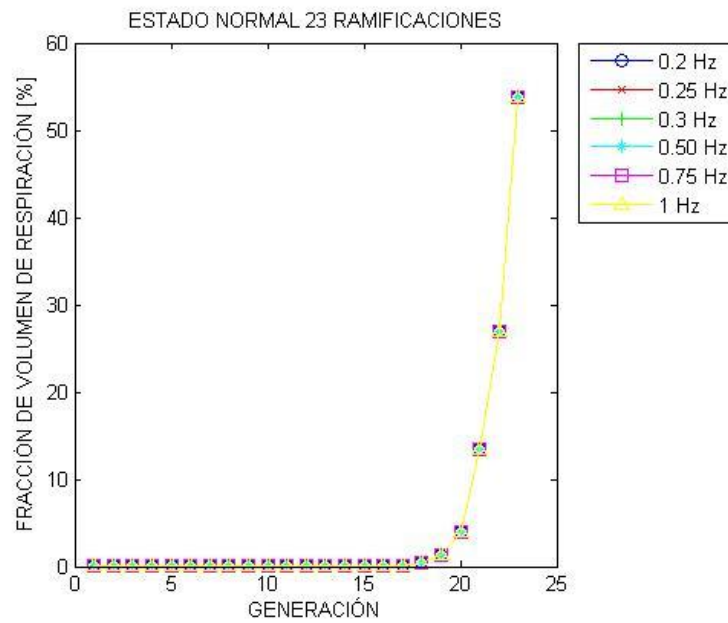


Figura 45 Fracción de volumen del sistema por cada frecuencia desde 0.2 Hz a 1 Hz con 23 ramificaciones.

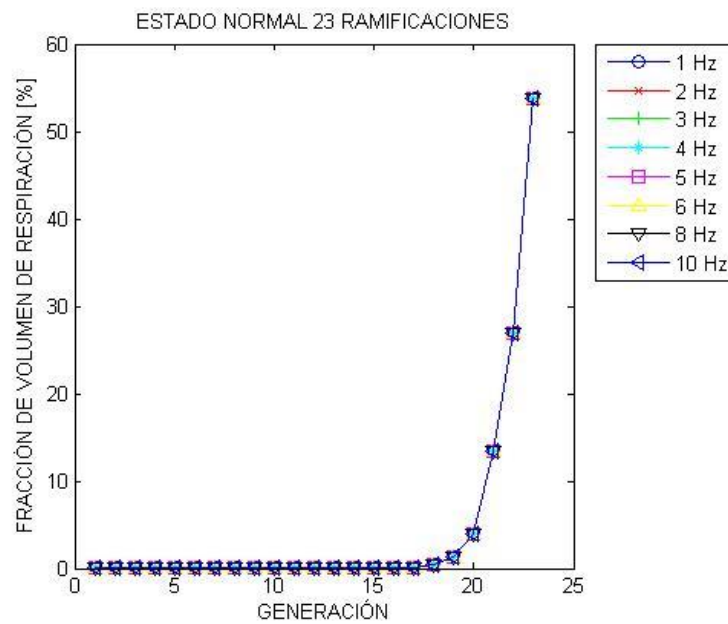


Figura 46 Fracción de volumen del sistema por cada frecuencia desde 1 Hz a 10 Hz con 23 ramificaciones.

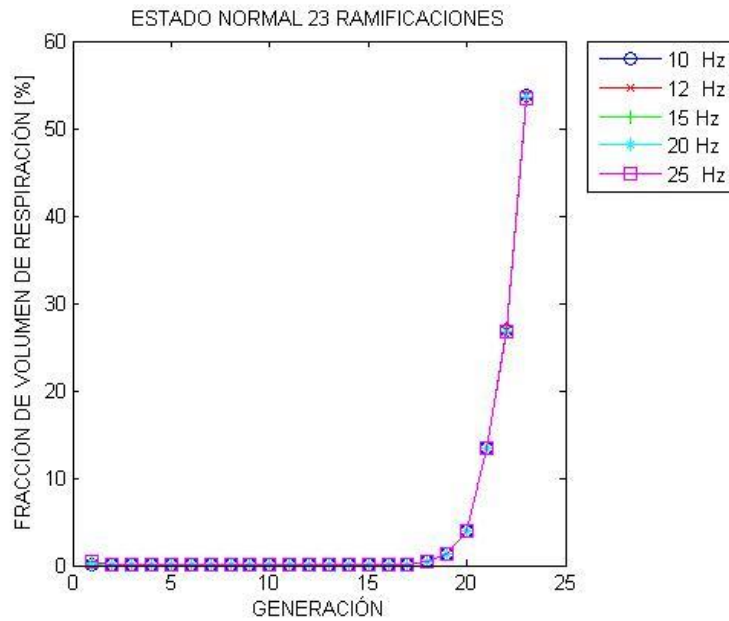


Figura 47 Fracción de volumen del sistema por cada frecuencia desde 10 Hz a 25 Hz con 23 ramificaciones.

- Con 18 Ramificaciones

Gráfica de impedancia obtenida en la simulación con 18 ramificaciones:

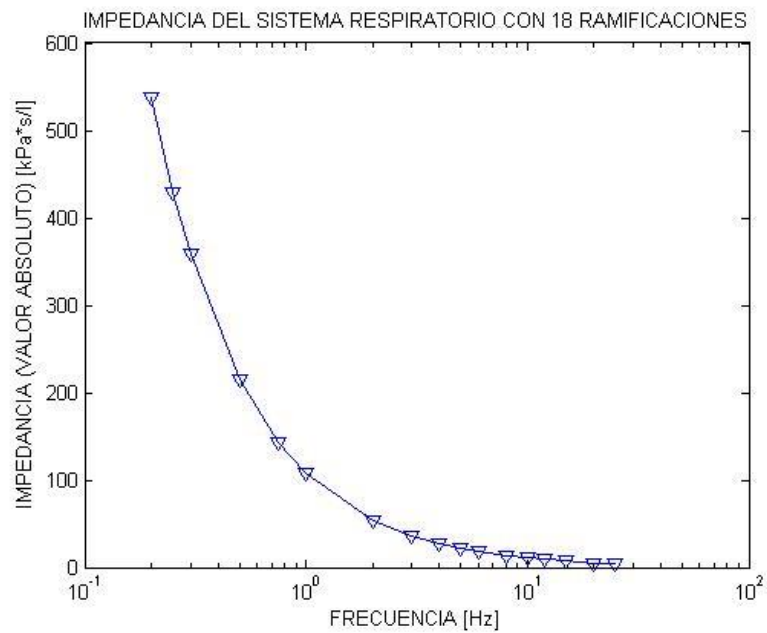


Figura 48 Impedancia total del sistema por cada frecuencia con 18 ramificaciones.

Gráficas de presión obtenidas en la simulación con 18 ramificaciones:

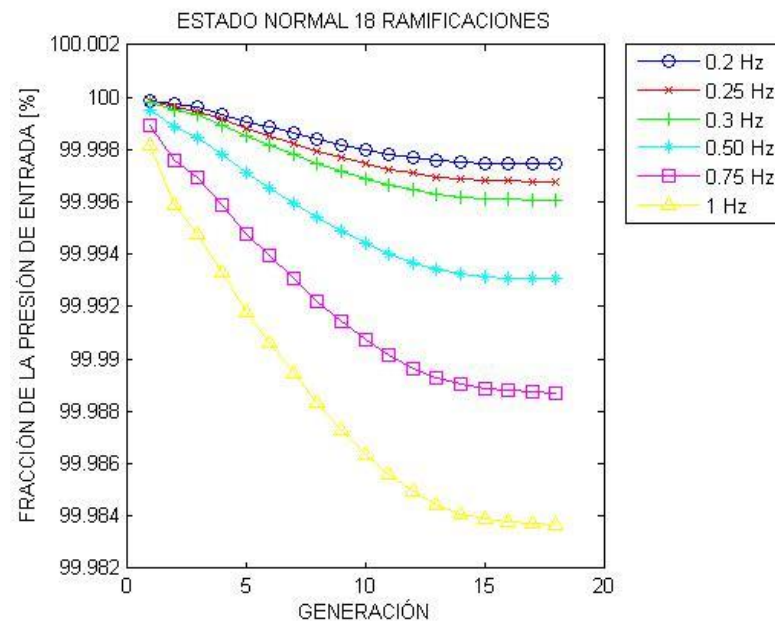


Figura 49 Presión del sistema por cada frecuencia desde 0.2 Hz a 1 Hz con 18 ramificaciones.

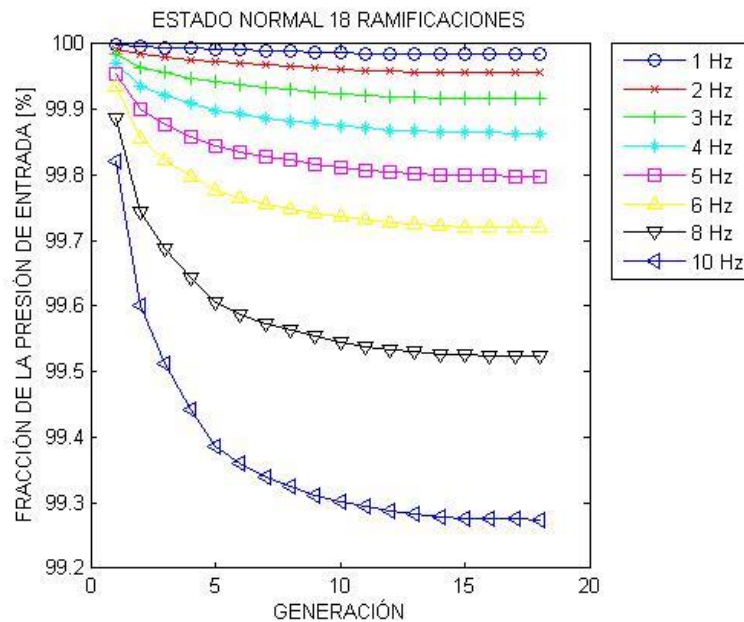


Figura 50 Presión del sistema por cada frecuencia desde 1 Hz a 10 Hz con 18 ramificaciones.

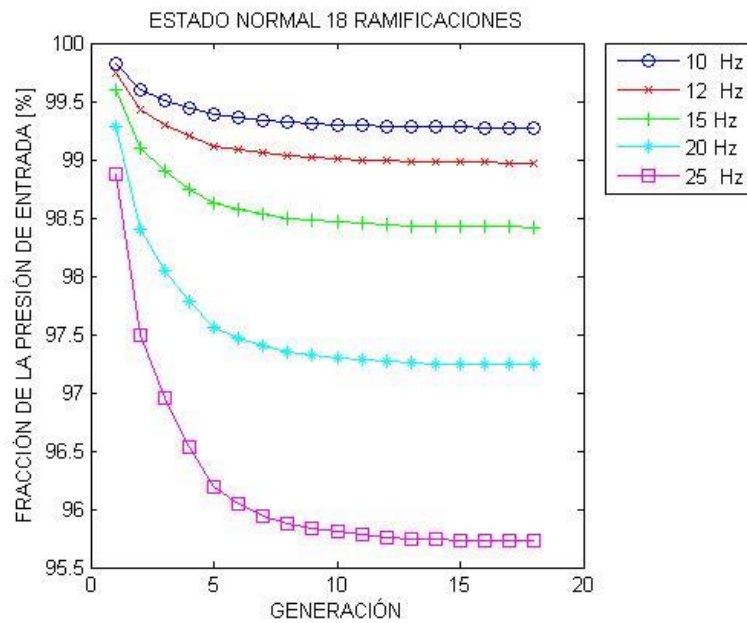


Figura 51 Presión del sistema por cada frecuencia desde 10 Hz a 25 Hz con 18 ramificaciones.

Gráficas de fracción de volumen obtenidas en la simulación con 18 ramificaciones:

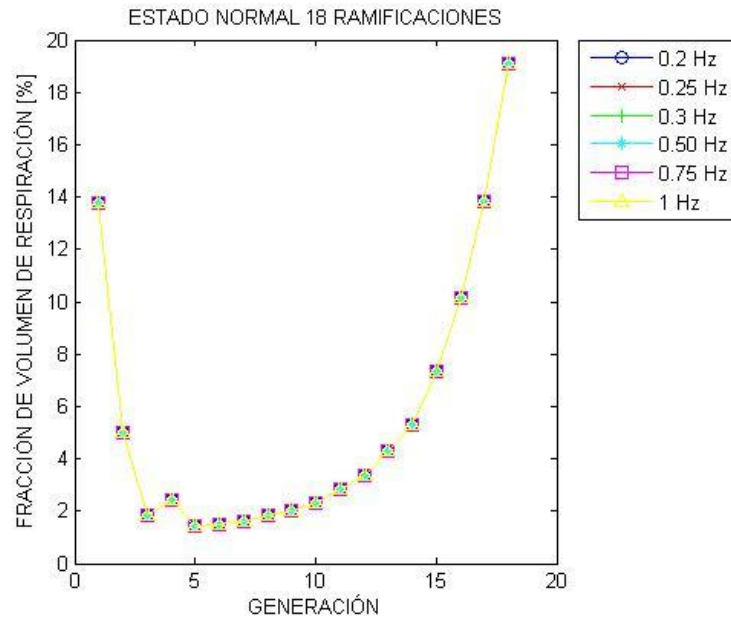


Figura 52 Fracción de volumen del sistema por cada frecuencia desde 0.2 Hz a 1 Hz con 18 ramificaciones.

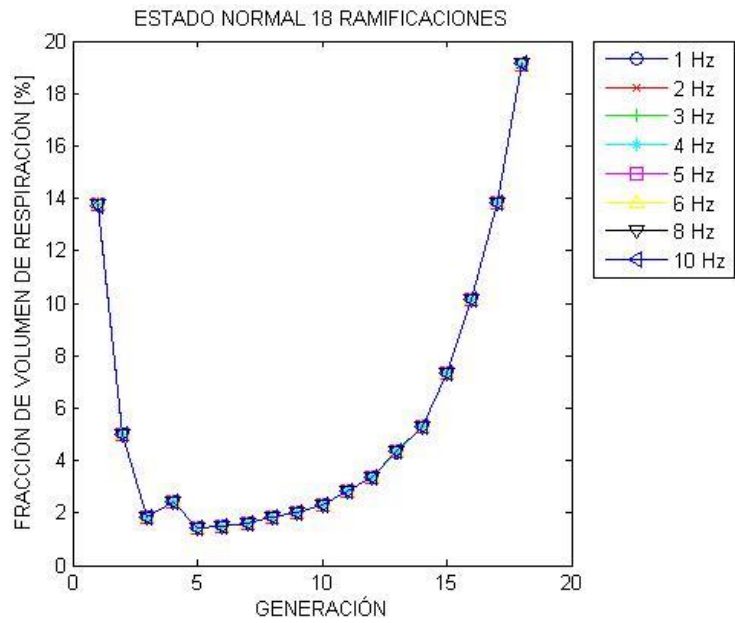


Figura 53 Fracción de volumen del sistema por cada frecuencia desde 1 Hz a 10 Hz con 18 ramificaciones.

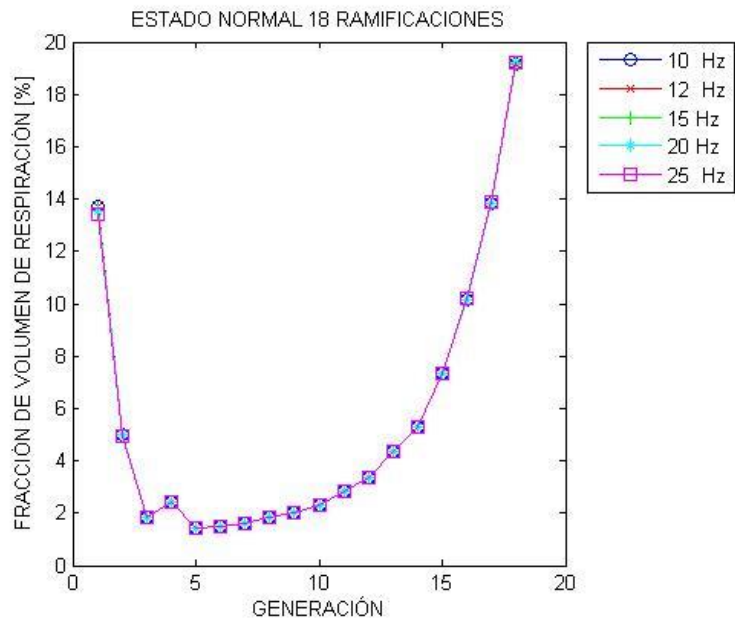


Figura 54 Fracción de volumen del sistema por cada frecuencia desde 10 Hz a 25 Hz con 18 ramificaciones.

5.3. ALGORITMO REPRESENTATIVO DEL MODELO EN EL SOFTWARE DE SIMULACIÓN MATEMÁTICO.

El software de simulación matemático escogido para desarrollar el algoritmo representativo del modelo electroacústico del pulmón fue MATLAB, porque la plataforma maneja un lenguaje de programación enfocado al cálculo de matrices, una escritura sencilla para la representación de algoritmos matemáticos y adicionalmente permite la implementación de una interfaz gráfica de usuario que facilita el manejo de la programación y el desarrollo de aplicaciones. También se miraron otros software con las posibilidades de cálculo de MATLAB como lo son Octave, SciLab y FreeMat pero no contaban con las herramientas buscadas.

En el programa se implementaron un par de funciones desarrolladas por el ing. Martin Rozanek, Ph. D., la primera se encarga de realizar la suma en paralelo de los elementos del circuito y la segunda realiza el cálculo de la compliancia en las ramificaciones de la 17 a la 23 que es la zona donde se encuentra los alveolos.

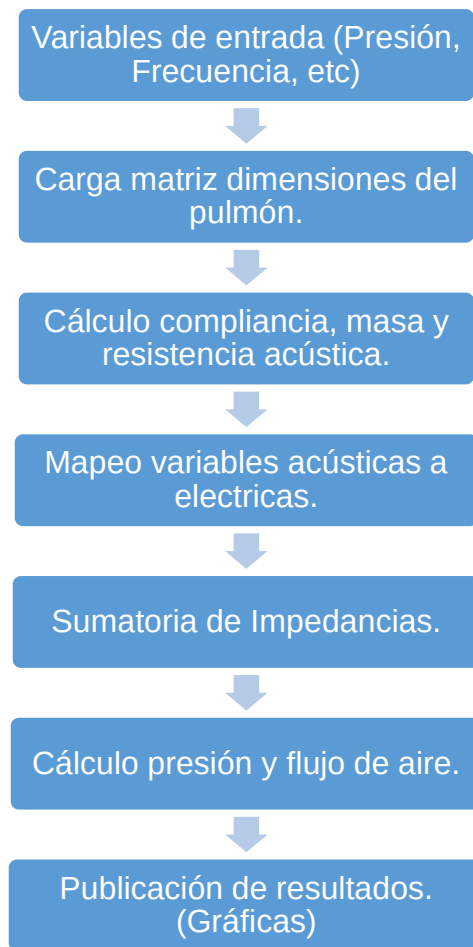


Figura 55 Diagrama de flujo algoritmo representativo del modelo electroacústico del sistema respiratorio.

1. El algoritmo necesita unas variables de entrada, las más importantes son las referidas a los parámetros de ingreso del sistema respiratorio las cuales son la presión de entrada necesaria para el cálculo de las presiones por cada ramificación y la frecuencia de respiración utilizada en la conversión de los parámetros acústicos a impedancias.
2. Se carga una matriz correspondiente a las dimensiones de las vías aéreas para cada ramificación o generación, las cuales son necesarias para el cálculo del área superficial y volumen de los ductos.
3. Con los datos estructurales recopilados y constantes referentes a velocidad del sonido, densidad del aire y viscosidad del aire es posible calcular los parámetros acústicos del pulmón los cuales son la masa acústica, la compliancia acústica y la resistencia acústica por medio de las ecuaciones (2), (3) y (4) respectivamente, este proceso solo es posible para los valores correspondientes para las primeras 17 ramificaciones, a partir de la ramificación 18 hacia la 24 se encuentran los alveolos cuya presencia ocasiona variaciones en la compliancia acústica la cual se calcula con la integración total del pulmón por ser parte activa del proceso de intercambio gaseoso.
4. Cuando ya se tienen todas las variables acústicas el siguiente paso es hacer los cálculos respectivos para hallar las variables eléctricas equivalentes, todos los valores de masa y compliancia acústica se ven sometidos a una conversión en impedancias. La impedancia acústica no requiere conversión por ser equivalente a la impedancia eléctrica.
5. Para el desarrollo del circuito se procede a realizar la sumatoria de impedancias del circuito desde la última ramificación hasta la primera, este proceso comprende dos partes correspondientes a los dos tipos de circuito encontrados en el modelo como se puede ver en el ANEXO E, para ello se suman las impedancias correspondientes al circuito que describe la última ramificación de manera independiente para luego por medio de un ciclo repetitivo calcular la impedancia de las demás ramificaciones por tener el mismo patrón en su circuito correspondiente.
6. La obtención de los parámetros de interés que son la presión y el volumen pertenecientes a cada ramificación es posible al calcular las impedancias en el procedimiento anterior, las cuales permiten por medio de la ley de Ohm hallar los valores de presión y volumen para cada impedancia.
7. Con los resultados calculados el último procedimiento es graficarlos para su posterior análisis.

El programa desarrollado se encuentra registrado en el Anexo B (3. PROGRAMA MODELO ELECTROACÚSTICO DEL PULMÓN EN EL SOFTWARE DE SIMULACIÓN MATEMÁTICO).

Se puede observar que los resultados obtenidos en el modelo desarrollado son muy parecidos a los presentados por el Ing. Martin Rozanek, PH. D., para los cálculos de las impedancias fue necesario desarrollar una pequeña modificación al programa ya que se buscó mostrar en una sola grafica la impedancia total del sistema por cada una de las frecuencias.

Otro cambio realizado a la programación fue el código agregado para el cálculo y desarrollo de la gráfica de presión contra flujo o fracción de volumen por cada una de las generaciones del sistema respiratorio, para esto se implementó una herramienta proporcionada por el software de simulación matemático para el desarrollo de graficas en 3D y por medio de esta se pudo obtener la siguiente gráfica.

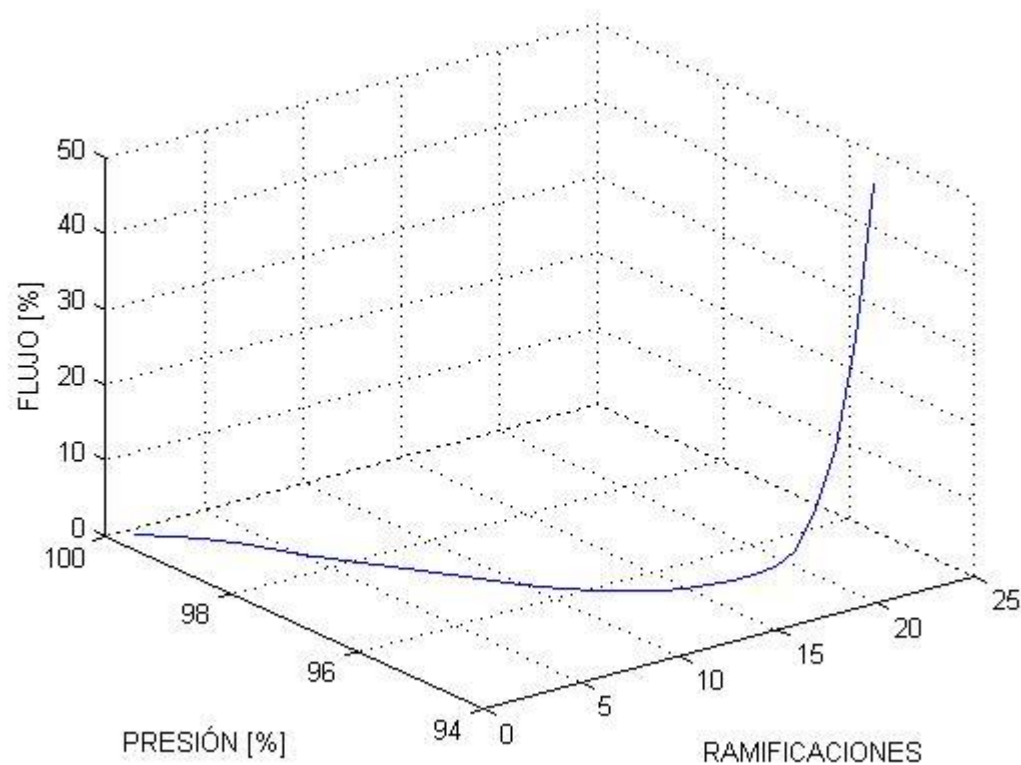


Figura 56 Presión Vs Flujo o Fracción de Volumen por cada una de las generaciones.

En esta gráfica se puede observar paralelamente el comportamiento del sistema respiratorio. Ofrece otra visión en la cual se permite entablar relaciones simultáneas y más rápidas entre las variaciones de presión y flujo de aire o fracción de volumen con respecto a cada ramificación del sistema respiratorio.

5.4. COMPROBACIÓN

Se desarrolló un modelo electroacústico de los pulmones basado en los modelos morfológicos del sistema respiratorio, con ciertas restricciones debido a la geometría estructural del sistema. Los resultados obtenidos en la simulación de este modelo se pueden utilizar para explicar y clarificar algunos fenómenos que se observan en el sistema respiratorio sano, en presencia de algún tipo de afección y en la práctica clínica la ventilación mecánica.

Las principales simplificaciones realizadas al modelo electroacústico presentado en comparación con el modelo morfológico del sistema respiratorio fueron:

- La división de las vías respiratorias de forma regular.
- La distribución de la compliancia alveolar en el sistema respiratorio se calcula a partir de la integración total del pulmón.
- Se asume que la mecánica pulmonar se comporta de forma lineal.
- Se asume que durante el ciclo respiratorio las vías aéreas son inelásticas, esta suposición afecta en mayor proporción a las generaciones que van desde la 10 a la 16, las cuales ya no contienen cartílagos en las paredes y no contienen alveolos.

A pesar de las simplificaciones realizadas al modelo, los resultados obtenidos del mismo son correspondientes a la literatura. La distribución del volumen respiratorio es diferente en las distintas generaciones de las vías respiratorias, tal como los resultados del otro modelo el del Ing. Martin Rozanek, Ph. D. el cual fue comparado con el modelo presentado en Kopelent, V., Roubik, K., Zabrodsky, V., Modelling of Tracheal Gas Insufflation Effect. In AED 2003. Praha: Procesní inženýrství Ing. J. Novosad, 2003, s. P. 41.7. ISBN 80-86059-35-9.

En la simulación se observa que la distribución de la presión a lo largo del árbol bronquial se ve afectada principalmente por la compliancia alveolar primaria. Dependencias similares son descritas en la literatura, donde se demuestra que la compliancia del pulmón es un factor importante que afecta a la transmisión de la presión de las vías respiratorias en el espacio alveolar.

El modelo permite el estudio de los cambios asimétricos de la mecánica respiratoria lo cual es una ventaja ya que ayuda a comprender como la ventilación mecánica afecta el funcionamiento del sistema respiratorio y que tratamiento es el más adecuado para cada situación.

Por otro lado se quiso realizar una comprobación propia del sistema acudiendo a la literatura disponible, se encontró un estudio sobre la fisiología respiratoria de la Universidad de Buenos Aires [44]. En este se describe la relación existente entre

la presión alveolar y la presión atmosférica requeridas para la ventilación las cuales son coherentes con lo descrito anteriormente, también representan gráficamente las gradientes de la presión PO_2 y PCO_2 desde la atmósfera hasta los tejidos, aunque solo es de interés la sección desde la atmosfera hasta los pulmones en la cual se muestra como la presión decae a medida que avanza por cada una de las generaciones al igual que en el modelo desarrollado.

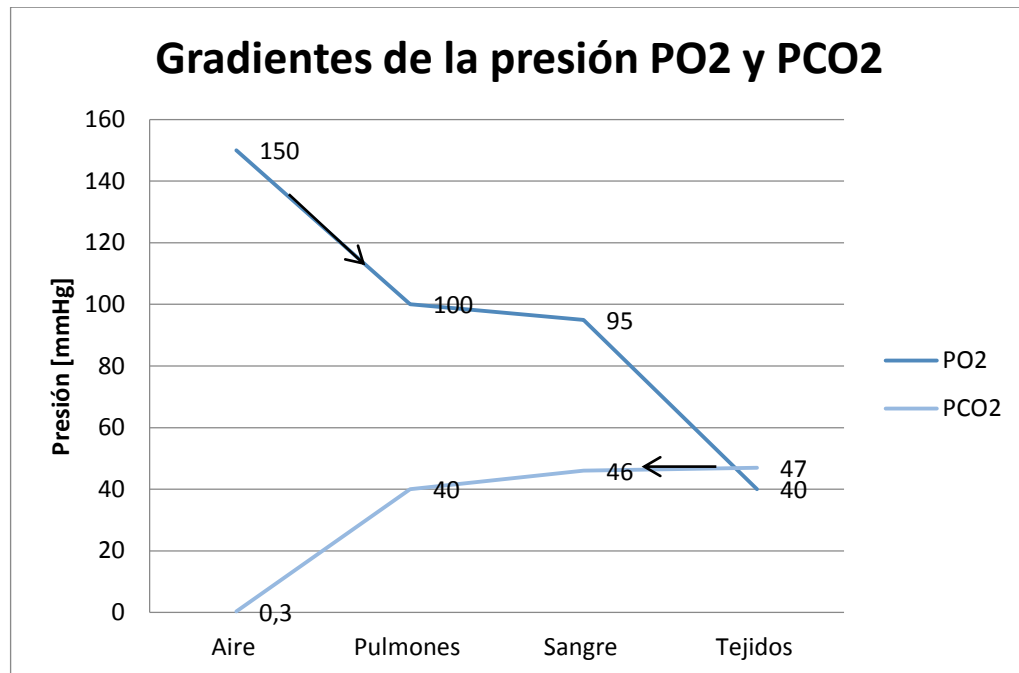


Figura 57 Gradientes de la presión del PO_2 y PCO_2 desde la atmosfera hasta los tejidos [44].

Las flechas indican la dirección de cada gradiente y los valores se dan en milímetros de Mercurio. En esta grafica se puede observar como la PO_2 a medida que entra al sistema va decayendo y la PCO_2 A medida que sale tambien decae.

Los resultados del modelo se muestran en gráficas y por cada una de las ramificaciones del sistema hecho que resulta bastante beneficioso para un análisis específico de alteraciones del sistema aclarando que solo es posible simular la presión de entrada al sistema respiratorio.

El modelo funciona según lo esperado, teniendo en cuenta que la implementación del sistema respiratorio en el modelamiento comienza a partir de la tráquea. Se recomienda en estudios futuros desarrollar un modelo que incluya la parte superior del sistema respiratorio y el tejido pulmonar, aunque en estos momentos no sea posible debido a la falta de información sobre esto.

5.5. APLICACIÓN DEL SISTEMA RESPIRATORIO.

Se desarrolló una aplicación en el software de simulación matemático MATLAB implementando variaciones en los parámetros de entrada del sistema respiratorio de acuerdo a las posibilidades presentes en el medio ambiente y en la fisiología del ser humano, se presentan los resultados del comportamiento de las vías respiratorias por medio de gráficas de impedancia, presión y flujo del aire.

La interfaz gráfica de la aplicación es sencilla, agradable a la vista e interactiva con el usuario, con la finalidad de su fácil manejo y obtener un funcionamiento eficaz de la misma.

En una primera presentación de la aplicación se varían parámetros como la frecuencia de la respiración en Hz, la presión atmosférica a la que es expuesta la persona según la altura sobre el nivel del mar en la que se encuentra, indicar si la persona sufre de algún tipo de enfermedad o afección respiratoria como el asma o el SDRA, el tipo de persona que es, un adulto o neonato y por último la respuesta que se desea, impedancia, presión o volumen del sistema.



Figura 58 Primer modelo de la interfaz gráfica del simulador del sistema respiratorio.

A esta versión se le realizaron mejoras con el fin de facilitar su manejo, se le agregaron parámetros de entrada como la frecuencia de respiración en respiraciones por minuto que es la manera que utilizan los médicos para

referenciar dicha frecuencia y se le introdujo mensajes de apoyo como guía para la introducción de algunos de los parámetros.

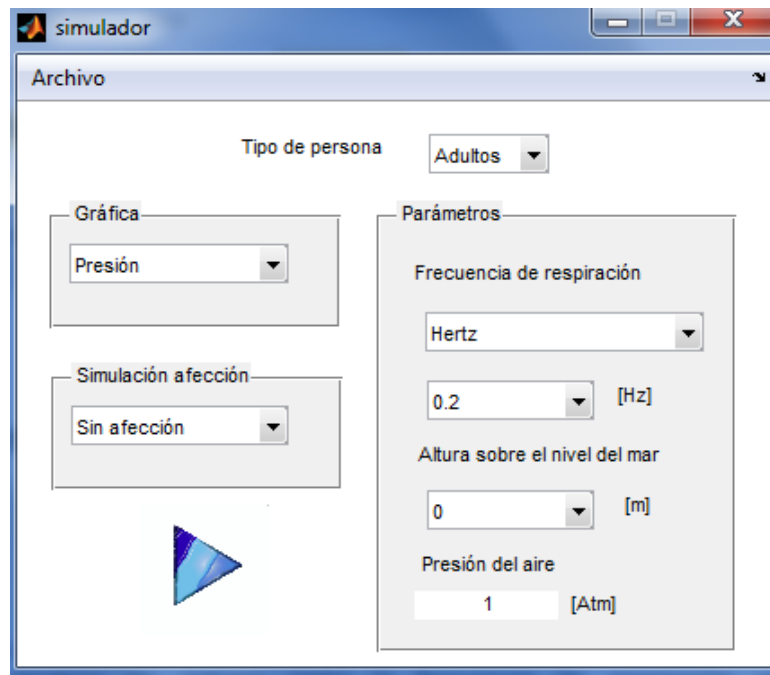


Figura 59 Modelo final de la interfaz gráfica del simulador del sistema respiratorio.

Los mensajes de apoyo introducidos a la aplicación son los siguientes:

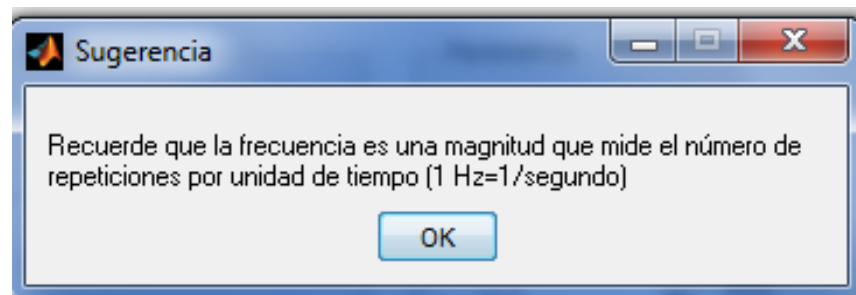


Figura 60 Mensaje de apoyo en la introducción de la frecuencia respiratoria en Hz.

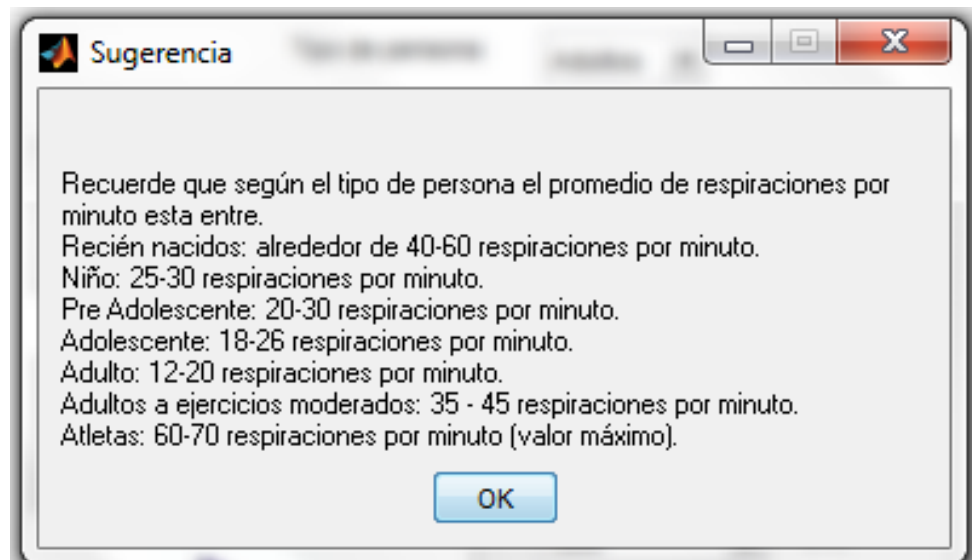


Figura 61 Mensaje de apoyo en la introducción de la frecuencia respiratoria en respiraciones por minuto.

Para ingresar la frecuencia en respiraciones por minuto se despliega el siguiente cuadro.

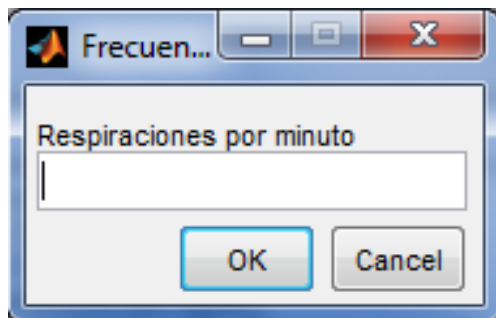


Figura 62 Cuadro de dialogo para la introducción del número de respiraciones por minuto.

Para la representación del SDRA se implementaron dos variables; una que modificara la resistencia acústica y la otra que modificara la compliancia alveolar. En la simulación del asma se introdujo una variable que se encargara de modificar el diámetro de los ductos afectados lo que generaba cambios en la compliancia del sistema. Durante el desarrollo de la aplicación se presentaron problemas con estas variables por lo que se decidió implementarlas todas en una solo vector, el cual varía según el tipo de afección que se desea simular.

El desarrollo de la simulación de estas dos enfermedades se basó en la información recopilada durante la realización del proyecto, la cual está relacionada con los porcentajes de disminución propios de cada afección.

5.6. ANÁLISIS DE RESULTADOS

Para el desarrollo del análisis de resultados se observaron los datos obtenidos en las simulaciones realizadas en el software de simulación matemático Matlab. Se inició con los resultados de la simplificación del modelo, para ello se compararon las gráficas del modelo del Ing. Martin Rozanek, Ph. D. con cada una de las gráficas obtenidas al eliminar alguna de las ramificaciones, al igual que se comparaban entre sí. Al finalizar se hizo evidente que la realización de una simplificación eliminando ramificaciones no era adecuada.

Lo siguiente a analizar fueron los cambios presentes en el modelo debido a una afección de carácter obstructivo como lo es el asma y otra afección como el SDRA, esto se desarrolló de igual manera comparando las gráficas en estado normal y en presencia de las enfermedades.

5.6.1. Simplificación del modelo electroacústico del pulmón partiendo desde la primera ramificación hacia la última ramificación.

En las gráficas obtenidas durante el desarrollo de la simplificación se pudo observar los siguientes resultados.

- Impedancia

En frecuencias menores a 1 Hz ($f < 1$ Hz) la impedancia aumenta al doble de la impedancia calculada en la simplificación anterior y en frecuencias mayores a 1Hz ($f > 1$ Hz) la impedancia se mantuvo relativamente igual.

- Fracción de volumen

No se presentan cambios significativos en ninguna de las gráficas obtenidas en las simplificaciones, esto debido a que la simplificación no afecta la tendencia de la fracción de volumen o el flujo de aire presente en las generaciones anteriores a las eliminadas. Una razón es que se tienen las mismas fracciones de volumen del modelo de 24 ramificaciones pero al eliminar las ramificaciones estas se corren hacia adelante dejando como resultado estas nuevas gráficas.

- Presión

Figura 4 Aumenta la presión en aproximadamente 3%, y se hace notoria una pequeña inclinación en la pendiente.

Figura 5 Aumenta la presión en un 10% en las primeras simplificaciones, a medida que el número de ramificaciones disminuye el aumento en la presión es más notorio y alcanza a ser de 30%.

Figura 6 En las primeras simplificaciones aumenta la presión en un 2%, mientras que en las ultimas puede alcanzar hasta un 20% de aumento.

5.6.2. Simplificación del modelo electroacústico del pulmón partiendo desde la última ramificación hacia la primera ramificación.

A partir de las gráficas producto de la simplificación se observó su comportamiento y se encontraron los siguientes resultados.

- Impedancia

Para las frecuencias por debajo de 1 Hz ($f < 1$ Hz) la impedancia del pulmón aumenta sus valores hasta casi duplicar el valor de la simplificación anterior por el contrario para frecuencias mayores a 1 Hz la impedancia se mantiene.

- Fracción de volumen

En las primeras simplificaciones se nota un aumento en el volumen en la últimas generaciones, a medida que se simplifica más se observa un cambio radical en la gráfica, ningún valor se mantiene y la forma de la gráfica es totalmente diferente, todo el rango disminuye.

- Presión

En las primeras simplificaciones se nota un aumento en la presión que se hace mayor a medida que la frecuencia aumenta pero cuando llega a 10 Hz vuelve a decaer. Cuando el número de ramificaciones se hace mucho menor aumentan todas las presiones, dejando casi todas las presiones en valores cercanos al 100% pero manteniendo el mismo comportamiento.

5.6.3. Aplicación del sistema respiratorio.

En la aplicación se pudieron observar el comportamiento de las enfermedades o afecciones respiratorias que se implementaron en el mismo. Las enfermedades elegidas representar en el modelo fueron el asma y SDRA.

- Asma

Como ya se sabe el asma es una enfermedad de carácter obstructivo en la cual las ramificaciones sufren una inflamación y se obstruyen con flema, por esta razón el diámetro de los ductos disminuye y se presenta mayor resistencia al paso de aire. Esta enfermedad afecta a las vías aéreas altas y se puede tener en tres etapas: leve, moderada y severo.

Una vez recreado el funcionamiento normal de los pulmones se procedió a recrear algunos tipos de afecciones propias del sistema respiratorio en el caso del asma se implementaron los siguientes porcentajes de disminución de las vías respiratorias, para el asma leve un 15 % de disminución, para el asma moderado un 30 % y para el asma severo un 80 %, al graficar los resultados obtenidos para cada caso se puede observar el comportamiento para cada ramificación, por medio de las imágenes obtenidas se identifica la disminución de la presión de aire por parte de las ultimas ramificaciones encontrando en el caso severo valores aproximados a cero, esto debido a la disminución del flujo de aire.

Leve

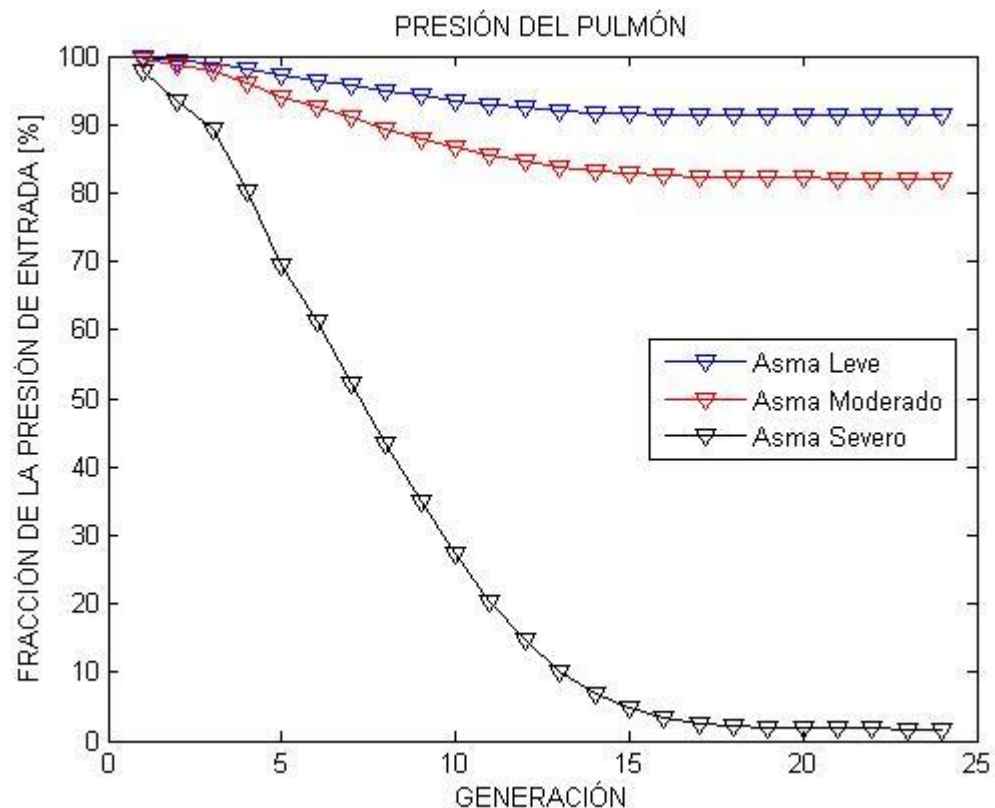


Figura 63 Presión pulmonar con presencia de asma leve (afectación del 15%), moderado (afectación del 30%) y severo (afectación del 80%).

- SDRA

Esta enfermedad se puede simular de varias maneras, algunas de ellas para ventilación convencional y para VAF, también aumentando o reduciendo la compliancia alveolar, esto debido a que las propiedades mecánicas del tejido pulmonar se cambian durante el SDRA, los cuales dependen del origen del SDRA.

El Ing. Martin Rozanek, Ph. D. dice que es posible utilizar este modelo para observar la eficacia de las estrategias ventilatorias elementales durante diferentes propiedades mecánicas del sistema respiratorio y elegir la terapia más óptima de ventilación para el tratamiento de SDRA.

En presencia de esta enfermedad con ventilación convencional se hace notorio que la presión decae un poco y que la impedancia en frecuencias altas también baja, si se varían los parámetros de simulación de esta enfermedad para VAF se puede observar un incremento en la presión. Para la aplicación se dejó el modelo para la representación del SDRA con ventilación convencional y con una elasticidad en la compliancia alveolar del 25% y una resistencia 6 veces mayor.

En las siguientes graficas se pueden observar estos resultados.

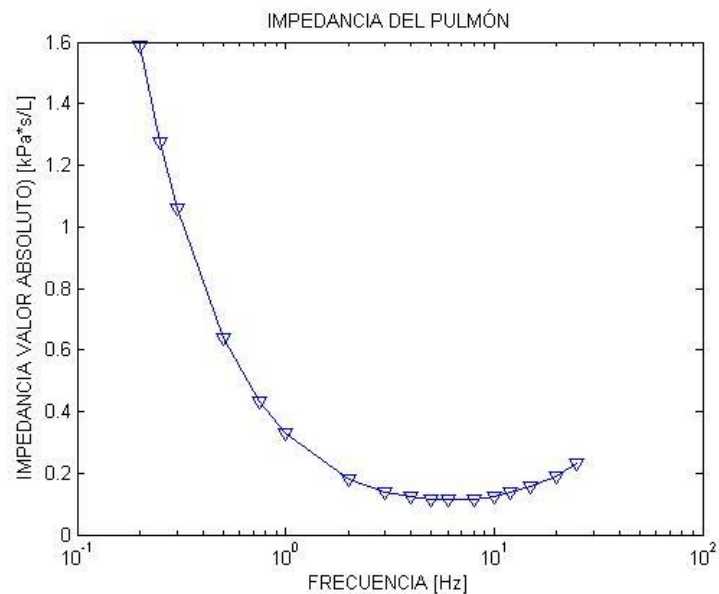


Figura 64 Impedancia pulmonar con presencia de SDRA.

Presión del sistema con síndrome de SDRA con una compliancia alveolar reducida en un 25% y la impedancia acústica 6 veces mayor.

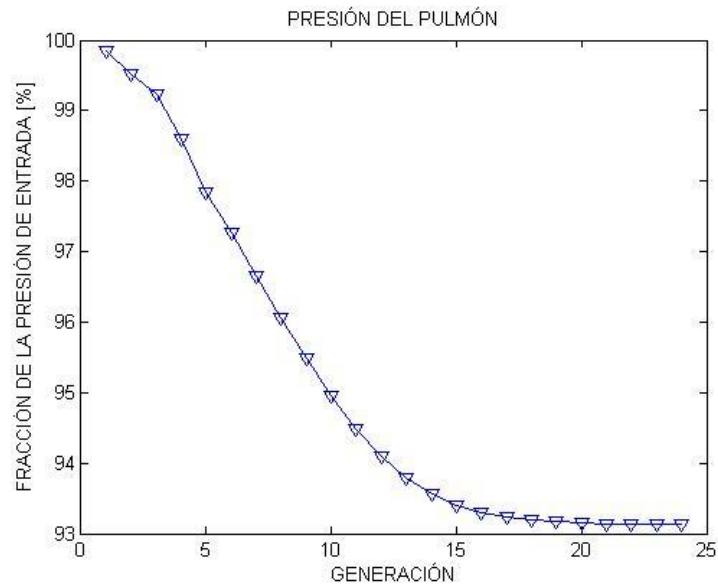


Figura 65 Presión pulmonar con presencia SDRA.

- Neonato

Se puede observar que la impedancia de un neonato es mayor a la de una persona adulta. La presión en neonatos es mucho menor que la de un adulto y decae con mayor rapidez, lo cual genera que la pendiente también sea mayor. A medida que la frecuencia aumenta la presión decae más.

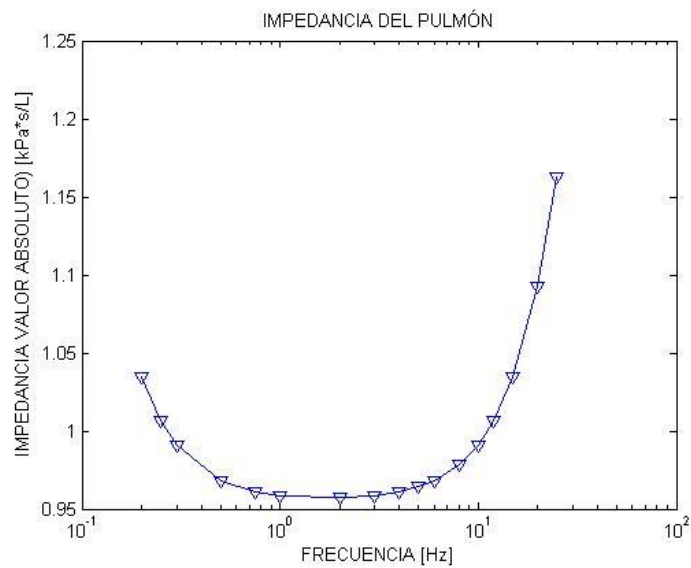


Figura 66 Impedancia pulmonar de un Neonato.

Gráficas de presión de un neonato:

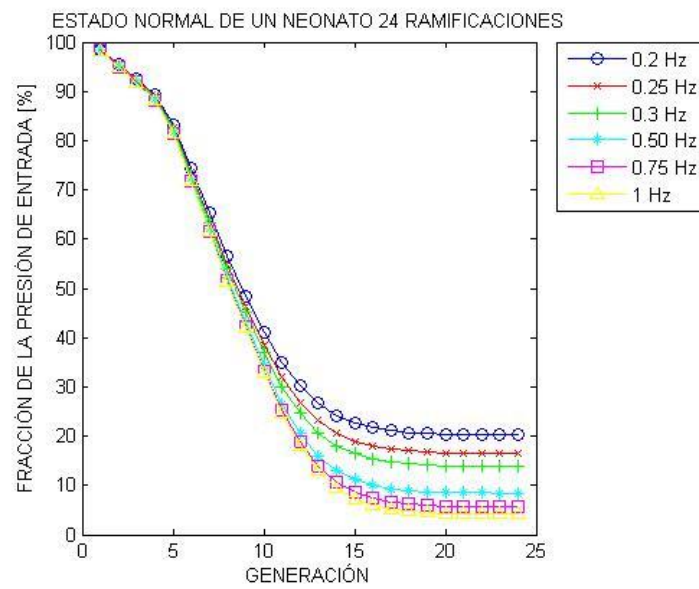


Figura 67 Presión pulmonar de un Neonato a 0,2 Hz a 1 Hz.

Gráficas de fracción de volumen de un neonato:

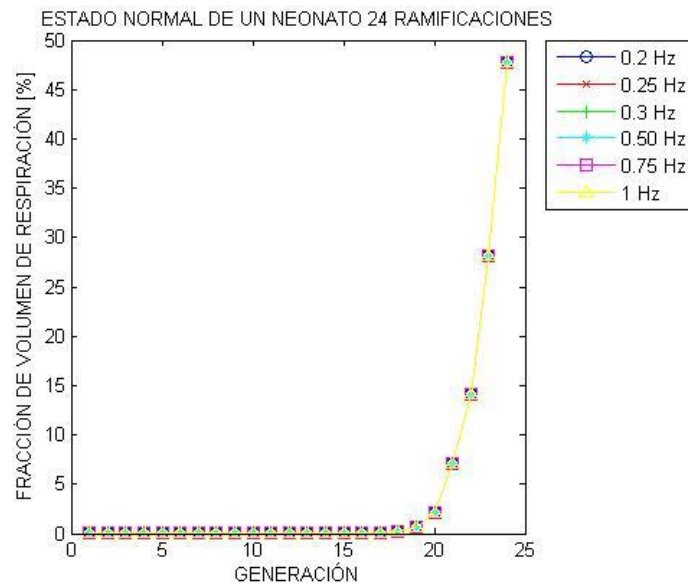


Figura 68 Fracción de volumen pulmonar de un Neonato a 0,2 Hz a 1 Hz.

5.7. CONCLUSIONES

- Realizar una simplificación eliminando ramificaciones o generaciones del sistema respiratorio no es viable debido a que se presentan alteraciones significativas en los parámetros estudiados, demostrando así que el modelo del Ing. Martin Rozanek, Ph. D. es la manera más sencilla y eficiente en la que se puede representar dicho sistema.
- El modelo presentado por el Ing. Martin Rozanek, Ph. D., en la tesis de la Universidad Técnica Checa de Praga titulada “Modelo del sistema respiratorio” en el año 2007, se puede decir que está incompleto ya que solo tiene en cuenta las vías aéreas del sistema respiratorio, empezando por la traquea y finalizando en la generación de ramificaciones número 24, la cual está compuesta por alvéolos. Además que se desarrollaron ciertas simplificaciones a tener en cuenta como la división de las vías respiratorias de forma regular, esto debido a las restricciones presentadas por la geometría estructural del sistema y la suposición de un comportamiento lineal de la mecánica pulmonar, entre otras. A pesar de las simplificaciones realizadas al modelo, los resultados obtenidos del mismo son correspondientes a la literatura y permiten obtener información sobre la distribución de la presión en las vías respiratorias, la distribución del flujo o volumen de aire entre cada generación y el efecto de los cambios de la mecánica pulmonar en la impedancia pulmonar total.
- Para la oxigenación es importante la igualdad aproximada entre la entrada de manera lenta pero sostenida del aire a el organismo y la ventilación, como se puede apreciar en las gráficas de presión y de fracción volumen del funcionamiento normal del sistema.
- La presión en las vías respiratorias empieza a decaer a medida que se va localizando en una ramificación superior hasta llegar a un punto en el que se mantiene, más o menos este punto es donde empieza la zona alveolar, varios estudios demuestran que la compliancia del pulmón es un factor importante que afecta a la transmisión de la presión de las vías respiratorias en el espacio alveolar.
- El flujo se mantiene constante hasta la ramificación número 20 donde empieza a ascender rápidamente, se puede decir que esto es debido a que es el punto desde el cual los alveolos se aprecian en mayor cantidad, como se menciona en la teoría en la zona alveolar el volumen del capilar es notablemente mayor con respecto a las ramificaciones anteriores.

- En las gráficas de fracción de volumen de cada una de las generaciones se puede observar que esta depende principalmente de la relación entre las impedancias de la compliancia alveolar.
- Los cambios más significativos se pueden observar en el comportamiento de la presión cuando vemos el sistema expuesto a aumentos de frecuencia de respiración pudiendo llegar a apreciar similitudes en torno al desarrollo de la gráfica para frecuencias altas a diferencia de los resultados de la fracción de volumen de respiración en los que se detalla una tendencia constante para los cambios de frecuencia expuestos.
- En el estudio de la impedancia pulmonar total frente a la frecuencia se detectó diferente dependencia de CV y la HFV.
- De la simulación obtenida se puede concluir que en los casos de la mecánica pulmonar, donde la principal característica es el aumento de la resistencia al flujo de aire en las vías respiratorias, es un tipo más apropiado de ventilación la CV.
- En los cambios en la mecánica pulmonar, donde se ve una disminución de la compliancia dominante de la ventilación alveolar es un tipo más apropiado la HFV.
- La simulación de la distribución de presión a lo largo del árbol bronquial sugieren que la HFV tiene el potencial de ser un método más suave en términos de riesgo de daños en el sistema respiratorio debido a la utilización de grandes presiones.
- Los resultados del experimento confirma que la efectividad de la UPV para el tratamiento de SDRA, depende del tipo de SDRA.
- En las gráficas obtenidas del modelo en presencia de SDRA se puede apreciar el aumento de la impedancia pulmonar total con una reducción de la compliancia alveolar, la cual si se desarrolla de forma uniforme afecta la distribución del flujo de aire. Si el corte de la compliancia alveolar se desarrolla de forma irregular puede presentar deterioros significativos en los tejidos y la mecánica pulmonar.
- Con el algoritmo uno de los retos presentados fue la comprensión del cálculo de la compliancia alveolar, esto debido a la falta de información sobre el comportamiento y las características físicas de este a diferencia de otros parámetros que podían ser manejados como elementos básicos en su analogía.

- Desarrollar la aplicación en el software de simulación matemático MATLAB permitió realizar un manejo rápido y sencillo de las matrices empleadas en el cálculo de las distintas partes del sistema respiratorio a diferencia de otros lenguajes de programación donde las operaciones matemáticas entre matrices son complejas de realizar. Matlab también brinda la posibilidad de analizar los resultados obtenidos de formas prácticas y eficientes implementando el uso de herramientas visuales como las gráficas.

5.8. RECOMENDACIONES

El Ing. Martin Rozanek, Ph. D. desarrolló un modelo completo de las vías aéreas del Sistema respiratorio, en este modelo no se tiene en cuenta el tejido pulmonar el cual genera gran parte de la resistencia respiratoria y la parte superior del sistema respiratorio, la cual se encuentra conformada por los orificios nasales, las fosas nasales, la faringe, la epiglotis, la laringe, las cuerdas vocales entre otras partes y órganos que afectan los resultados de los parámetros que se desean estudiar. No tener en cuenta el tejido pulmonar como parte de la resistencia respiratoria es poco significativo si se desea estudiar los cambios presentes en este debido a una afección o enfermedad respiratoria ya que se sabe que cuando hay presencia de dichas afecciones la resistencia que varía es la de las vías respiratorias mientras que la del tejido pulmonar permanece prácticamente constante. Sin embargo no tener en cuenta la parte superior del sistema respiratorio si afecta los resultados deseados por esta razón se recomienda desarrollar un estudio más profundo que el realizado en este trabajo para observar el funcionamiento del sistema una vez incluido los parámetros pertinentes en relación con los elementos faltantes.

REFERENCIAS

- [1] Leach, Jr., W. Marshall, Electroacoustic-analogous circuit Models for Filled Enclosures (Publicado en AES Volume 37 Issue 7/8 pp. 586-592); July 1989
- [2] Marcela Linares P, Ignacio Sánchez D, Raúl Corrales V, Armando Díaz C, Ana María Escobar C. Pruebas de función pulmonar en el niño. (Revista chilena de pediatría versión impresa ISSN 0370-4106 Rev. Chil. Pediatr. V.71 n.3) Mayo 2000, Santiago.
- [3] Jose Escolano, Basilio Pueo y Miguel Romá, An Approach to Analogous Circuits of Acoustical and Mechanical Systems by Means of Problem Based Learning, (Publicado en AES Convention:118) May 2005
- [4] J I. De granda-orive, f. García-río, f. Roig-vázquez, r. Aleixandre-benaven3, j. C. Valderrama-zurían, j. M. Martínez-albiach y Callol-sánchez. Caracterización de las áreas de sistema respiratorio en España (Referencia publicada en internet) Madrid 2006.
- [5] Joaquín Goñi y Juan Martín García, Dinámica de Sistemas Biológicos: modelando complejidad (Referencia publicada en internet) 2006.
- [6] Néstor Flórez Luna. Simulación por software de las curvas generadas en ventilación mecánica por control de presión. (Referencia publicada en internet) 2006.
- [7] Matias Addiego, “Modelo Visco elástico de la mecánica respiratoria” (Monografía vinculada a la conferencia del Prof. Dr. Walter Zin “Vico elasticidad de tejido pulmonar en modelos patológicos”) 4 de abril del 2006.
- [8] Lung M. Rozanek, and K. Roubik, Mathematical Model of the Respiratory System – Comparison of the Total Lung Impedance in the Adult and Neonatal (Referencia publicada en internet) 2007.
- [9] Rubén Rojas y Dánely Velásquez, Modelado y Simulación De La Respuesta Respiratoria En Ventilación Mecánica (Referencia publicada en internet) Venezuela El 2007/07/04.
- [10] Roman Matejka, Karel Roubik, Advanced Monitoring System For Conventional And High Frequency Ventilation (Referencia publicada en internet) 2008.
- [11] Jaroslav Marek, Karel Roubík Ctú. The Model Of The Respiratory System As An Educational Device For Simulation Of The Ventilatory Parameters Effect Upon The Intrapulmonary Conditions (Referencia publicada en internet) In Prague, Faculty Of Biomedical Engineering In Kladno 2008.

- [12] Armando Cervantes Sandoval, Xavier Chiappa Carrara y María José Marques Dos Santos. Modelación matemática en Biología (Referencia publicada en internet) Universidad nacional autónoma de Mexico 2009.
- [13] Mauricio Gómez. Modelamiento del sistema respiratorio. (Referencia publicada en internet) Julio 25 del 2010 Disponible en <http://www.slideshare.net/mauricioagf1/modelamiento-de-sistema-respiratorio>.
- [14] Karel Roubík*, Jakub Ráfl. Design and Control of a Demand Flow System Assuring Spontaneous Breathing of a Patient Connected to an HFO Ventilator. (Referencia publicada en internet) Marzo 16 Del 2011.
- [15] El Dr. Héctor Quiñones Acosta, El Dr. Antonio Barber Gutiérrez Y Dr. Roberto Douglas Pedroso Modelos Matemáticos De La Fisiología Respiratoria (Referencia publicada en internet).
- [16] Francisco Javier Fernández Baldomero. Entorno paralelo de modelado y simulación bajo Matlab. Aplicación a sistemas de visión Universidad de Granada (Referencia publicada en internet) España en 2001.
- [17] Victor Hugo Villafañe Aguilar. Implementación de un aparato de ayuda auditiva, (Referencia publicada en internet) Universidad de las Américas Puebla. Cholula, Puebla, México a 13 de mayo de 2004.
- [18] Alejandro Arbeláez Rodríguez y Julián Eduardo Gutiérrez Santiago. Estudio Exploratorio de la aplicación de la programación concurrente por restricciones en bioinformática. (Referencia publicada en internet) Universidad pontificia javeriana Santiago de Cali 2006.
- [19] Jonás Andradas Arias, Ma. Paloma de la Fuente Bahón y Carolina García Rodríguez Desarrolló de una plataforma de análisis de datos en Bio-informática basada en Matlab (Referencia publicada en internet) 2006.
- [20] Martín Abenza Jiménez Implementación En Matlab De Técnicas Matemáticas En El Análisis De Experimentos (Referencia publicada en internet).
- [21] F.H.C. de Jongh, Ventilation modeling of the human lung. Delft: Delft University of technology, 1995.
- [22] González Obregón, Carlos Hernán, dirigida por Caminal Magrans, Pere y codirigida por Benito Vales, Análisis de complejidad de sistema respiratorio para la ayuda al diagnóstico de patologías, Salvador Barcelona, Junio 2002.
- [23] Lores Obradors, Luis José, Análisis acústico del sonido respiratorio traqueal durante las maniobras de espiración forzada. Comparación entre sujetos sanos y

asmáticos durante prueba broncodilatadora Universidad Autónoma de Barcelona, 2003.

[24] Pedro José Benito Peinado Estudio del modelo respiratorio Nuevo método de determinación de los umbrales ventilatorios. Madrid 2004.

[25] Alher Mauricio Hernández Valdivieso y dirigida por Miguel Ángel Mañanas Villanueva, Análisis del sistema de control respiratorio ante estímulos y patologías ventilatorias. Junio del 2007.

[26] Marcombo S.A. Introducción a la bioingeniería, serie mundo electrónico, Capítulo "Análisis, modelado y simulación de sistemas biológicos", 1988.

[27] Katiana Galvizu Díaz, Yanet Villar Badía, Marelis Plasencia Pérez, Algunas consideraciones bioéticas en la experimentación en animales, seres humanos y trasplantología, Noviembre del 2011.

[28] Segismundo Ferrairó Pons, Pons Modelado de grandes sistemas distribuidos (sistemas fisiológicos) La sociedad del conocimiento: Modelar + Simular = Conocer (Referencia publicada en internet).

[29] Thomas S. Leeson, MD, PhD, C. Roland Leeson, MD, PhD y Anthony A. Paparom PhD, 1990, Texto/ Atlas de Histología Ed. 1, pp. 503-534.

[30] Comité de Terminología y Nomenclatura del IEEE del Comité de Sistemas Realimentados de Control Revisado en ASA-C85.1 Terminology for Automatic Control, 1963).

[31] Biblioteca de investigaciones, Sistemas y aparatos del cuerpo humano, 2013 Recuperado de <http://bibliotecadeinvestigaciones.wordpress.com>.

[32] Lahoz-Beltrá, Bioinformática, Simulación, vida artificial e inteligencia artificial, 2004, Díaz de Santos Ed., pp. 13-46.

[33] M. A. Saposhkov, Electroacústica, 1983, Editorial Reverte, Ed 1.

[34] Leo L. Beranek, Acústica, 1961, Ed 1.

[35] Junta de Andalucía, Taller de la ciencia: Presión del aire, 2000 Recuperado de http://www.juntadeandalucia.es/averroes/recursos_informaticos/concurso2000/2presion/presion.htm.

[36] Sol-arq, Presión atmosférica, 2010, Recuperado de <http://sol-arq.com/>

[37] Manual CTO Medicina y Cirugía Tomo II, Neumología, 8a edición.

[38] E. R. Weibel, Morphometry of the human lung. Berlin: Springer-Verlag, 1963.

- [39] Ricardo Gazitúa, Respiración, Manual de semiología. Universidad Católica de Chile, Septiembre de 2007). Recuperado de <http://escuela.med.puc.cl/Publ/ManualSemiologia/190Respiracion.htm>.
- [40] MacIntyre Neil R: New modes of mechanical ventilation. En: Nahum A, Marini JJ, eds. Clinics in Chest Medicine. Recent advances in Mechanical Ventilation. USA: WB Saunders Company; 1996. p. 411-22.
- [41] Manual CTO Medicina y Cirugía Tomo II, Neumología, 7ª edición.
- [42] Hudson LD, Slutsky AS. Acute respiratory failure. In: Goldman L, Schafer AI, eds. Cecil Medicine. 24th ed. Philadelphia, Pa: Saunders; 2011:chap 104.
- [43] Universidad Católica de Chile, Síndrome de distres respiratorio agudo, Universidad Católica de Chile, Recuperado de <http://escuela.med.puc.cl/publ/AparatoRespiratorio/55SindromeDistress.html>.
- [44] Universidad de Buenos Aires, Fisiología Respiratoria Recuperado de <http://www.odon.uba.ar/uacad/fisiologia/docs/webrespiratorioct1.pdf>.
- [45] Construmática, Presión, imagen barómetro de mercurio, Recuperado de http://www.construmatica.com/construpedia/Archivo:Bar%C3%B3metro_de_mercurio.jpg.
- [46] Francisco J. Rúa Guillermo, El farmacéutico, con el adecuado uso de la medicación, mejora el control del asma, 02 de enero de 2014, (Referencia publicada en internet), Mundo diario.
- [47] Facultad de Ciencias Médicas, Daño Pulmonar Asociado a la Ventilación Mecánica. Recuperado de http://bvs.sld.cu/revistas/mciego/vol7_01_01/revisiones/r2_v7_0101.html

BIBLIOGRAFIA

- [1] Rozanek, M., Modelo del sistema respiratorio, Universidad Técnica Checa de Praga, 2007.
- [2] Zdenek Skvor, Vibrating Systems and their Equivalent Circuits, Amsterdam, Oxford, New York, Tokyo, 1991.
- [3] Pueo Ortega, B., Romá Romero, M., Electroacústica: altavoces y micrófonos, Madrid-España : Pearson Educación, 2003.
- [4] Manual CTO Medicina y Cirugía Tomo II, Neumología, 7ª edición.
- [5] Thomas S. Leeson, MD, PhD, C. Roland Leeson, MD, PhD y Anthony A. Paparom PhD, 1990, Texto/ Atlas de Histología Ed. 1, pp. 503-534.
- [6] Ferrairó Pons, S., Modelado de grandes sistemas distribuidos (sistemas fisiológicos) La sociedad del conocimiento: Modelar + Simular = Conocer.
- [7] Comité de Terminología y Nomenclatura del IEEE del Comité de Sistemas Realimentados de Control Revisado en ASA-C85.1 Terminology for Automatic Control, 1963.
- [8] Lahoz-Beltrá, 2004, Bioinformática, Simulación, vida artificial e inteligencia artificial, Díaz de Santos Ed., pp. 13-46.
- [9] Saposhkov, M. A., Electroacústica, 1983, Editorial Reverte, Ed 1.
- [10] Beranek, L., Acústica, 1961, Ed 1.
- [11] Weibel, E. R., Morphometry of the human lung. Berlin: Springer-Verlag, 1963.
- [12] MacIntyne Neil R: New modes of mechanical ventilation. En: Nahum A, Marini JJ, eds. Clinics in Chest Medicine. Recent advances in Mechanical Ventilation. USA: WB Saunders Company; 1996. p. 411-22.
- [13] Hudson LD, Slutsky AS. Acute respiratory failure. In: Goldman L, Schafer AI, eds. Cecil Medicine. 24th ed. Philadelphia, Pa: Saunders; 2011:chap 104.
- [14] J.B. West, Pulmonary Pathophysiology - the essentials. 4th edition Baltimore: Williams & Wilkins, 1992.
- [15] P. Pelosi, D. D'Onofrio, D. Chiumello, S. Paolo, G. Chiara, V.L. Capelozzi, C.S.V. Barbas, M. Chiaranda, L. Gattinoni: Pulmonary and extrapulmonary acute respiratory distress syndrome are different. Eur Respir J 2003; 22:48S-56S.
- [16] Manual CTO Medicina y Cirugía Tomo II, Neumología, 8ª edición.

ANEXOS

Anexos digitales

A continuación se nombran los archivos y carpetas que se encuentran en el medio magnético anexo a este documento.

ANEXO A Resultados de las simulaciones

Documento llamado *ANEXO A.pdf* en el cual se encuentran los datos obtenidos en todas y cada una de las simplificaciones realizadas.

ANEXO B Programas realizados

Documento llamado *ANEXO B.pdf* en el cual se encuentran todos los programas desarrollados durante la realización del proyecto.

ANEXO C Aplicación del sistema respiratorio

A1. Aplicación desarrollada en el software MATLAB. Los siguientes archivos se encuentran en la carpeta *Simulador Pulmón*:

- Acercadesimulador.fig
- Acercadesimulador.m
- Adulto.mat
- Adulto.xlsx
- Infante.mat
- Infante.xlsx
- Paraelne.m
- Play.png
- Simulador.fig
- Simulador.m

ANEXO D Video aplicación del sistema respiratorio

Video llamada *ANEXO D.wmv* el cual es una explicación de la aplicación del sistema respiratorio.

ANEXO E Modelo electroacústico del pulmón

Imagen llamada *ANEXO E.jpg* la cual es un diagrama del modelo electroacústico del pulmón.

ANEXO A

RESULTADOS DE LAS SIMULACIONES

1. MODELO DEL SISTEMA RESPIRATORIO DEL ING. MARTIN ROZANEK, PH. D.

A continuación se muestran los resultados obtenidos en el modelo presentado por el Ing. Martin Rozanek, Ph. D., en la tesis de la Universidad Técnica Checa de Praga titulada “Modelo del sistema respiratorio” en el año 2007. Este modelo tiene 24 ramificaciones, las cuales están conformadas por 16.777.215 conductos y 67.108.859 elementos. Tiene inicio en la tráquea, la cual tiene una longitud de 10 cm a 12 cm y un diámetro entre 2 cm a 2.5 cm, posicionándola como el ducto más largo y grande del sistema respiratorio, y finaliza en la ramificación 24 la cual está compuesta por 143.000.000 de alvéolos.

Los resultados de impedancia obtenidos al realizar el modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D se muestran a continuación:

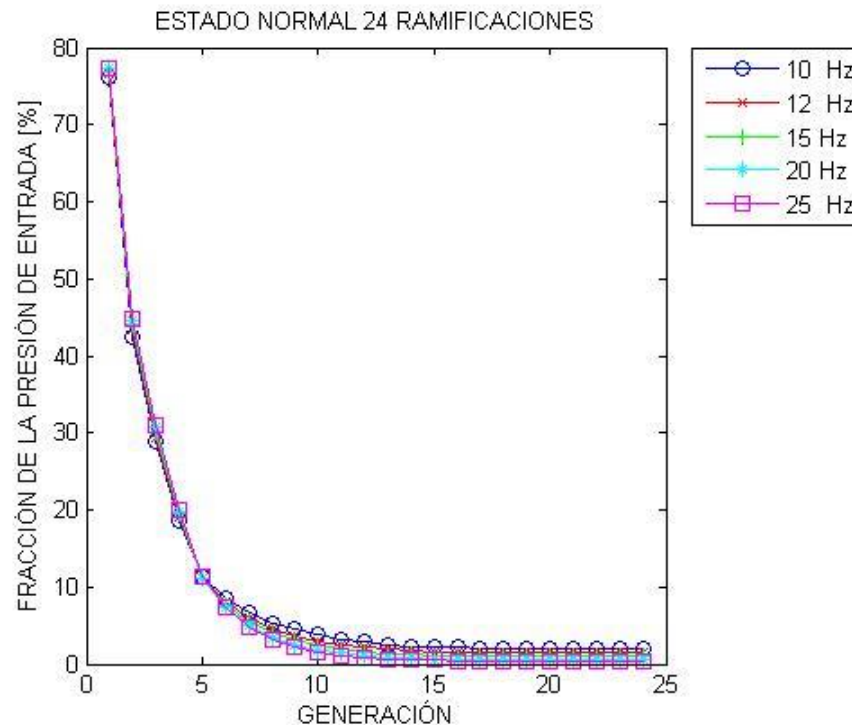


Figura 1 Impedancia total del sistema por cada frecuencia del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

En la siguiente tabla se encuentran registrados los valores exactos de impedancia calculados para cada una de las frecuencias a través de la programación desarrollada por el Ing. Martin Rozanek, Ph. D. que se encuentra registrado en el anexo B.

Frecuencia [Hz]	Impedancia Total
0.2000	0,39639576
0.2500	0,31655377
0.3000	0,26322251
0.5000	0,15594854
0.7500	0,10142499
1	0,07347966
2	0,02954146
3	0,01887434
4	0,02357306
5	0,03263864
6	0,04224915
8	0,06113999
10	0,07946721
12	0,09743044
15	0,12398983
20	0,1677818
25	0,21139975

Tabla 1 Impedancia total del sistema por cada frecuencia del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

Los resultados de presión obtenidos al realizar el modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D fueron:

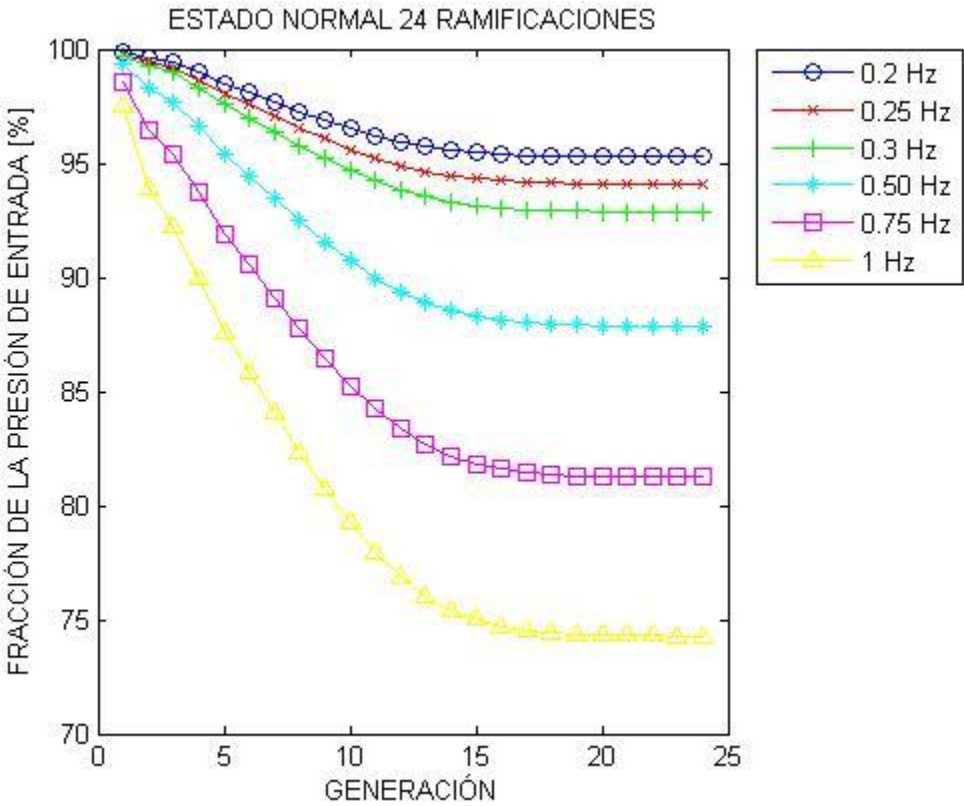


Figura 2 Presión del sistema por cada frecuencia desde 0.2 Hz a 1 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

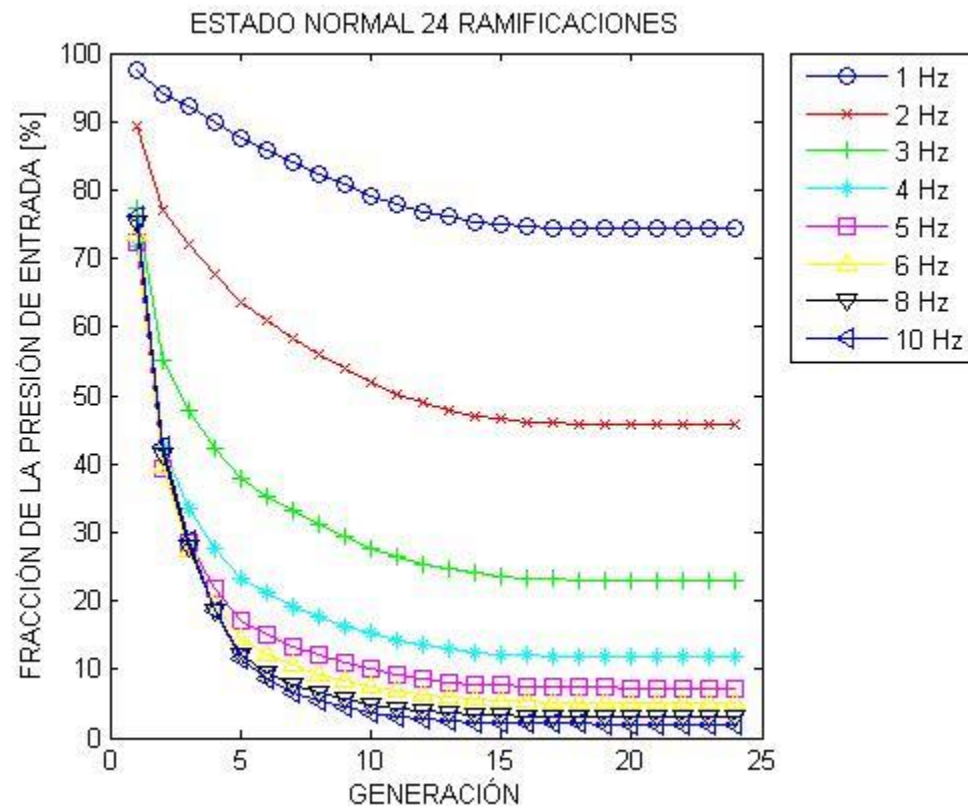


Figura 3 Presión del sistema por cada frecuencia desde 1 Hz a 10 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

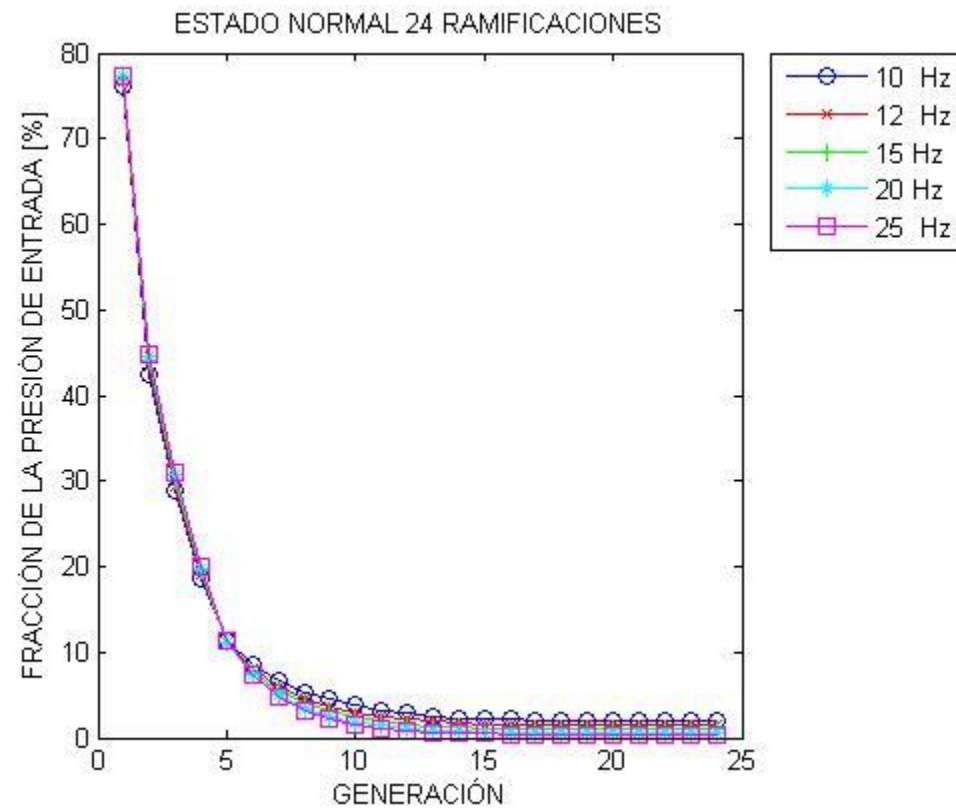


Figura 4 Presión del sistema por cada frecuencia desde 10 Hz a 25 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

En la siguiente tabla se encuentran registrados los valores exactos de presión calculados para cada una de las frecuencias a través de la programación desarrollada por el Ing. Martin Rozanek, Ph. D. que se encuentra registrado en el anexo B.

F [Hz]	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24
0.20	99,86	99,60	99,40	98,97	98,47	98,08	97,66	97,26	96,87	96,51	96,20	95,94	95,73	95,57	95,46	95,39	95,35	95,32	95,30	95,29	95,28	95,28	95,28	95,28
0.25	99,80	99,45	99,19	98,66	98,03	97,55	97,03	96,53	96,05	95,61	95,22	94,89	94,63	94,44	94,31	94,22	94,16	94,13	94,11	94,09	94,09	94,08	94,08	94,08
0.30	99,73	99,28	98,96	98,32	97,56	96,99	96,37	95,78	95,21	94,68	94,22	93,83	93,52	93,29	93,14	93,03	92,96	92,92	92,90	92,88	92,88	92,87	92,87	92,87
0.50	99,34	98,32	97,71	96,63	95,39	94,45	93,45	92,49	91,58	90,73	90,00	89,38	88,89	88,53	88,28	88,12	88,01	87,94	87,90	87,88	87,87	87,86	87,86	87,86
0.75	98,56	96,48	95,39	93,75	91,90	90,55	89,11	87,74	86,45	85,25	84,22	83,36	82,67	82,17	81,83	81,60	81,45	81,36	81,30	81,27	81,26	81,25	81,24	81,24
1	97,46	93,92	92,23	90,00	87,58	85,85	84,04	82,31	80,70	79,22	77,95	76,89	76,05	75,43	75,01	74,73	74,55	74,44	74,37	74,33	74,31	74,30	74,30	74,30
2	89,35	76,98	72,15	67,68	63,54	60,91	58,33	55,97	53,81	51,86	50,21	48,86	47,80	47,04	46,51	46,17	45,94	45,80	45,72	45,67	45,65	45,64	45,63	45,63
3	77,29	55,18	47,87	42,34	37,87	35,37	33,10	31,10	29,33	27,75	26,45	25,39	24,57	23,99	23,59	23,33	23,16	23,05	22,99	22,95	22,93	22,93	22,92	22,92
4	71,79	42,55	33,58	27,58	23,23	21,06	19,22	17,68	16,36	15,21	14,27	13,51	12,94	12,53	12,25	12,07	11,95	11,88	11,84	11,81	11,80	11,80	11,79	11,79
5	72,37	39,37	28,65	21,80	17,17	15,05	13,39	12,05	10,94	9,99	9,23	8,63	8,17	7,85	7,63	7,49	7,40	7,35	7,31	7,30	7,29	7,28	7,28	7,28
6	73,64	39,55	27,43	19,58	14,41	12,20	10,56	9,31	8,29	7,44	6,77	6,25	5,85	5,58	5,39	5,28	5,20	5,15	5,12	5,11	5,10	5,10	5,09	5,09
8	75,26	41,29	27,89	18,53	12,17	9,62	7,88	6,65	5,71	4,96	4,38	3,94	3,61	3,39	3,24	3,15	3,09	3,05	3,03	3,01	3,01	3,00	3,00	3,00
10	76,07	42,56	28,79	18,69	11,42	8,52	6,64	5,37	4,45	3,75	3,21	2,82	2,53	2,34	2,21	2,13	2,08	2,05	2,03	2,02	2,01	2,01	2,01	2,01
12	76,52	43,34	29,45	19,02	11,16	7,99	5,96	4,64	3,72	3,04	2,54	2,17	1,91	1,73	1,62	1,55	1,51	1,48	1,46	1,46	1,45	1,45	1,45	1,45
15	76,89	44,03	30,09	19,44	11,09	7,63	5,41	4,01	3,08	2,41	1,94	1,60	1,36	1,21	1,11	1,05	1,02	0,99	0,98	0,97	0,97	0,97	0,97	0,97
20	77,20	44,60	30,65	19,86	11,16	7,44	5,02	3,50	2,53	1,87	1,42	1,11	0,90	0,77	0,69	0,64	0,61	0,59	0,58	0,57	0,57	0,57	0,57	0,57
25	77,37	44,89	30,94	20,10	11,24	7,39	4,86	3,27	2,26	1,59	1,15	0,85	0,66	0,54	0,47	0,43	0,41	0,39	0,38	0,38	0,37	0,37	0,37	0,37

Tabla 2 Presión del sistema por cada frecuencia y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

Los resultados de volumen obtenidos al realizar el modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D fueron:

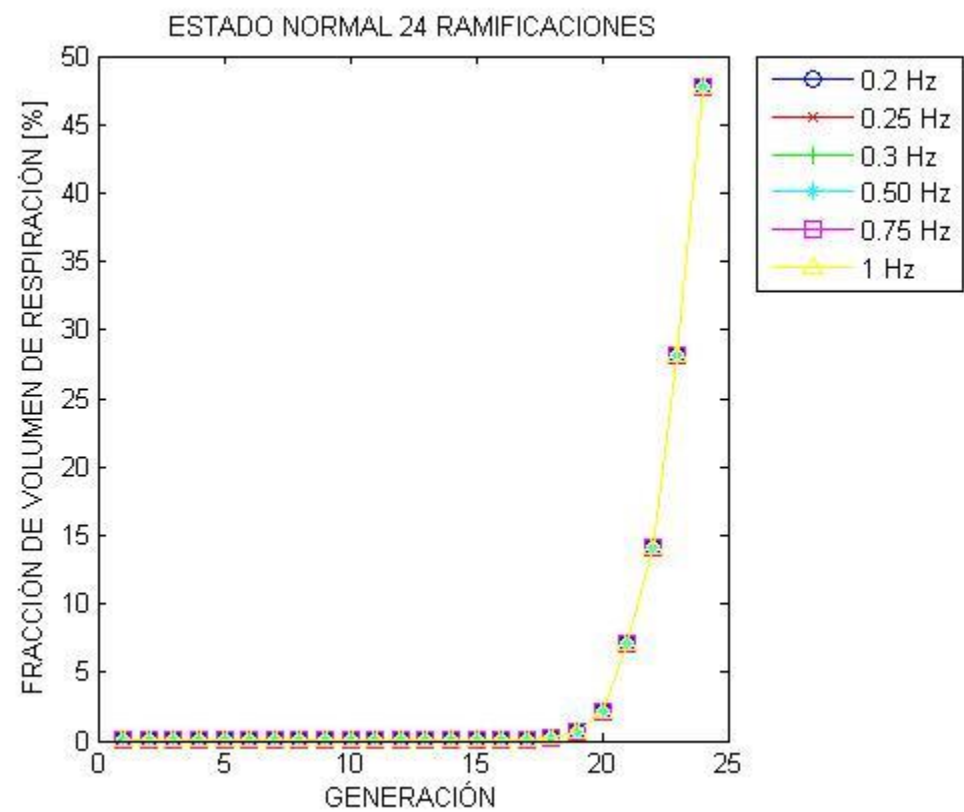


Figura 5 Volumen del sistema por cada frecuencia desde 0.2 Hz a 1 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

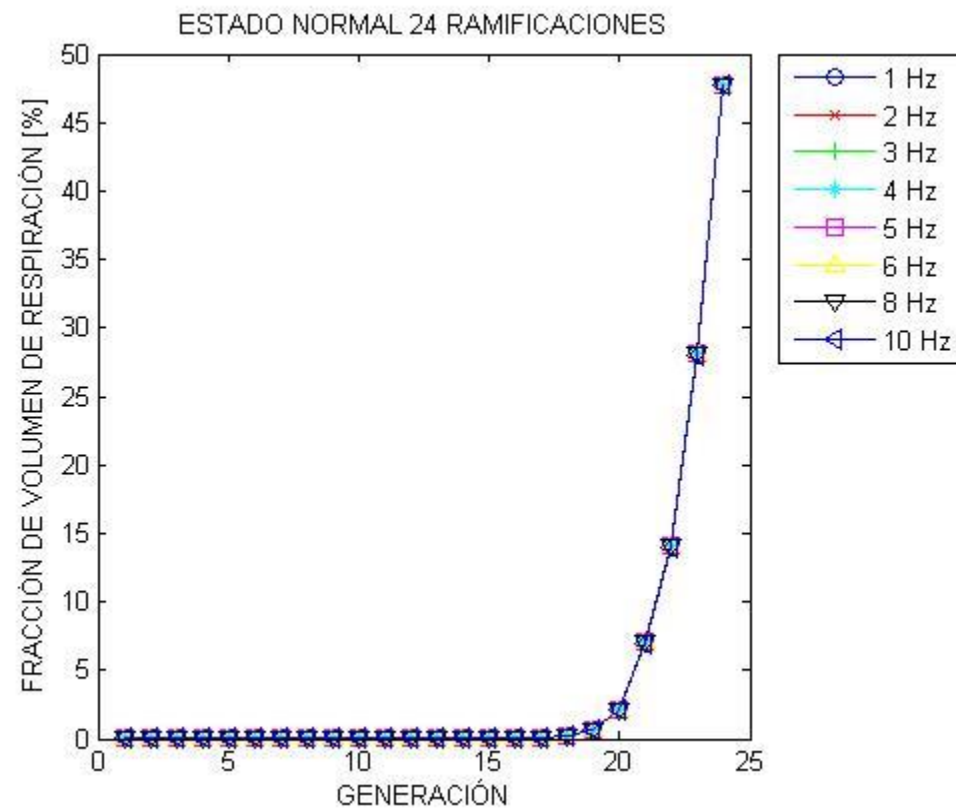


Figura 6 Volumen del sistema por cada frecuencia desde 1 Hz a 10 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

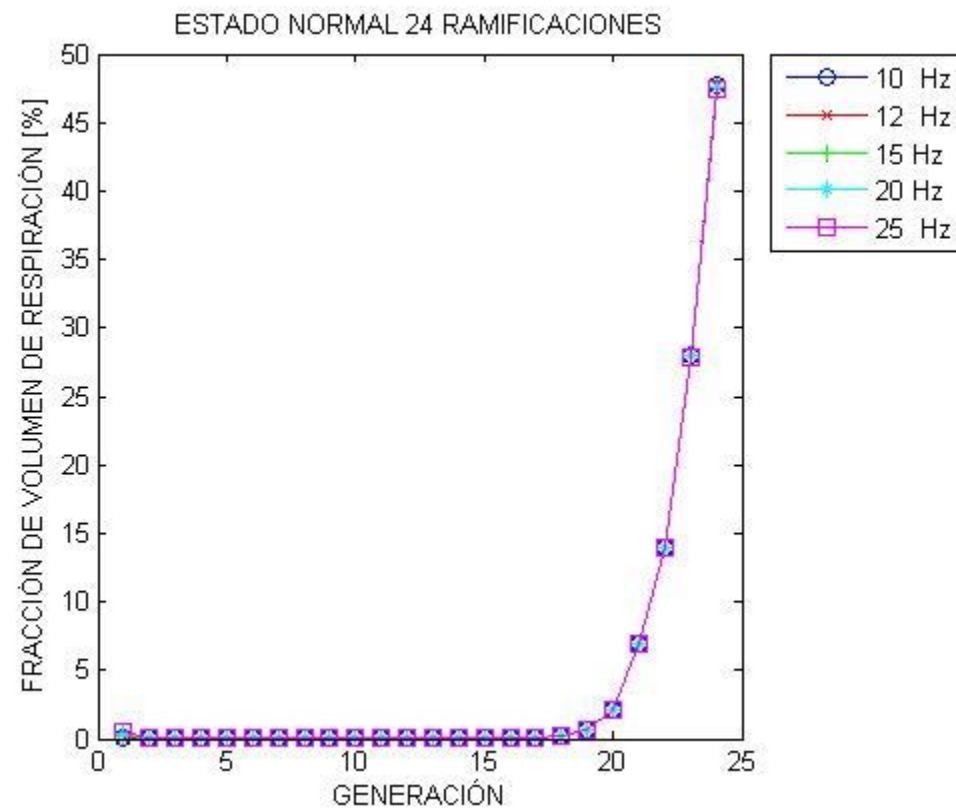


Figura 7 Volumen del sistema por cada frecuencia desde 10 Hz a 25 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

En la siguiente tabla se encuentran registrados los valores exactos de volumen calculados para cada una de las frecuencias a través de la programación desarrollada por el Ing. Martin Rozanek, Ph. D. que se encuentra registrado en el anexo B.

F [Hz]	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
0.20	0,01018581	0,00371693	0,0013741	0,00181783	0,00108048	0,00110143	0,00118585	0,00135133	0,00148839	0,00172173	0,00209024	0,0024917
0.25	0,01017297	0,00371493	0,00137376	0,00181767	0,00108051	0,0011015	0,00118592	0,0013514	0,00148844	0,00172177	0,00209027	0,00249171
0.30	0,01015731	0,00371249	0,00137334	0,00181748	0,00108055	0,00110158	0,00118601	0,00135148	0,00148851	0,00172182	0,0020903	0,00249173
0.50	0,01006676	0,0036984	0,00137091	0,00181639	0,00108078	0,00110204	0,00118652	0,00135197	0,00148889	0,00172209	0,00209048	0,00249182
0.75	0,00989285	0,00367139	0,00136627	0,00181432	0,00108125	0,00110295	0,00118752	0,00135291	0,00148963	0,00172261	0,00209082	0,00249201
1	0,00965629	0,00363469	0,00136001	0,00181156	0,00108193	0,00110423	0,00118893	0,00135424	0,00149067	0,00172335	0,00209131	0,00249227
2	0,00830175	0,00342158	0,00132458	0,0017971	0,0010874	0,0011133	0,00119866	0,00136336	0,0014978	0,00172841	0,00209462	0,00249406
3	0,00755181	0,00324023	0,00129652	0,00179051	0,0010996	0,00112958	0,00121526	0,00137864	0,00150969	0,00173682	0,00210012	0,002497
4	0,01002793	0,00339618	0,00132536	0,00181822	0,00112295	0,00115469	0,00123924	0,00140021	0,00152633	0,00174855	0,00210774	0,00250102
5	0,01611413	0,00418785	0,00146965	0,00191383	0,00116306	0,00119072	0,00127131	0,00142827	0,00154775	0,00176358	0,00211748	0,00250611
6	0,02473151	0,00565806	0,00176646	0,00210893	0,00122595	0,00124	0,00131229	0,00146307	0,00157402	0,00178196	0,00212936	0,0025123
8	0,0478429	0,01021056	0,00280785	0,00285924	0,00144045	0,00138726	0,00142437	0,001554	0,00164143	0,00182889	0,00215968	0,00252809
10	0,07805294	0,01648363	0,00434667	0,00407576	0,00179151	0,00161083	0,00158168	0,00167517	0,00172916	0,00188956	0,00219886	0,00254852
12	0,11512103	0,0242913	0,00630839	0,00569887	0,0022814	0,00191765	0,00178868	0,00182842	0,00183776	0,00196419	0,00224708	0,00257373
15	0,18342357	0,03875738	0,00998107	0,00880925	0,00325917	0,00253484	0,002197	0,00212133	0,0020408	0,00210276	0,00233675	0,00262087
20	0,33085274	0,07004793	0,01796498	0,01565468	0,00547652	0,00395986	0,00313858	0,00278205	0,00248868	0,00240604	0,0025338	0,00272564
25	0,51992671	0,11017308	0,02821873	0,02448402	0,00837448	0,00584579	0,00439386	0,00365731	0,00307439	0,00280088	0,00279228	0,00286555

Tabla 3 Volumen del sistema por cada frecuencia y desde la 1ª hasta la 12ª generación del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

F [Hz]	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24
0.20	0,00320307	0,00390504	0,00541819	0,00749568	0,01022139	0,21945571	0,70225835	2,10677516	7,02258406	14,0451683	28,0903367	47,7535725
0.25	0,00320307	0,00390504	0,00541819	0,00749568	0,01022139	0,21945572	0,70225841	2,10677542	7,02258505	14,0451704	28,090341	47,7535798
0.30	0,00320308	0,00390504	0,00541819	0,00749568	0,01022139	0,21945574	0,7022585	2,10677574	7,02258626	14,0451729	28,0903462	47,7535887
0.50	0,00320312	0,00390505	0,00541819	0,00749568	0,01022138	0,2194558	0,70225897	2,10677761	7,02259326	14,0451876	28,0903762	47,7536401
0.75	0,00320321	0,00390508	0,00541819	0,00749567	0,01022138	0,21945593	0,70225986	2,10678117	7,02260667	14,0452159	28,0904338	47,7537387
1	0,00320333	0,00390511	0,00541819	0,00749565	0,01022137	0,21945608	0,70226104	2,10678597	7,02262486	14,0452542	28,090512	47,7538727
2	0,00320414	0,00390533	0,00541815	0,00749554	0,0102213	0,21945644	0,70226694	2,1068122	7,02272714	14,0454722	28,0909588	47,7546391
3	0,00320544	0,00390563	0,005418	0,00749523	0,010221	0,21945324	0,70226459	2,10681936	7,02277575	14,0455919	28,0912161	47,755088
4	0,00320713	0,0039059	0,00541756	0,00749448	0,01022016	0,21943986	0,70223284	2,10674402	7,0225593	14,0451904	28,0904383	47,7537817
5	0,0032092	0,0039061	0,00541681	0,00749325	0,01021871	0,21941459	0,70216621	2,1065697	7,02202276	14,0441576	28,0884053	47,750346
6	0,00321167	0,00390627	0,00541578	0,0074916	0,01021674	0,21937954	0,70207141	2,10631656	7,02123342	14,0426283	28,0853862	47,7452386
8	0,00321793	0,00390663	0,00541303	0,0074872	0,01021146	0,21928459	0,70181177	2,10561719	7,01904067	14,0383683	28,0769669	47,7309897
10	0,00322603	0,00390708	0,00540944	0,00748145	0,01020453	0,21915927	0,70146749	2,10468652	7,01611642	14,0326809	28,0657217	47,7119549
12	0,00323607	0,00390767	0,00540503	0,00747438	0,01019599	0,21900478	0,70104243	2,10353608	7,01249891	14,0256428	28,0518034	47,688394
15	0,00325498	0,00390892	0,00539698	0,00746137	0,01018025	0,21871939	0,70025652	2,10140767	7,00580366	14,0126142	28,0260366	47,6447747
20	0,00329771	0,00391246	0,00537992	0,00743337	0,01014625	0,21810259	0,6985568	2,09680242	6,99131326	13,9844129	27,9702599	47,5503509
25	0,00335627	0,00391867	0,00535871	0,00739768	0,01010272	0,21731161	0,69637582	2,09089137	6,97271091	13,9482058	27,8986469	47,4291165

Tabla 4 Volumen del sistema por cada frecuencia y desde la 13ª hasta la 24ª generación del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

2. SIMPLIFICACIÓN DEL MODELO ELECTROACÚSTICO DEL PULMÓN

A continuación se mostraran las gráficas con los resultados obtenidos en las simplificaciones realizadas.

2.1. Simplificación del modelo electroacústico del pulmón partiendo desde la primera ramificación hacia la última ramificación.

- Con 23 Ramificaciones

Los resultados de impedancia obtenidos al realizar la simplificación del circuito a 23 ramificaciones fueron:

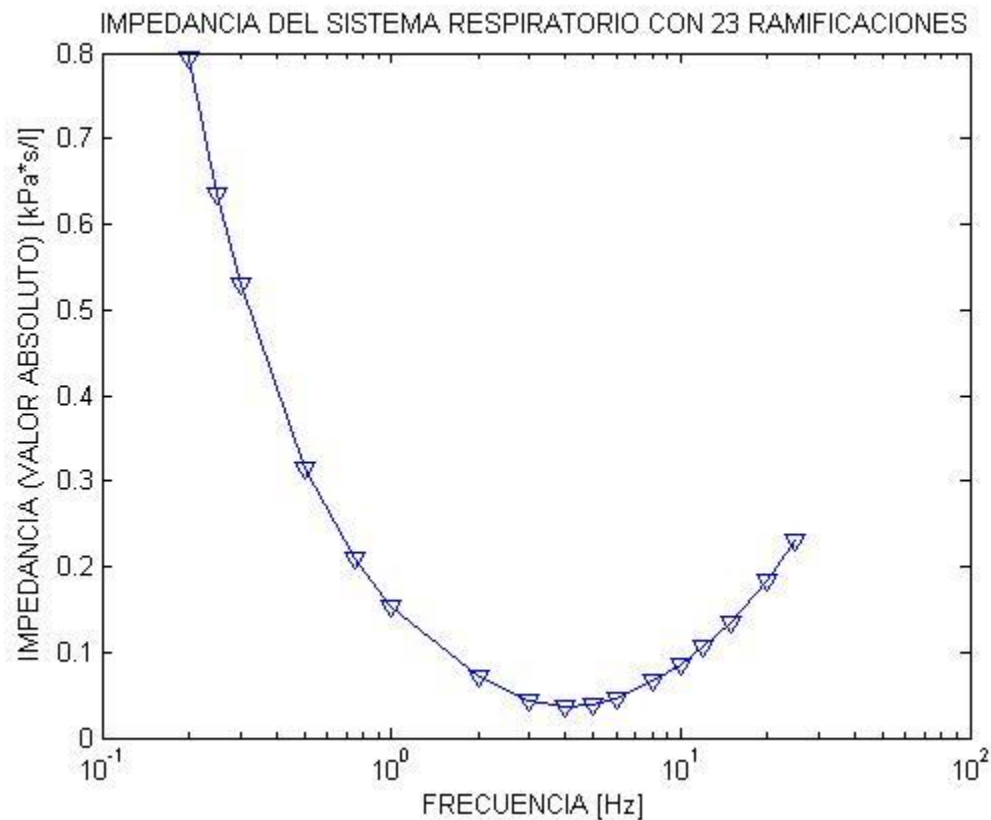


Figura 8 Impedancia total del sistema por cada frecuencia con 23 ramificaciones.

Frecuencia [Hz]	Impedancia Total
0.20	0,79432349
0.25	0,63498467
0.30	0,52867186
0.50	0,31553177
0.75	0,20821628
1	0,15398232
2	0,07067103
3	0,04379071
4	0,0360626
5	0,03897862
6	0,04662041
8	0,06571632
10	0,08561862
12	0,10540221
15	0,13471857
20	0,18292232
25	0,23069026

Tabla 5 Impedancia total del sistema por cada frecuencia con 23 ramificaciones.

Los resultados de presión obtenidos al realizar la simplificación del circuito a 23 ramificaciones fueron:

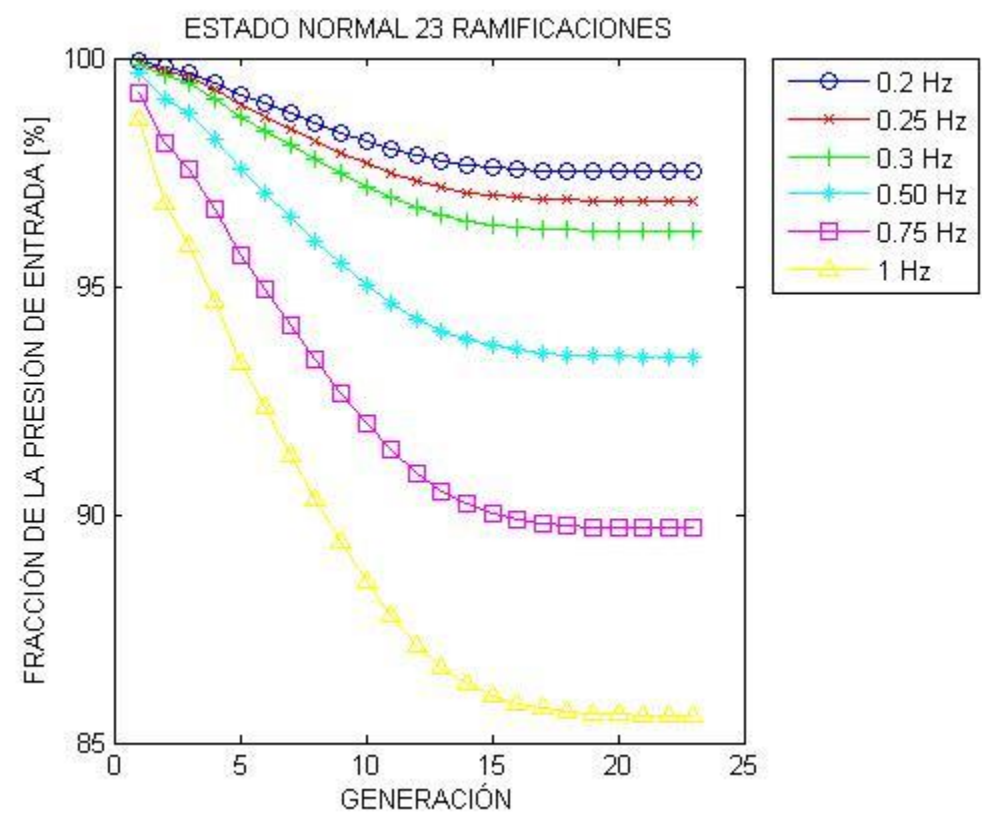


Figura 9 Presión del sistema por cada frecuencia desde 0.2 Hz a 1 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

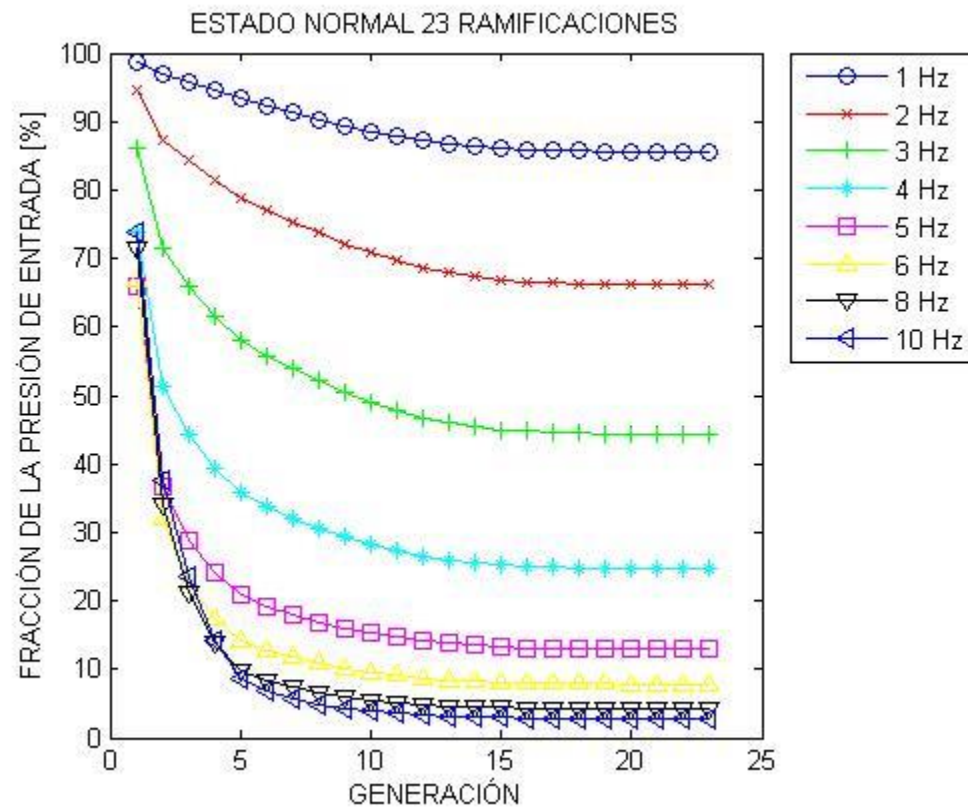


Figura 10 Presión del sistema por cada frecuencia desde 1 Hz a 10 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

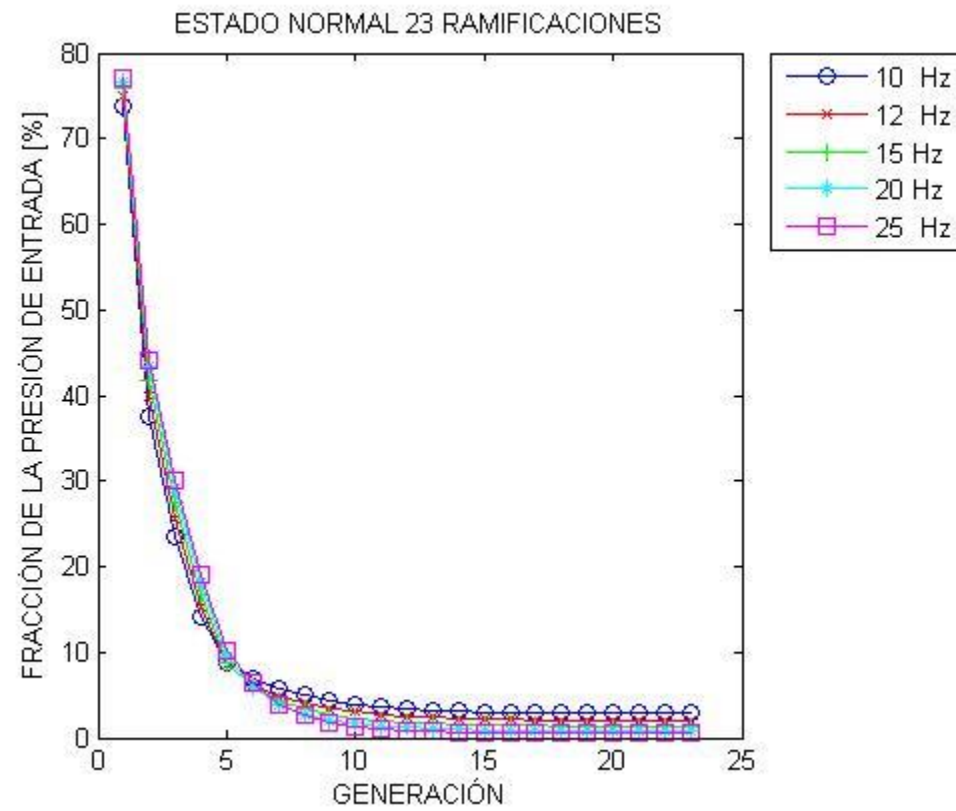


Figura 11 Presión del sistema por cada frecuencia desde 10 Hz a 25 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

F [Hz]	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23
0.20	99,89	99,69	99,26	98,75	98,36	97,95	97,54	97,16	96,79	96,48	96,21	96,00	95,85	95,74	95,67	95,62	95,59	95,58	95,57	95,56	95,56	95,56	95,56
0.25	99,86	99,59	99,06	98,43	97,95	97,43	96,92	96,44	95,99	95,61	95,28	95,02	94,82	94,69	94,60	94,54	94,51	94,49	94,47	94,47	94,47	94,46	94,46
0.30	99,82	99,50	98,86	98,09	97,52	96,90	96,30	95,73	95,19	94,73	94,34	94,03	93,80	93,64	93,54	93,47	93,43	93,40	93,39	93,38	93,38	93,38	93,37
0.50	99,64	99,02	97,93	96,66	95,72	94,70	93,73	92,80	91,94	91,20	90,58	90,08	89,72	89,46	89,30	89,19	89,12	89,08	89,06	89,04	89,04	89,04	89,04
0.75	99,30	98,18	96,49	94,59	93,19	91,72	90,30	88,97	87,74	86,68	85,79	85,09	84,57	84,22	83,98	83,83	83,74	83,68	83,64	83,63	83,62	83,62	83,62
1	98,83	97,05	94,70	92,16	90,33	88,43	86,62	84,92	83,36	82,02	80,90	80,02	79,38	78,93	78,64	78,45	78,33	78,25	78,21	78,19	78,18	78,18	78,18
2	95,55	89,56	84,02	78,87	75,61	72,41	69,47	66,80	64,37	62,33	60,65	59,34	58,39	57,73	57,31	57,03	56,86	56,75	56,69	56,66	56,65	56,64	56,64
3	90,18	78,24	69,21	61,89	57,81	54,10	50,83	47,93	45,36	43,23	41,50	40,16	39,21	38,55	38,12	37,85	37,68	37,57	37,51	37,48	37,47	37,46	37,46
4	84,49	66,68	54,77	46,12	41,81	38,17	35,11	32,48	30,19	28,33	26,83	25,69	24,88	24,33	23,97	23,74	23,59	23,51	23,46	23,43	23,42	23,42	23,41
5	81,17	59,05	44,93	35,39	31,03	27,60	24,85	22,55	20,60	19,03	17,79	16,85	16,19	15,74	15,45	15,26	15,15	15,08	15,04	15,02	15,01	15,01	15,01
6	80,20	55,63	39,70	29,22	24,74	21,42	18,87	16,81	15,09	13,73	12,67	11,87	11,31	10,94	10,70	10,54	10,45	10,39	10,36	10,34	10,33	10,33	10,33
8	80,46	54,35	36,11	23,71	18,75	15,36	12,97	11,13	9,66	8,54	7,67	7,04	6,60	6,32	6,13	6,01	5,94	5,90	5,87	5,86	5,86	5,85	5,85
10	80,99	54,78	35,57	21,72	16,22	12,63	10,22	8,48	7,13	6,12	5,36	4,82	4,45	4,21	4,05	3,96	3,90	3,86	3,84	3,83	3,83	3,83	3,82
12	81,36	55,29	35,71	20,95	14,99	11,18	8,71	6,99	5,70	4,76	4,07	3,58	3,26	3,05	2,91	2,83	2,78	2,75	2,73	2,72	2,72	2,72	2,72
15	81,69	55,83	36,07	20,58	14,15	10,04	7,44	5,71	4,47	3,59	2,96	2,53	2,25	2,07	1,95	1,89	1,84	1,82	1,80	1,80	1,79	1,79	1,79
20	81,97	56,33	36,51	20,51	13,67	9,22	6,44	4,66	3,44	2,61	2,03	1,65	1,41	1,26	1,17	1,12	1,08	1,06	1,05	1,05	1,05	1,04	1,04
25	82,11	56,59	36,76	20,56	13,52	8,88	5,98	4,14	2,91	2,11	1,56	1,21	1,00	0,87	0,79	0,74	0,72	0,70	0,69	0,69	0,68	0,68	0,68

Tabla 6 Presión del sistema por cada frecuencia y en cada una de las generación con 23 ramificaciones.

Los resultados de volumen obtenidos al realizar la simplificación del circuito a 23 ramificaciones fueron:

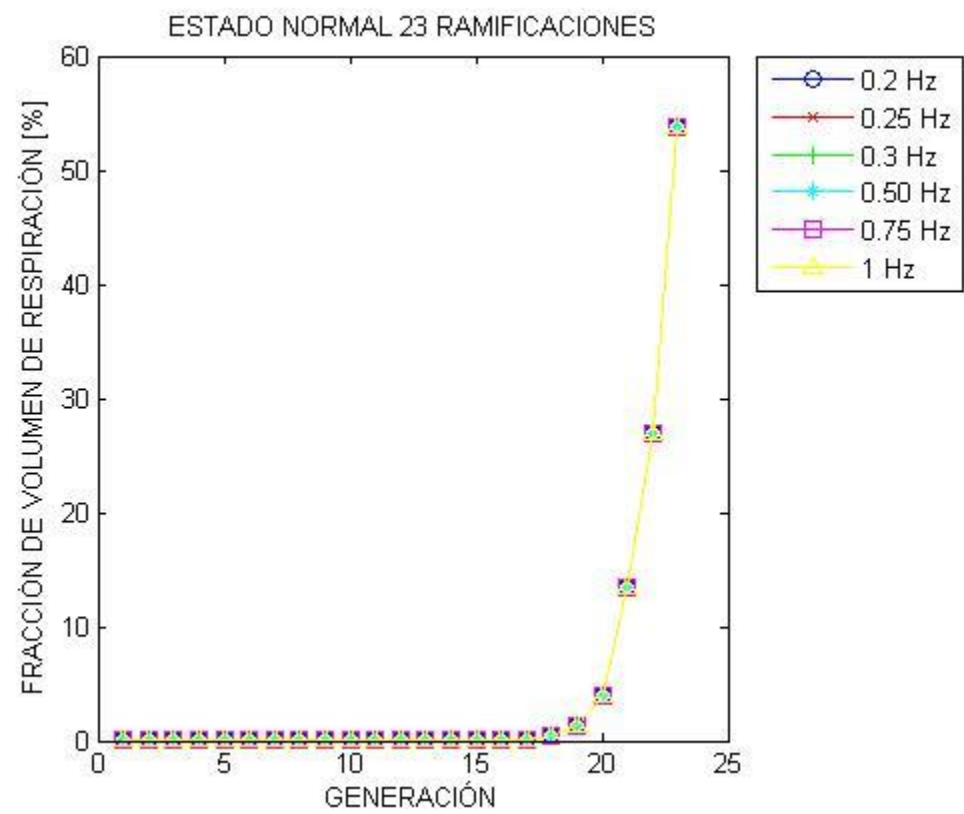


Figura 12 Volumen del sistema por cada frecuencia desde 0.2 Hz a 1 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

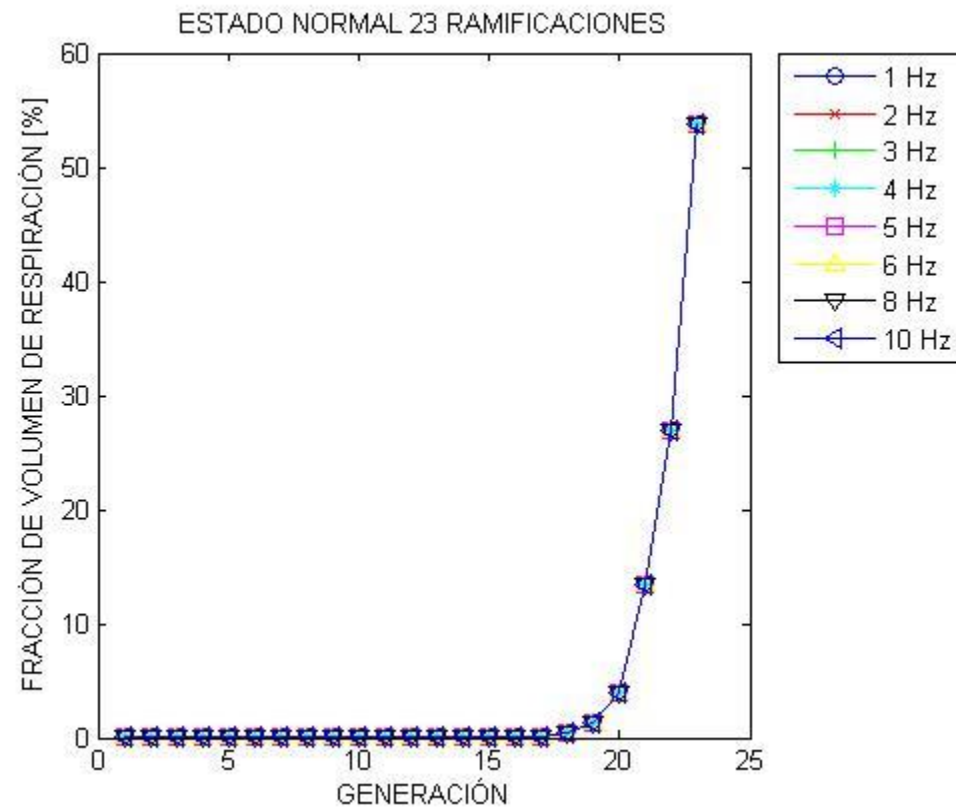


Figura 13 Volumen del sistema por cada frecuencia desde 1 Hz a 10 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

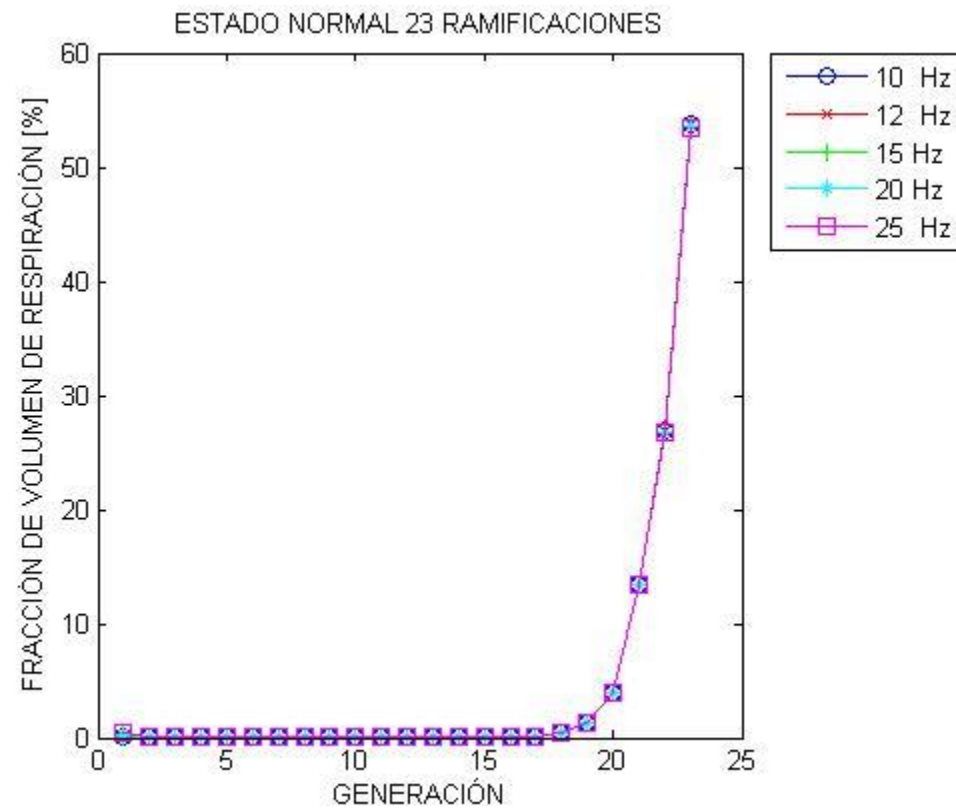


Figura 14 Volumen del sistema por cada frecuencia desde 10 Hz a 25 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

F [Hz]	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
0.20	0,00371731	0,00137424	0,00181801	0,00108059	0,00110155	0,00118597	0,00135147	0,00148854	0,00172191	0,00209046	0,00249195	0,00320339
0.25	0,00371531	0,0013739	0,00181785	0,00108062	0,00110161	0,00118604	0,00135154	0,0014886	0,00172195	0,00209048	0,00249196	0,0032034
0.30	0,00371287	0,00137348	0,00181766	0,00108066	0,00110169	0,00118613	0,00135162	0,00148866	0,00172199	0,00209051	0,00249198	0,00320341
0.50	0,00369878	0,00137105	0,00181657	0,00108089	0,00110215	0,00118664	0,0013521	0,00148904	0,00172226	0,00209069	0,00249207	0,00320345
0.75	0,00367175	0,00136641	0,0018145	0,00108135	0,00110306	0,00118764	0,00135305	0,00148978	0,00172278	0,00209103	0,00249226	0,00320353
1	0,00363504	0,00136014	0,00181174	0,00108203	0,00110433	0,00118904	0,00135437	0,00149082	0,00172352	0,00209151	0,00249251	0,00320364
2	0,00342187	0,00132469	0,00179725	0,00108749	0,00111339	0,00119876	0,00136347	0,00149793	0,00172856	0,0020948	0,00249427	0,00320441
3	0,00324048	0,00129662	0,00179065	0,00109969	0,00112967	0,00121535	0,00137874	0,00150981	0,00173695	0,00210028	0,00249719	0,00320568
4	0,00339652	0,00132549	0,0018184	0,00112307	0,00115481	0,00123937	0,00140035	0,00152648	0,00174872	0,00210795	0,00250127	0,00320745
5	0,00418853	0,00146989	0,00191414	0,00116325	0,00119091	0,00127152	0,0014285	0,00154799	0,00176387	0,00211782	0,00250651	0,00320971
6	0,00565946	0,0017669	0,00210946	0,00122625	0,00124031	0,00131262	0,00146343	0,00157441	0,0017824	0,00212989	0,00251292	0,00321246
8	0,01021545	0,0028092	0,00286061	0,00144114	0,00138793	0,00142505	0,00155475	0,00164222	0,00182977	0,00216071	0,0025293	0,00321947
10	0,01649651	0,00435007	0,00407895	0,00179291	0,00161209	0,00158291	0,00167647	0,00173051	0,00189104	0,00220058	0,00255051	0,00322855
12	0,0243193	0,00631566	0,00570544	0,00228403	0,00191986	0,00179074	0,00183053	0,00183987	0,00196646	0,00224967	0,0025767	0,0032398
15	0,0388286	0,00999941	0,00882543	0,00326516	0,0025395	0,00220104	0,00212523	0,00204455	0,00210662	0,00234104	0,00262568	0,00326096
20	0,07028045	0,01802462	0,01570664	0,0054947	0,003973	0,003149	0,00279129	0,00249694	0,00241402	0,00254221	0,00273469	0,00330865
25	0,1107489	0,02836621	0,02461199	0,00841825	0,00587634	0,00441682	0,00367643	0,00309046	0,00281552	0,00280687	0,00288052	0,00337381

Tabla 7 Volumen del sistema por cada frecuencia y desde la 1ª hasta la 12ª generación del modelo con 23 ramificaciones.

F [Hz]	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23
0.20	0,00390544	0,00541875	0,00749645	0,01022243	0,21947807	0,70232989	2,10698977	7,02329944	14,0465991	28,0931982	47,7584371
0.25	0,00390544	0,00541875	0,00749644	0,01022243	0,21947805	0,70232986	2,10698977	7,02329953	14,0465993	28,0931989	47,7584383
0.30	0,00390544	0,00541874	0,00749644	0,01022242	0,21947803	0,70232983	2,10698976	7,02329964	14,0465997	28,0931997	47,7584397
0.50	0,00390545	0,00541874	0,00749643	0,01022241	0,2194779	0,70232967	2,10698971	7,02330028	14,0466017	28,0932043	47,7584478
0.75	0,00390546	0,00541873	0,00749641	0,01022239	0,21947764	0,70232934	2,10698961	7,02330148	14,0466055	28,093213	47,7584634
1	0,00390549	0,00541871	0,00749638	0,01022236	0,21947728	0,70232886	2,10698943	7,02330305	14,0466106	28,0932248	47,7584844
2	0,00390566	0,0054186	0,00749617	0,01022215	0,21947466	0,70232525	2,10698712	7,02331019	14,0466383	28,0932911	47,7586039
3	0,00390593	0,00541841	0,00749579	0,01022177	0,21946981	0,70231763	2,10697847	7,02330614	14,0466526	28,0933377	47,7586946
4	0,00390629	0,00541811	0,00749523	0,01022118	0,21946187	0,70230327	2,10695531	7,02326358	14,0465989	28,0932555	47,7585709
5	0,00390673	0,00541768	0,00749445	0,01022035	0,21944996	0,70227937	2,10690921	7,02315448	14,0464211	28,0929322	47,7580418
6	0,00390724	0,00541712	0,00749345	0,01021927	0,21943381	0,70224509	2,10683762	7,02297031	14,0461021	28,0923338	47,7570497
8	0,0039085	0,00541562	0,00749079	0,01021635	0,21938956	0,7021477	2,10662506	7,02240039	14,0450878	28,0904061	47,7538365
10	0,00391013	0,00541366	0,0074873	0,0102125	0,21933046	0,70201544	2,10633058	7,02159698	14,0436424	28,0876449	47,7492246
12	0,00391217	0,00541126	0,007483	0,01020774	0,21925719	0,7018504	2,10596049	7,02058108	14,0418079	28,0841341	47,7433566
15	0,00391611	0,0054069	0,00747508	0,01019895	0,21912131	0,70154331	2,10526923	7,01867757	14,0383638	28,0775375	47,732327
20	0,00392545	0,00539778	0,00745804	0,01017993	0,21882659	0,70087567	2,10376278	7,01452099	14,0308343	28,0631075	47,7081948
25	0,00393916	0,00538672	0,00743635	0,01015552	0,21844738	0,70001539	2,10181929	7,00915337	14,0211053	28,0444575	47,6770019

Tabla 8 Volumen del sistema por cada frecuencia y desde la 13ª hasta la 23ª generación con 23 ramificaciones.

- Con 22 Ramificaciones

Los resultados de impedancia obtenidos al realizar la simplificación del circuito a 22 ramificaciones fueron:

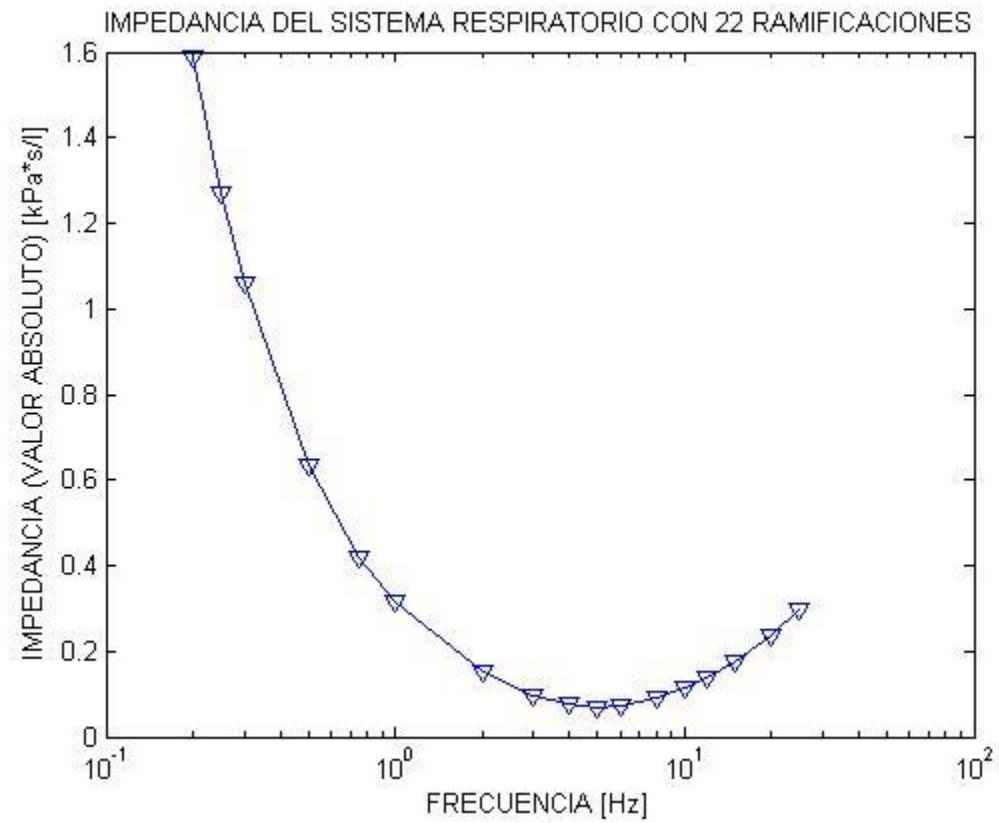


Figura 15 Impedancia total del sistema por cada frecuencia con 22 ramificaciones.

Frecuencia [Hz]	Impedancia Total
0.20	1,58988531
0.25	1,27148961
0.30	1,05914918
0.50	0,63401598
0.75	0,42079771
1	0,31369064
2	0,15139353
3	0,09794198
4	0,07547691
5	0,06882545
6	0,07148716
8	0,08933315
10	0,11261957
12	0,13717999
15	0,17444513
20	0,23638873
25	0,29795952

Tabla 9 Impedancia total del sistema por cada frecuencia con 22 ramificaciones.

Los resultados de presión obtenidos al realizar la simplificación del circuito a 22 ramificaciones fueron:

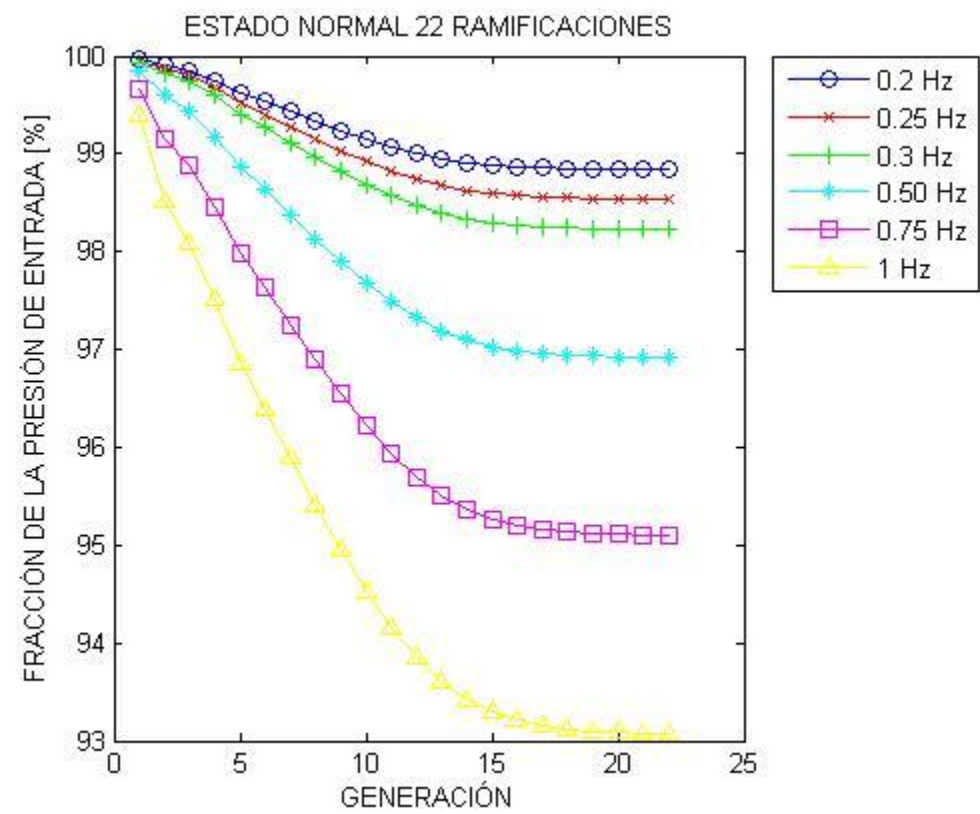


Figura 16 Presión del sistema por cada frecuencia desde 0.2 Hz a 1 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

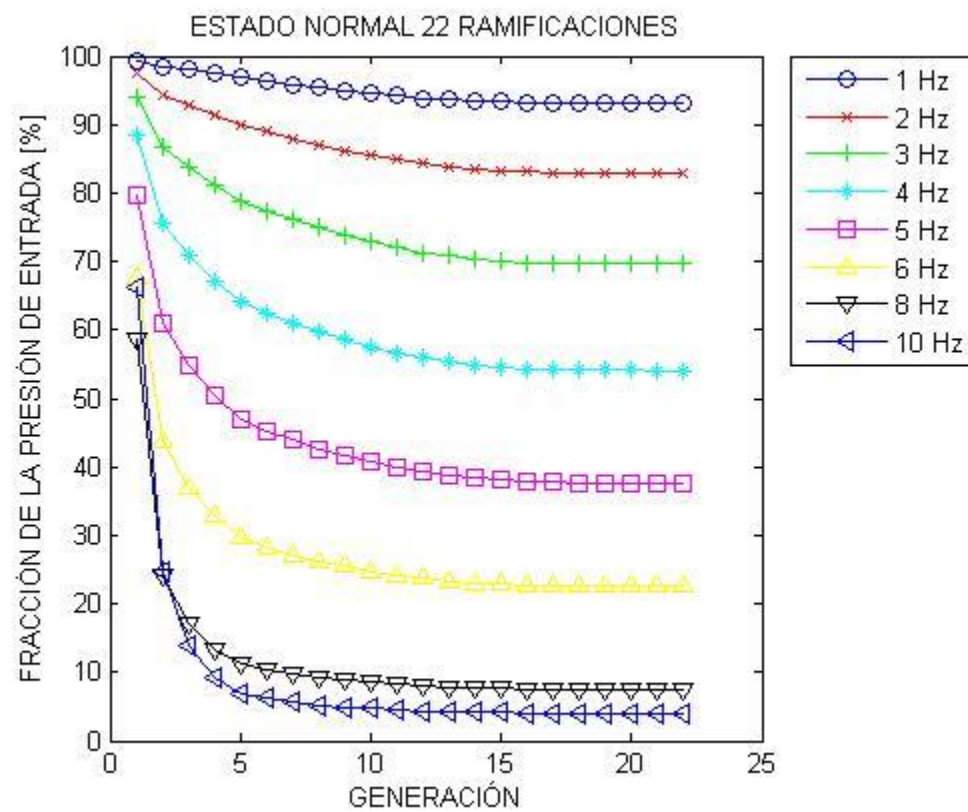


Figura 17 Presión del sistema por cada frecuencia desde 1 Hz a 10 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

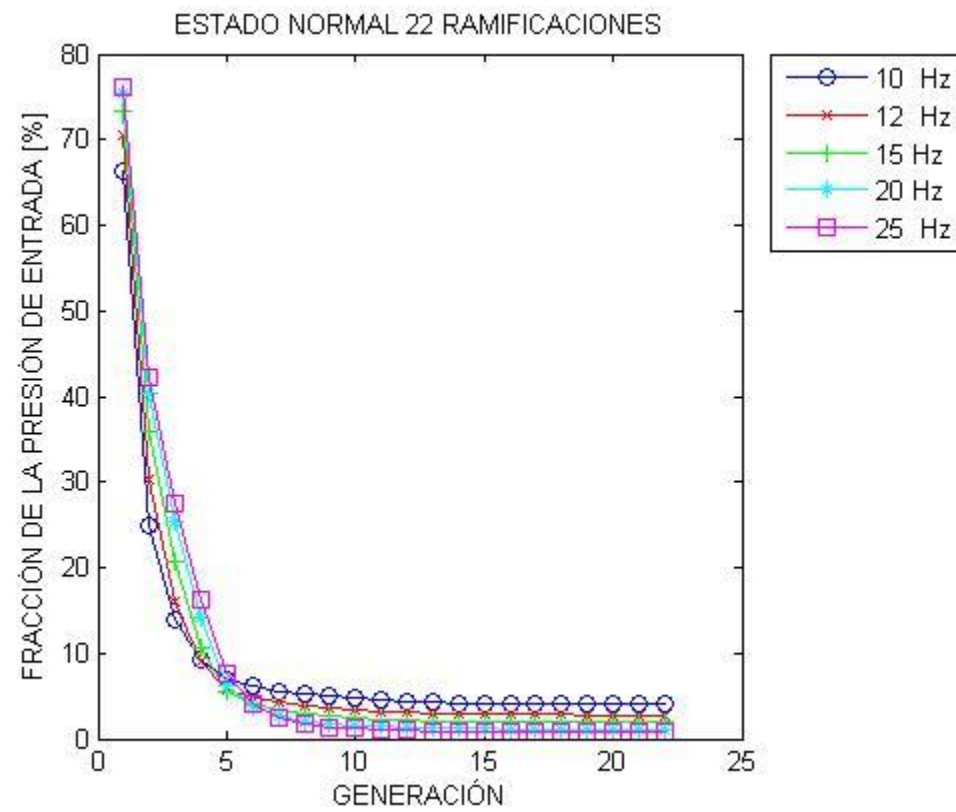


Figura 18 Presión del sistema por cada frecuencia desde 10 Hz a 25 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

F [Hz]	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22
0.20	99,90	99,48	98,97	98,58	98,16	97,76	97,37	97,01	96,69	96,43	96,21	96,06	95,95	95,88	95,83	95,80	95,79	95,78	95,77	95,77	95,77	95,77
0.25	99,88	99,34	98,71	98,22	97,70	97,20	96,72	96,27	95,88	95,55	95,29	95,09	94,96	94,87	94,81	94,78	94,76	94,74	94,74	94,73	94,73	94,73
0.30	99,85	99,21	98,45	97,87	97,25	96,64	96,07	95,53	95,07	94,68	94,37	94,14	93,98	93,87	93,80	93,76	93,74	93,72	93,71	93,71	93,71	93,71
0.50	99,74	98,64	97,37	96,41	95,39	94,41	93,48	92,61	91,87	91,24	90,74	90,37	90,12	89,95	89,84	89,77	89,73	89,71	89,70	89,69	89,69	89,69
0.75	99,56	97,85	95,93	94,51	93,01	91,58	90,23	88,98	87,91	87,01	86,29	85,77	85,41	85,17	85,02	84,92	84,86	84,83	84,81	84,80	84,80	84,80
1	99,35	96,95	94,34	92,47	90,52	88,67	86,94	85,33	83,96	82,82	81,92	81,26	80,80	80,50	80,31	80,18	80,11	80,07	80,05	80,04	80,03	80,03
2	97,94	91,88	86,25	82,69	79,19	75,98	73,05	70,40	68,17	66,33	64,89	63,85	63,14	62,67	62,37	62,18	62,06	62,00	61,97	61,95	61,95	61,94
3	95,66	84,62	75,67	70,69	66,14	62,15	58,60	55,46	52,86	50,74	49,11	47,94	47,14	46,61	46,28	46,07	45,94	45,87	45,83	45,81	45,81	45,80
4	92,86	76,27	64,23	58,23	53,16	48,90	45,24	42,05	39,45	37,37	35,78	34,65	33,88	33,38	33,06	32,86	32,74	32,67	32,63	32,62	32,61	32,61
5	90,32	68,72	54,12	47,46	42,21	38,01	34,49	31,51	29,11	27,21	25,77	24,76	24,07	23,63	23,35	23,17	23,06	23,00	22,97	22,96	22,95	22,95
6	88,69	63,29	46,59	39,45	34,15	30,09	26,80	24,06	21,89	20,19	18,92	18,03	17,44	17,06	16,81	16,66	16,57	16,51	16,49	16,48	16,47	16,47
8	87,59	58,20	38,22	30,21	24,76	20,90	17,94	15,58	13,76	12,37	11,35	10,64	10,18	9,88	9,69	9,58	9,50	9,47	9,45	9,44	9,43	9,43
10	87,53	56,84	34,71	25,91	20,18	16,34	13,54	11,39	9,77	8,57	7,70	7,11	6,72	6,48	6,32	6,23	6,17	6,14	6,12	6,12	6,11	6,11
12	87,64	56,60	33,21	23,77	17,72	13,80	11,07	9,03	7,54	6,45	5,68	5,16	4,83	4,62	4,49	4,41	4,36	4,33	4,32	4,31	4,31	4,31
15	87,80	56,72	32,36	22,25	15,78	11,70	8,98	7,03	5,65	4,66	3,98	3,53	3,25	3,07	2,96	2,90	2,86	2,84	2,82	2,82	2,82	2,82
20	87,96	57,01	32,02	21,34	14,39	10,06	7,27	5,36	4,07	3,18	2,58	2,20	1,97	1,83	1,74	1,69	1,66	1,64	1,64	1,63	1,63	1,63
25	88,05	57,20	31,98	21,04	13,82	9,30	6,44	4,53	3,28	2,43	1,88	1,55	1,35	1,23	1,16	1,11	1,09	1,07	1,07	1,06	1,06	1,06

Tabla 10 Presión del sistema por cada frecuencia y en cada una de las generación con 22 ramificaciones.

Los resultados de volumen obtenidos al realizar la simplificación del circuito a 22 ramificaciones fueron:

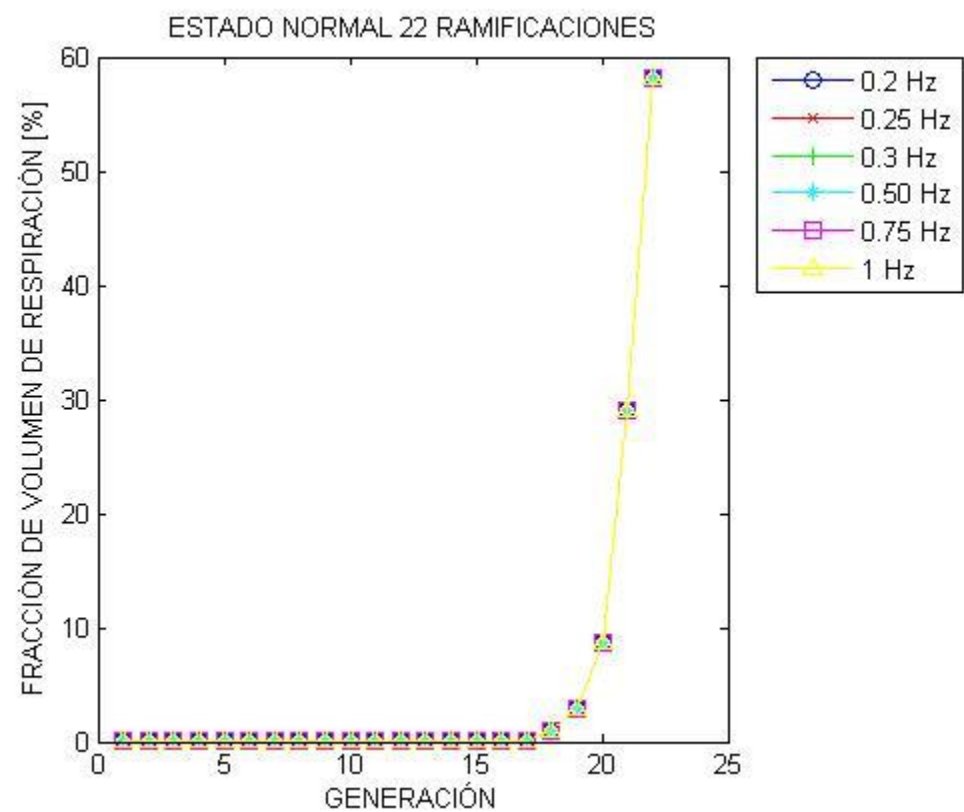


Figura 19 Volumen del sistema por cada frecuencia desde 0.2 Hz a 1 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

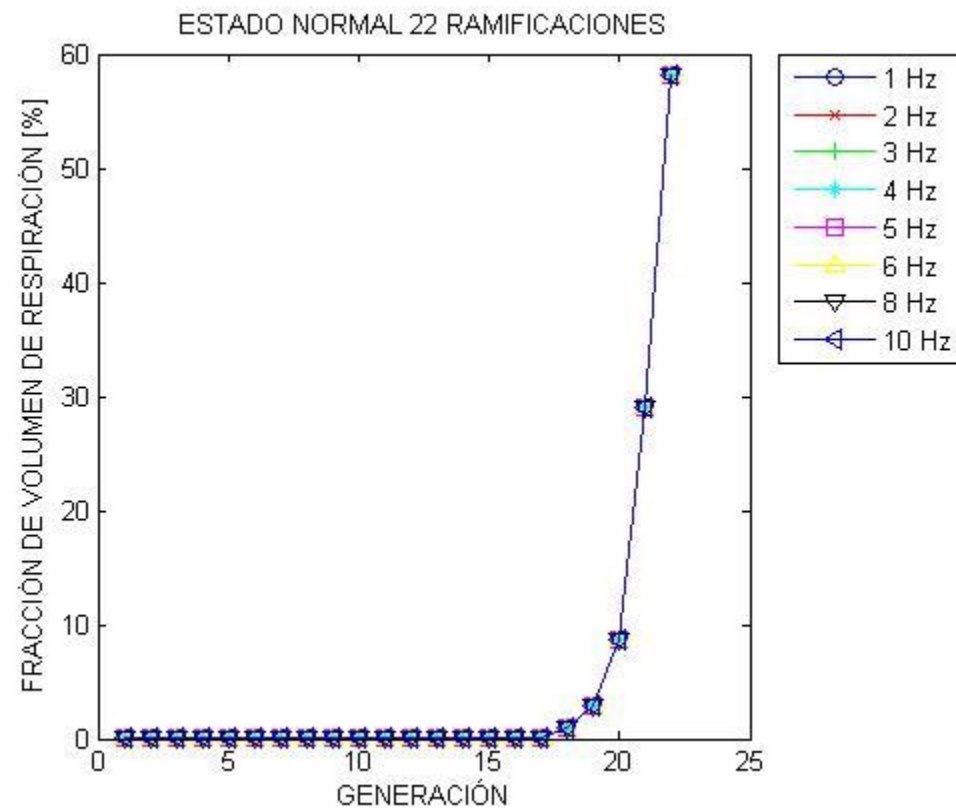


Figura 20 Volumen del sistema por cada frecuencia desde 1 Hz a 10 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

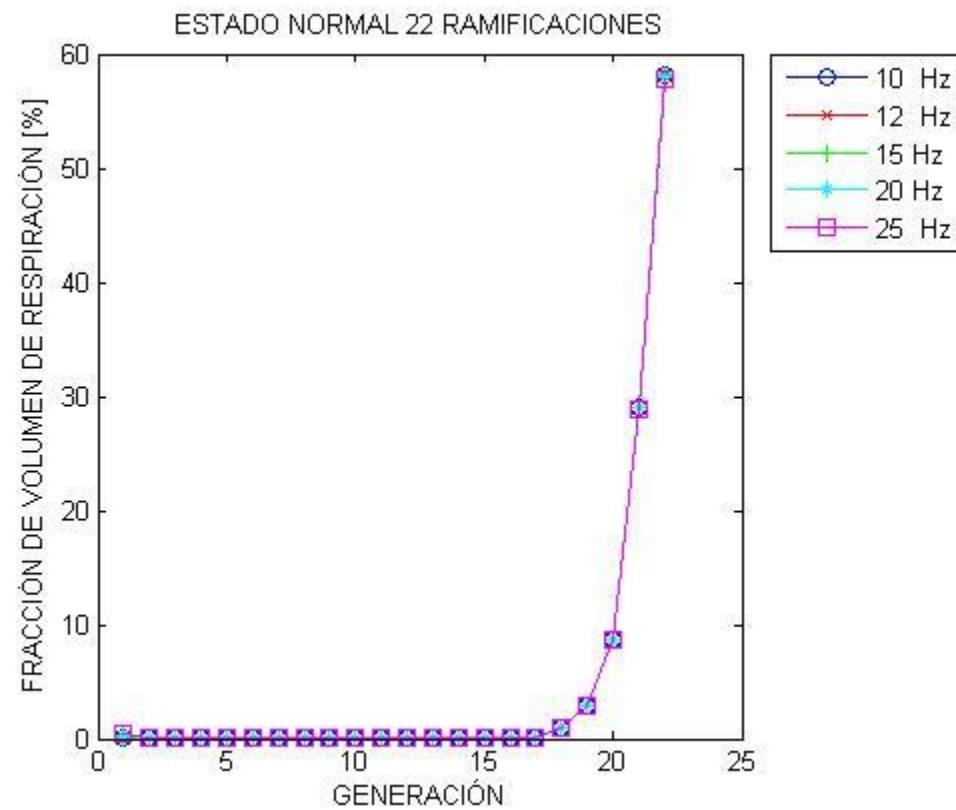


Figura 21 Volumen del sistema por cada frecuencia desde 10 Hz a 25 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

F [Hz]	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
0.20	0,00137429	0,00181808	0,00108063	0,00110159	0,00118601	0,00135152	0,0014886	0,00172197	0,00209054	0,00249204	0,00320351
0.25	0,00137395	0,00181792	0,00108066	0,00110165	0,00118608	0,00135159	0,00148865	0,00172201	0,00209056	0,00249206	0,00320352
0.30	0,00137353	0,00181773	0,0010807	0,00110173	0,00118617	0,00135167	0,00148872	0,00172206	0,00209059	0,00249207	0,00320352
0.50	0,0013711	0,00181664	0,00108093	0,00110219	0,00118668	0,00135215	0,00148909	0,00172232	0,00209077	0,00249217	0,00320357
0.75	0,00136646	0,00181457	0,00108139	0,0011031	0,00118768	0,0013531	0,00148983	0,00172285	0,00209111	0,00249235	0,00320364
1	0,00136019	0,0018118	0,00108207	0,00110437	0,00118908	0,00135442	0,00149087	0,00172358	0,00209159	0,0024926	0,00320376
2	0,00132473	0,00179731	0,00108752	0,00111343	0,0011988	0,00136352	0,00149798	0,00172861	0,00209487	0,00249435	0,00320452
3	0,00129666	0,0017907	0,00109972	0,0011297	0,00121539	0,00137879	0,00150986	0,00173701	0,00210035	0,00249727	0,00320579
4	0,00132553	0,00181846	0,0011231	0,00115485	0,00123941	0,0014004	0,00152653	0,00174878	0,00210802	0,00250136	0,00320756
5	0,00146995	0,00191422	0,00116329	0,00119096	0,00127157	0,00142856	0,00154806	0,00176394	0,00211791	0,00250662	0,00320985
6	0,001767	0,00210958	0,00122632	0,00124038	0,00131269	0,00146352	0,0015745	0,00178251	0,00213001	0,00251307	0,00321265
8	0,00280949	0,0028609	0,00144128	0,00138807	0,0014252	0,00155491	0,00164239	0,00182996	0,00216093	0,00252955	0,0032198
10	0,00435078	0,00407962	0,0017932	0,00161235	0,00158317	0,00167675	0,0017308	0,00189135	0,00220094	0,00255093	0,00322908
12	0,0063172	0,00570683	0,00228459	0,00192033	0,00179117	0,00183098	0,00184032	0,00196693	0,00225022	0,00257733	0,00324059
15	0,01000329	0,00882886	0,00326643	0,00254048	0,00220189	0,00212606	0,00204535	0,00210744	0,00234195	0,0026267	0,00326223
20	0,0180373	0,01571769	0,00549857	0,0039758	0,00315122	0,00279325	0,0024987	0,00241572	0,002544	0,00273661	0,00331098
25	0,02839766	0,02463928	0,00842758	0,00588286	0,00442172	0,0036805	0,00309388	0,00281864	0,00280998	0,00288372	0,00337755

Tabla 11 Volumen del sistema por cada frecuencia y desde la 1ª hasta la 11ª generación del modelo con 22 ramificaciones.

F [Hz]	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22
0.20	0,00390558	0,00541895	0,00749672	0,01022281	0,21948623	0,70235599	2,1070681	7,02356052	14,0471212	28,0942426	47,7602125
0.25	0,00390558	0,00541895	0,00749672	0,01022281	0,21948621	0,70235596	2,10706805	7,02356047	14,0471212	28,0942427	47,7602127
0.30	0,00390558	0,00541895	0,00749672	0,0102228	0,21948618	0,70235591	2,10706799	7,02356041	14,0471212	28,0942428	47,7602129
0.50	0,00390559	0,00541894	0,00749671	0,01022279	0,21948602	0,70235565	2,10706765	7,02356006	14,0471212	28,0942434	47,7602143
0.75	0,00390561	0,00541893	0,00749668	0,01022277	0,2194857	0,70235512	2,10706697	7,02355937	14,0471213	28,0942445	47,760217
1	0,00390563	0,00541891	0,00749665	0,01022273	0,21948525	0,70235439	2,10706602	7,02355836	14,0471212	28,094246	47,7602205
2	0,00390579	0,00541879	0,00749642	0,0102225	0,21948217	0,70234928	2,10705922	7,02355053	14,047119	28,0942524	47,7602382
3	0,00390606	0,00541858	0,00749604	0,0102221	0,21947693	0,70234039	2,10704675	7,02353373	14,0471078	28,0942481	47,7602423
4	0,00390642	0,00541829	0,00749549	0,01022153	0,21946932	0,70232713	2,10702687	7,02350214	14,047076	28,0942097	47,760193
5	0,00390689	0,00541791	0,00749477	0,01022078	0,21945915	0,70230879	2,10699746	7,02344866	14,0470095	28,0941089	47,7600423
6	0,00390746	0,00541742	0,00749387	0,01021984	0,21944623	0,70228483	2,10695686	7,02336779	14,0468971	28,0939238	47,7597526
8	0,0039089	0,00541618	0,00749155	0,01021739	0,21941197	0,70221944	2,10684028	7,02311784	14,0465228	28,093276	47,7587153
10	0,00391077	0,00541455	0,00748853	0,01021418	0,21936665	0,70213126	2,1066781	7,02275549	14,0459595	28,0922791	47,7571028
12	0,00391312	0,00541258	0,00748482	0,01021023	0,21931052	0,70202113	2,10647276	7,02228885	14,0452236	28,0909657	47,7549703
15	0,00391763	0,005409	0,00747798	0,01020291	0,21920642	0,70181582	2,106087	7,02140389	14,0438168	28,0884438	47,750868
20	0,00392821	0,00540158	0,00746329	0,01018709	0,21898049	0,70136859	2,10524235	7,0194543	14,0407021	28,0828442	47,7417479
25	0,00394352	0,00539269	0,00744459	0,01016678	0,21868957	0,7007915	2,10414961	7,01692453	14,0366507	28,0755508	47,7298622

Tabla 12 Volumen del sistema por cada frecuencia y desde la 12ª hasta la 22ª generación con 22 ramificaciones.

- Con 21 Ramificaciones

Los resultados de impedancia obtenidos al realizar la simplificación del circuito a 21 ramificaciones fueron:

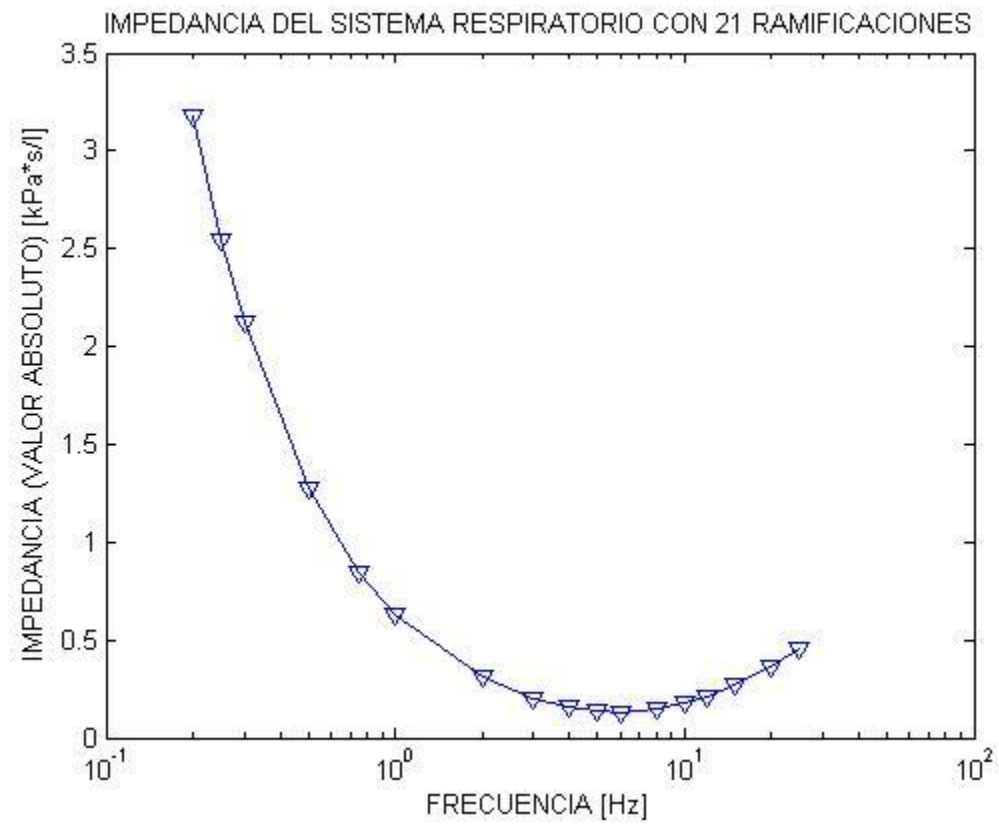


Figura 22 Impedancia total del sistema por cada frecuencia con 21 ramificaciones.

Frecuencia [Hz]	Impedancia Total
0.20	3,18070054
0.25	2,54412114
0.30	2,11965467
0.50	1,27024992
0.75	0,84487384
1	0,63168108
2	0,3104104
3	0,2045132
4	0,15664116
5	0,13603112
6	0,1315995
8	0,14824436
10	0,17892753
12	0,21408429
15	0,26932527
20	0,36282484
25	0,45640695

Tabla 13 Impedancia total del sistema por cada frecuencia con 21 ramificaciones.

Los resultados de presión obtenidos al realizar la simplificación del circuito a 21 ramificaciones fueron:

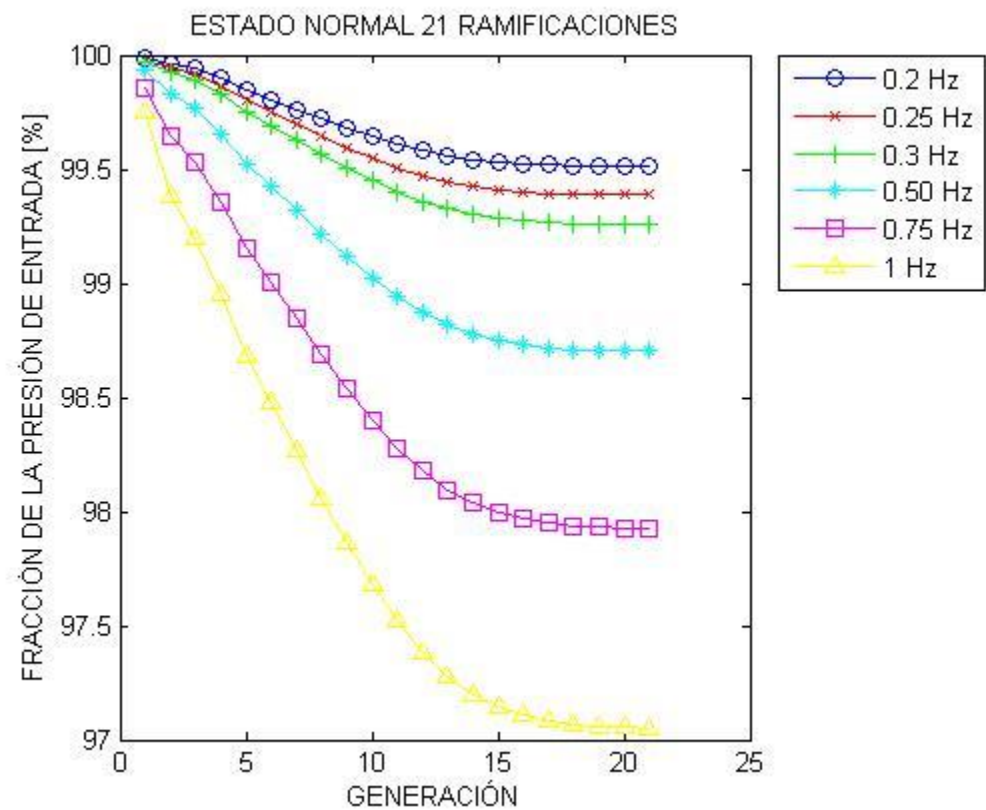


Figura 23 Presión del sistema por cada frecuencia desde 0.2 Hz a 1 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

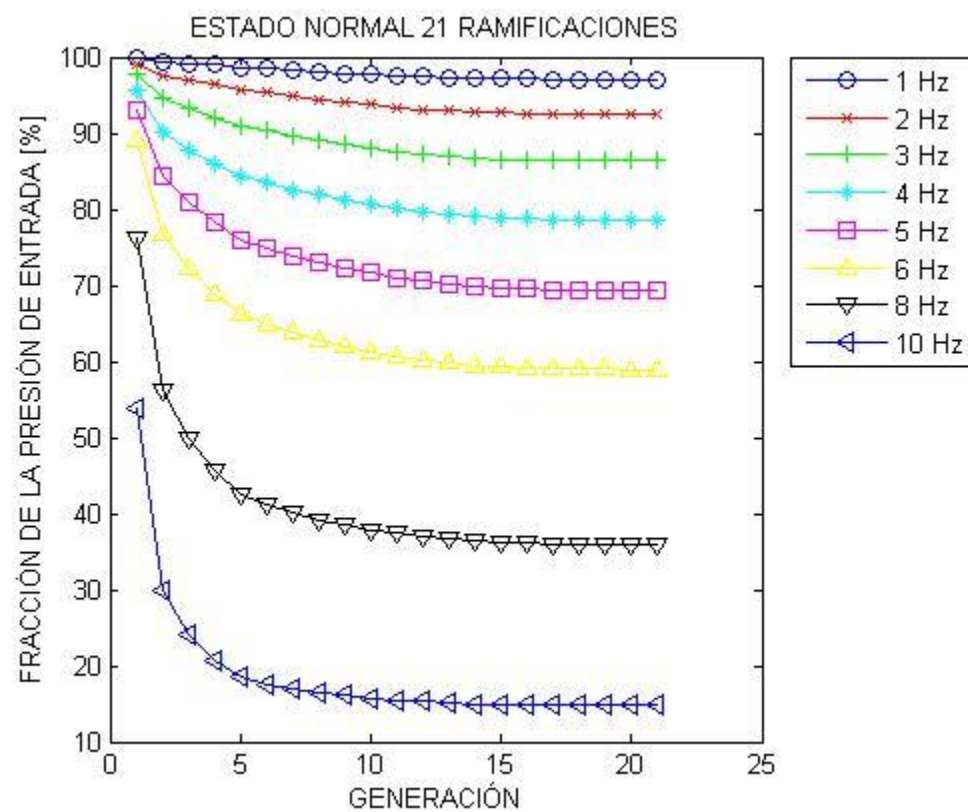


Figura 24 Presión del sistema por cada frecuencia desde 1 Hz a 10 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

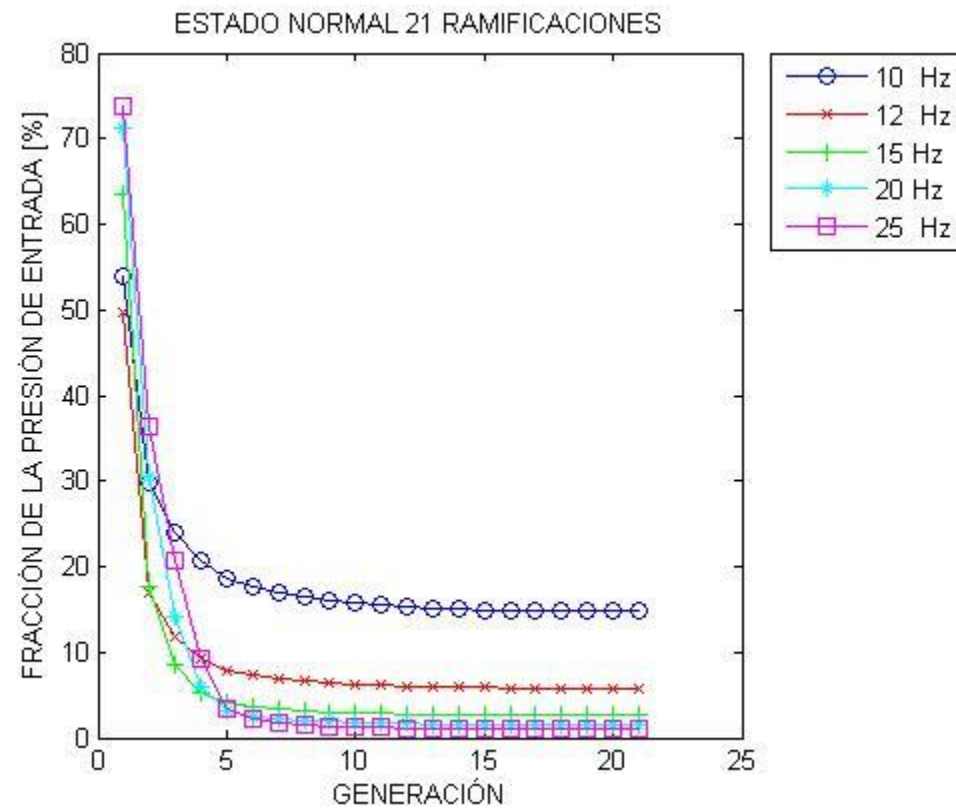


Figura 25 Presión del sistema por cada frecuencia desde 10 Hz a 25 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

F [Hz]	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21
0.20	99,67	99,16	98,77	98,35	97,94	97,56	97,19	96,88	96,61	96,40	96,24	96,13	96,06	96,02	95,99	95,97	95,96	95,95	95,95	95,95	95,95
0.25	99,59	98,95	98,46	97,94	97,43	96,95	96,50	96,11	95,78	95,52	95,32	95,19	95,10	95,04	95,01	94,99	94,97	94,97	94,96	94,96	94,96
0.30	99,50	98,74	98,16	97,53	96,93	96,35	95,81	95,35	94,96	94,64	94,41	94,25	94,15	94,08	94,04	94,01	94,00	93,99	93,99	93,99	93,98
0.50	99,16	97,88	96,92	95,89	94,91	93,97	93,10	92,35	91,72	91,21	90,84	90,59	90,42	90,31	90,24	90,20	90,18	90,17	90,16	90,16	90,16
0.75	98,71	96,76	95,34	93,83	92,38	91,02	89,76	88,68	87,77	87,05	86,52	86,16	85,92	85,76	85,66	85,60	85,57	85,55	85,55	85,54	85,54
1	98,22	95,58	93,69	91,72	89,84	88,08	86,46	85,07	83,91	83,00	82,33	81,87	81,56	81,36	81,24	81,17	81,12	81,10	81,09	81,09	81,09
2	95,76	89,90	86,18	82,54	79,19	76,13	73,37	71,05	69,13	67,63	66,55	65,81	65,32	65,00	64,81	64,69	64,62	64,58	64,57	64,56	64,56
3	92,38	82,61	77,17	72,21	67,85	63,98	60,55	57,71	55,40	53,61	52,33	51,46	50,89	50,52	50,29	50,15	50,07	50,03	50,01	50,01	50,00
4	88,33	74,38	67,44	61,56	56,63	52,38	48,70	45,69	43,28	41,43	40,12	39,23	38,65	38,28	38,05	37,91	37,83	37,79	37,77	37,77	37,76
5	84,24	66,34	58,18	51,74	46,59	42,28	38,62	35,68	33,35	31,59	30,35	29,51	28,96	28,62	28,40	28,27	28,20	28,16	28,14	28,13	28,13
6	80,78	59,47	50,35	43,58	38,40	34,20	30,71	27,94	25,77	24,15	23,02	22,26	21,77	21,46	21,26	21,14	21,08	21,05	21,03	21,02	21,02
8	76,75	50,41	39,85	32,66	27,56	23,66	20,54	18,14	16,31	14,96	14,04	13,42	13,03	12,78	12,63	12,54	12,48	12,46	12,45	12,44	12,44
10	75,35	46,01	34,35	26,75	21,66	17,95	15,10	12,96	11,36	10,20	9,42	8,91	8,59	8,38	8,26	8,18	8,14	8,12	8,11	8,10	8,10
12	74,95	43,98	31,47	23,46	18,28	14,66	11,96	9,99	8,54	7,52	6,84	6,39	6,12	5,94	5,83	5,77	5,73	5,72	5,71	5,70	5,70
15	74,89	42,72	29,38	20,84	15,45	11,86	9,28	7,46	6,15	5,25	4,66	4,29	4,06	3,91	3,83	3,77	3,74	3,73	3,72	3,72	3,72
20	75,01	42,14	28,09	18,94	13,23	9,57	7,06	5,35	4,18	3,39	2,90	2,59	2,41	2,30	2,23	2,19	2,16	2,15	2,15	2,15	2,14
25	75,13	42,01	27,63	18,15	12,21	8,45	5,95	4,30	3,19	2,48	2,04	1,77	1,61	1,52	1,46	1,43	1,41	1,40	1,40	1,40	1,39

Tabla 14 Presión del sistema por cada frecuencia y en cada una de las generación con 21 ramificaciones.

Los resultados de volumen obtenidos al realizar la simplificación del circuito a 21 ramificaciones fueron:

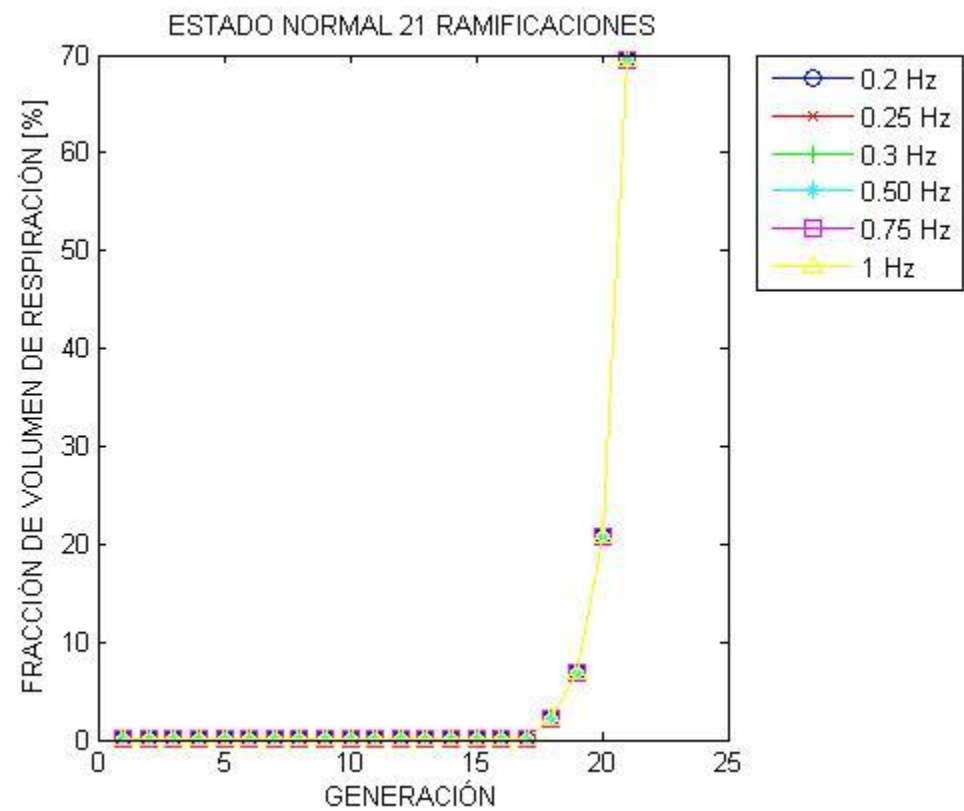


Figura 26 Volumen del sistema por cada frecuencia desde 0.2 Hz a 1 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

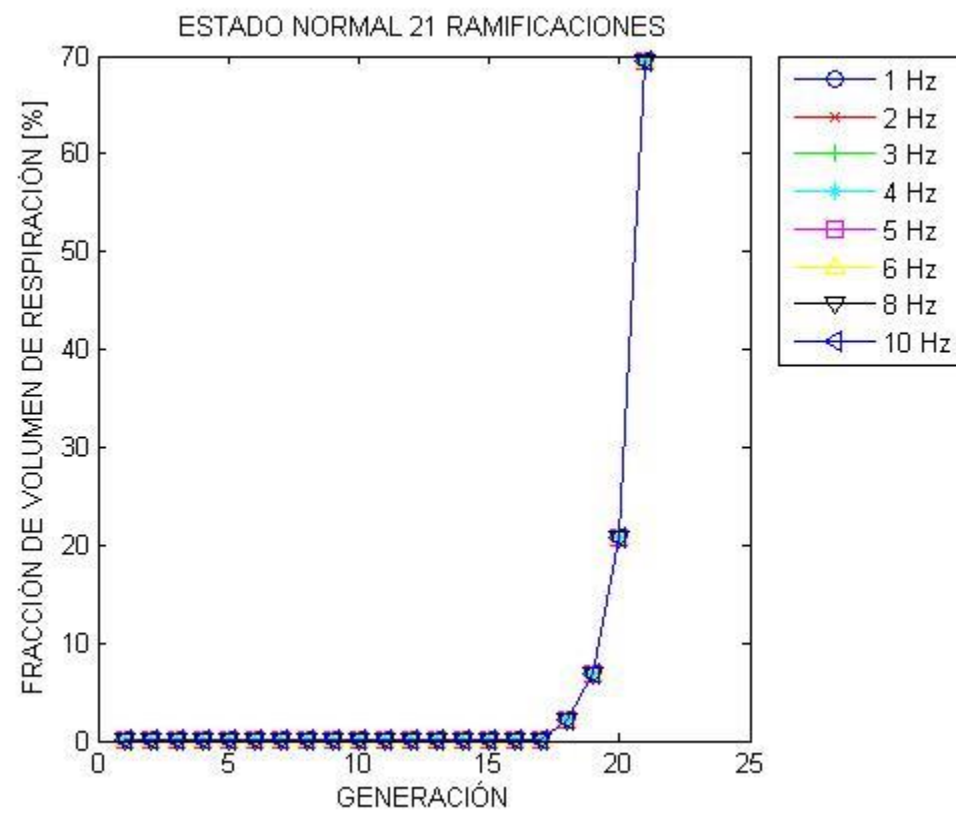


Figura 27 Volumen del sistema por cada frecuencia desde 1 Hz a 10 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

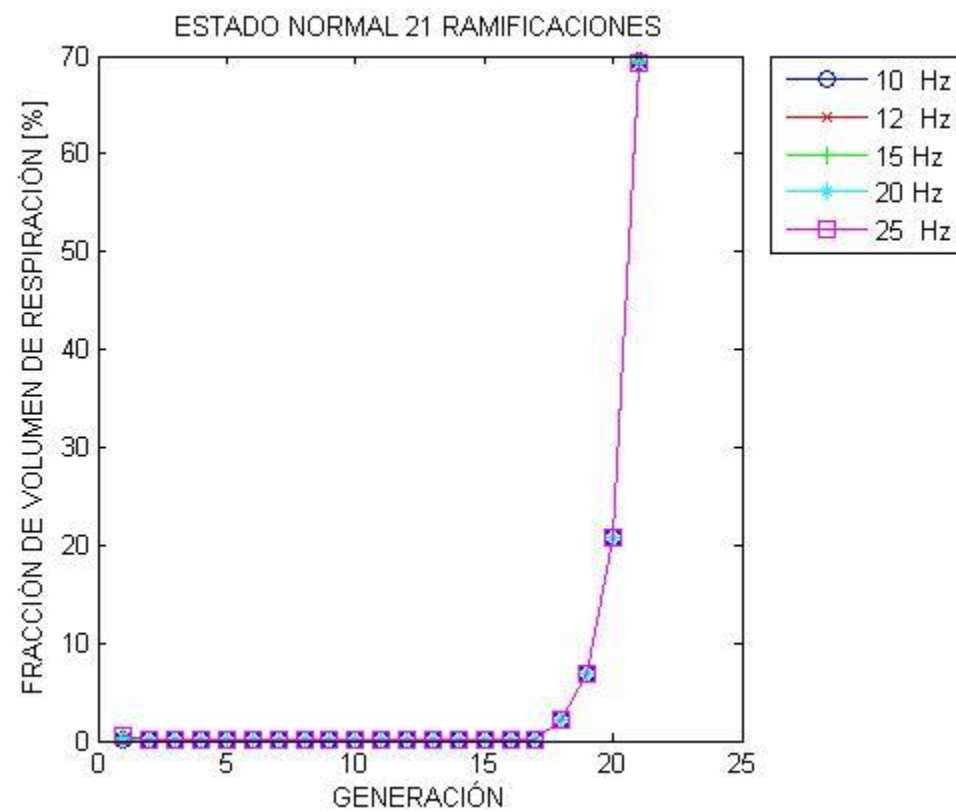


Figura 28 Volumen del sistema por cada frecuencia desde 10 Hz a 25 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

F [Hz]	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
0.20	0,0018181	0,00108064	0,0011016	0,00118603	0,00135154	0,00148862	0,001722	0,00209056	0,00249208	0,00320356	0,00390563
0.25	0,00181795	0,00108067	0,00110167	0,0011861	0,0013516	0,00148867	0,00172203	0,00209059	0,00249209	0,00320356	0,00390564
0.30	0,00181776	0,00108071	0,00110175	0,00118619	0,00135169	0,00148874	0,00172208	0,00209062	0,00249211	0,00320357	0,00390564
0.50	0,00181666	0,00108094	0,00110221	0,0011867	0,00135217	0,00148912	0,00172235	0,00209079	0,0024922	0,00320361	0,00390564
0.75	0,00181459	0,00108141	0,00110311	0,0011877	0,00135311	0,00148985	0,00172287	0,00209114	0,00249238	0,00320369	0,00390566
1	0,00181183	0,00108209	0,00110439	0,0011891	0,00135444	0,00149089	0,0017236	0,00209161	0,00249264	0,0032038	0,00390568
2	0,00179733	0,00108754	0,00111345	0,00119882	0,00136353	0,001498	0,00172864	0,0020949	0,00249438	0,00320456	0,00390584
3	0,00179073	0,00109974	0,00112972	0,00121541	0,00137881	0,00150987	0,00173703	0,00210037	0,0024973	0,00320583	0,00390611
4	0,00181849	0,00112312	0,00115486	0,00123943	0,00140042	0,00152655	0,0017488	0,00210805	0,00250139	0,00320761	0,00390647
5	0,00191424	0,00116331	0,00119098	0,00127159	0,00142858	0,00154808	0,00176397	0,00211794	0,00250666	0,0032099	0,00390695
6	0,00210961	0,00122634	0,0012404	0,00131271	0,00146354	0,00157453	0,00178254	0,00213005	0,00251311	0,0032127	0,00390753
8	0,00286098	0,00144132	0,00138811	0,00142524	0,00155495	0,00164243	0,00183001	0,00216099	0,00252962	0,00321989	0,00390901
10	0,0040798	0,00179328	0,00161242	0,00158324	0,00167682	0,00173087	0,00189143	0,00220104	0,00255104	0,00322923	0,00391094
12	0,00570719	0,00228473	0,00192045	0,00179129	0,00183109	0,00184044	0,00196706	0,00225036	0,00257749	0,00324079	0,00391337
15	0,00882974	0,00326675	0,00254074	0,00220211	0,00212627	0,00204555	0,00210765	0,00234218	0,00262697	0,00326255	0,00391802
20	0,01572053	0,00549956	0,00397651	0,00315178	0,00279375	0,00249915	0,00241616	0,00254446	0,0027371	0,00331158	0,00392891
25	0,02464627	0,00842998	0,00588453	0,00442298	0,00368155	0,00309476	0,00281944	0,00281078	0,00288454	0,00337851	0,00394464

Tabla 15 Volumen del sistema por cada frecuencia y desde la 1ª hasta la 11ª generación del modelo con 21 ramificaciones.

F [Hz]	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21
0.20	0,00541902	0,00749683	0,01022295	0,21948924	0,70236565	2,10709706	7,02365705	14,0473143	28,0946287	47,7608689
0.25	0,00541902	0,00749683	0,01022295	0,21948922	0,70236561	2,107097	7,02365698	14,0473142	28,0946287	47,7608689
0.30	0,00541902	0,00749682	0,01022294	0,21948919	0,70236556	2,10709693	7,02365689	14,0473142	28,0946287	47,760869
0.50	0,00541901	0,00749681	0,01022293	0,21948903	0,70236528	2,10709654	7,02365636	14,0473139	28,0946286	47,7608692
0.75	0,005419	0,00749679	0,01022291	0,2194887	0,70236472	2,10709577	7,02365534	14,0473132	28,0946284	47,7608696
1	0,00541898	0,00749675	0,01022287	0,21948824	0,70236395	2,10709468	7,02365389	14,0473123	28,0946282	47,7608701
2	0,00541886	0,00749652	0,01022263	0,21948508	0,70235859	2,10708713	7,02364358	14,0473051	28,0946246	47,7608709
3	0,00541865	0,00749613	0,01022223	0,21947977	0,70234949	2,10707407	7,0236248	14,04729	28,0946124	47,7608616
4	0,00541836	0,00749559	0,01022167	0,21947223	0,70233644	2,1070548	7,02359524	14,0472622	28,0945821	47,7608261
5	0,00541799	0,00749488	0,01022093	0,21946238	0,70231911	2,10702843	7,0235519	14,0472159	28,0945219	47,7607443
6	0,00541752	0,00749401	0,01022002	0,21945011	0,70229724	2,10699409	7,0234919	14,0471453	28,0944202	47,7605965
8	0,00541633	0,00749176	0,01021768	0,21941813	0,70223917	2,10689947	7,02331516	14,0469174	28,0940653	47,7600571
10	0,00541479	0,00748886	0,01021463	0,21937619	0,70216181	2,10676977	7,02306105	14,0465707	28,0935014	47,7591807
12	0,00541292	0,00748529	0,01021087	0,21932438	0,70206548	2,10660584	7,02273249	14,0461109	28,0927403	47,7579873
15	0,00540954	0,00747873	0,01020394	0,21922835	0,70188603	2,1062977	7,02210633	14,0452218	28,0912539	47,7556451
20	0,00540255	0,00746463	0,01018893	0,21901999	0,70149512	2,10562215	7,02072064	14,0432352	28,0879105	47,7503608
25	0,00539422	0,0074467	0,01016967	0,2187517	0,70099057	2,10474731	7,01891774	14,0406379	28,0835259	47,7434203

Tabla 16 Volumen del sistema por cada frecuencia y desde la 12ª hasta la 21ª generación con 21 ramificaciones.

- Con 20 Ramificaciones

Los resultados de impedancia obtenidos al realizar la simplificación del circuito a 20 ramificaciones fueron:

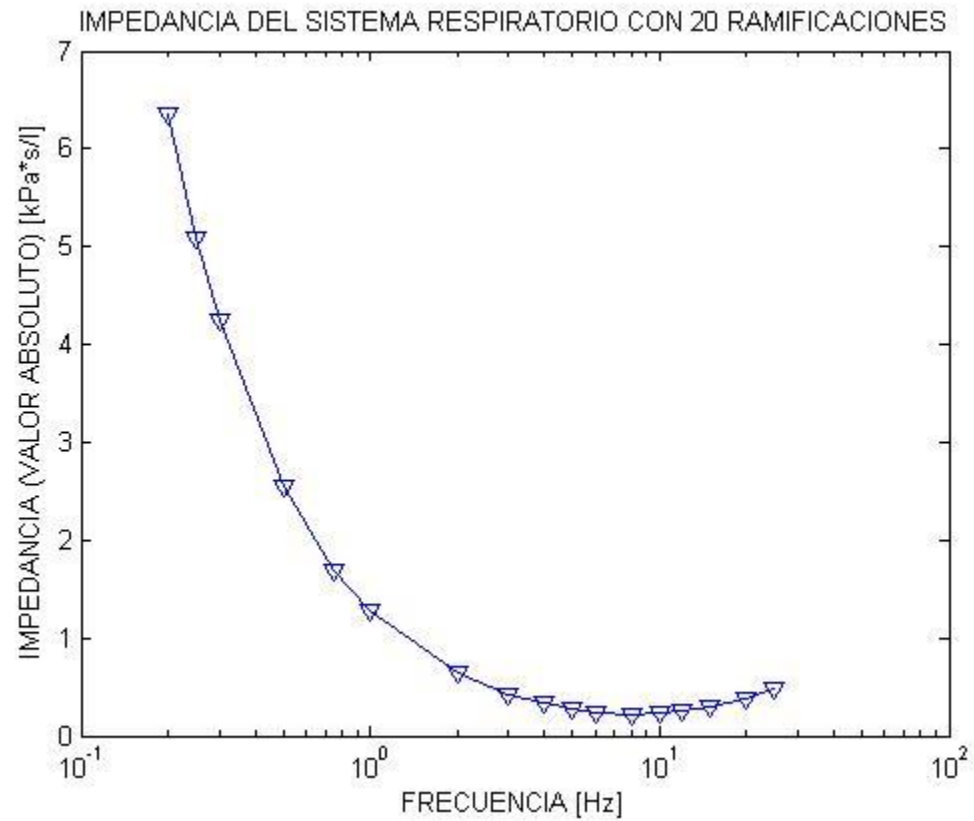


Figura 29 Impedancia total del sistema por cada frecuencia con 20 ramificaciones.

Frecuencia [Hz]	Impedancia Total
0.2000	3,18070054
0.2500	2,54412114
0.3000	2,11965467
0.5000	1,27024992
0.7500	0,84487384
1	0,63168108
2	0,3104104
3	0,2045132
4	0,15664116
5	0,13603112
6	0,1315995
8	0,14824436
10	0,17892753
12	0,21408429
15	0,26932527
20	0,36282484
25	0,45640695

Tabla 17 Impedancia total del sistema por cada frecuencia con 20 ramificaciones.

Los resultados de presión obtenidos al realizar la simplificación del circuito a 20 ramificaciones fueron:

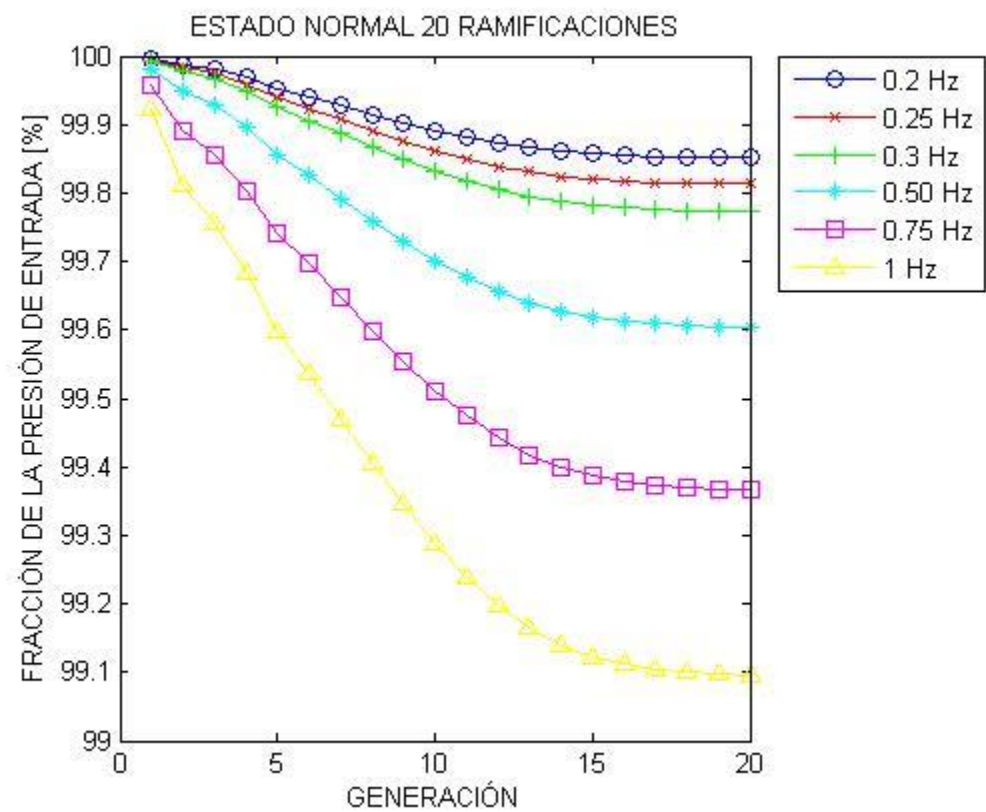


Figura 30 Presión del sistema por cada frecuencia desde 0.2 Hz a 1 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

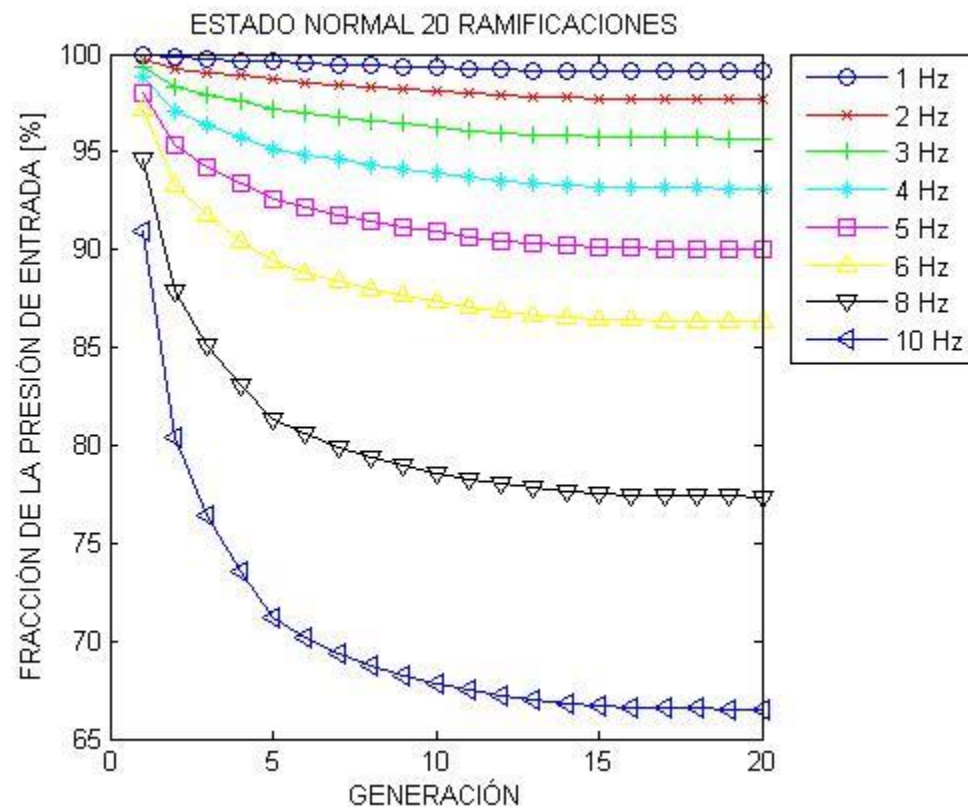


Figura 31 Presión del sistema por cada frecuencia desde 1 Hz a 10 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

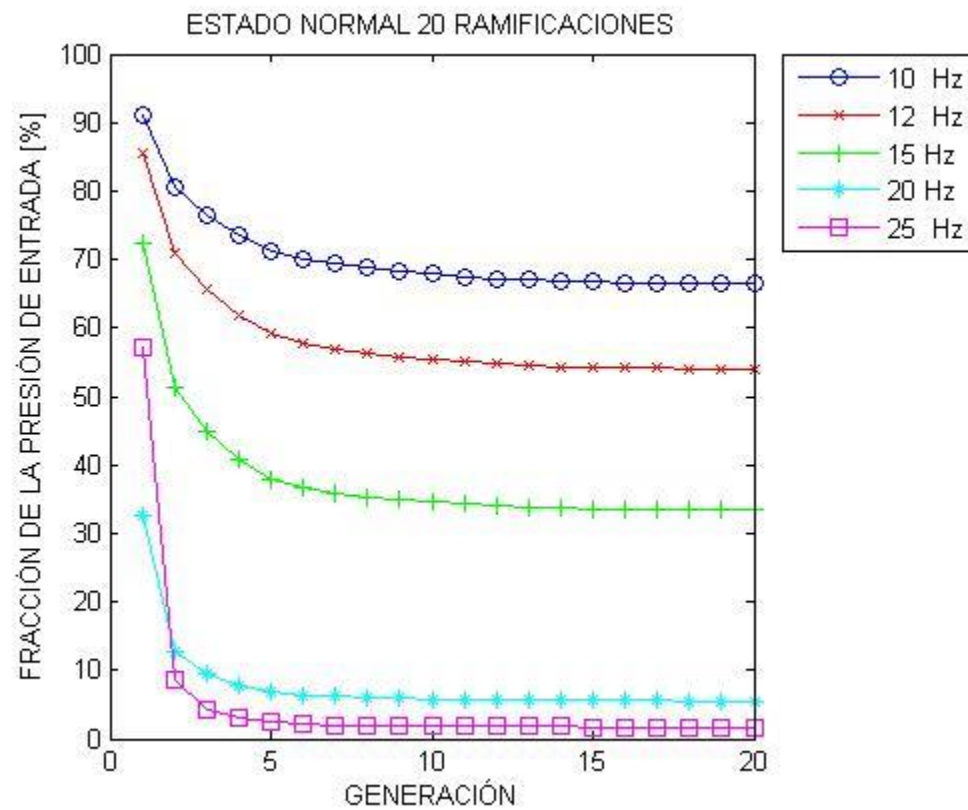


Figura 32 Presión del sistema por cada frecuencia desde 10 Hz a 25 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

F [Hz]	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
0.20	99,82	99,43	99,00	98,59	98,20	97,84	97,52	97,25	97,04	96,88	96,77	96,70	96,65	96,63	96,61	96,60	96,59	96,59	96,59	96,59
0.25	99,77	99,28	98,76	98,25	97,76	97,31	96,91	96,58	96,31	96,12	95,98	95,89	95,84	95,80	95,78	95,77	95,76	95,76	95,75	95,75
0.30	99,73	99,14	98,51	97,90	97,32	96,78	96,31	95,91	95,59	95,36	95,20	95,09	95,02	94,98	94,96	94,94	94,93	94,93	94,93	94,93
0.50	99,54	98,57	97,52	96,52	95,57	94,68	93,92	93,27	92,76	92,39	92,13	91,96	91,85	91,78	91,73	91,71	91,70	91,69	91,69	91,69
0.75	99,31	97,84	96,29	94,81	93,41	92,12	91,01	90,07	89,33	88,79	88,42	88,17	88,01	87,91	87,85	87,82	87,80	87,79	87,79	87,79
1	99,06	97,10	95,06	93,11	91,29	89,61	88,17	86,97	86,02	85,32	84,85	84,53	84,33	84,20	84,12	84,08	84,05	84,04	84,04	84,04
2	97,97	93,92	89,94	86,29	82,97	79,96	77,42	75,33	73,70	72,52	71,71	71,18	70,84	70,62	70,49	70,42	70,38	70,36	70,36	70,35
3	96,61	90,25	84,45	79,35	74,82	70,81	67,49	64,79	62,70	61,20	60,18	59,51	59,08	58,81	58,65	58,56	58,51	58,49	58,48	58,48
4	95,00	86,13	78,62	72,32	66,90	62,19	58,35	55,27	52,92	51,24	50,10	49,37	48,89	48,60	48,42	48,32	48,27	48,24	48,23	48,23
5	93,22	81,74	72,70	65,46	59,41	54,26	50,13	46,86	44,38	42,64	41,46	40,70	40,21	39,91	39,72	39,62	39,57	39,54	39,53	39,53
6	91,40	77,38	66,99	59,02	52,57	47,19	42,94	39,61	37,12	35,38	34,21	33,46	32,97	32,68	32,50	32,40	32,34	32,32	32,31	32,31
8	88,19	69,72	57,14	48,21	41,40	35,94	31,74	28,53	26,18	24,56	23,49	22,80	22,36	22,09	21,93	21,84	21,80	21,77	21,76	21,76
10	85,98	64,18	49,99	40,46	33,55	28,21	24,21	21,22	19,06	17,61	16,65	16,05	15,66	15,43	15,29	15,21	15,17	15,15	15,14	15,14
12	84,67	60,59	45,17	35,19	28,23	23,03	19,23	16,45	14,47	13,16	12,31	11,77	11,44	11,23	11,11	11,04	11,00	10,99	10,98	10,98
15	83,68	57,55	40,81	30,27	23,23	18,18	14,60	12,05	10,29	9,13	8,40	7,95	7,67	7,49	7,39	7,33	7,31	7,29	7,29	7,28
20	83,09	55,39	37,35	26,10	18,86	13,92	10,56	8,24	6,69	5,72	5,12	4,75	4,53	4,39	4,31	4,27	4,25	4,23	4,23	4,23
25	82,91	54,54	35,83	24,10	16,68	11,75	8,49	6,31	4,89	4,02	3,49	3,19	3,00	2,89	2,82	2,78	2,77	2,76	2,75	2,75

Tabla 18 Presión del sistema por cada frecuencia y en cada una de las generación con 20 ramificaciones.

Los resultados de volumen obtenidos al realizar la simplificación del circuito a 20 ramificaciones fueron:

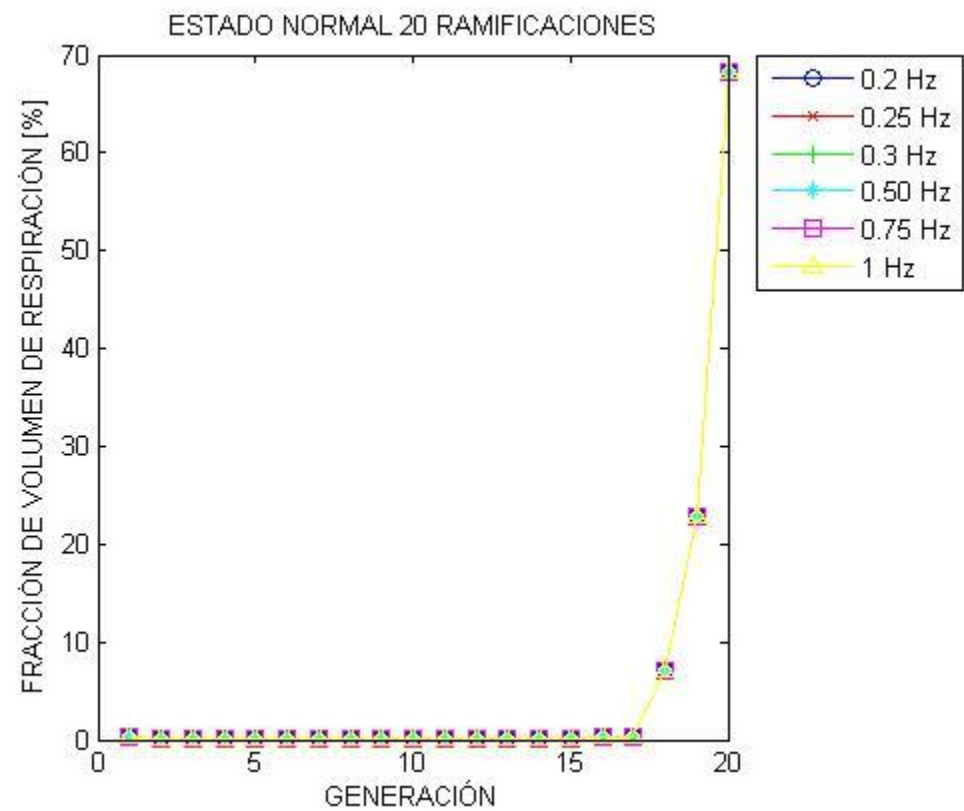


Figura 33 Volumen del sistema por cada frecuencia desde 0.2 Hz a 1 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

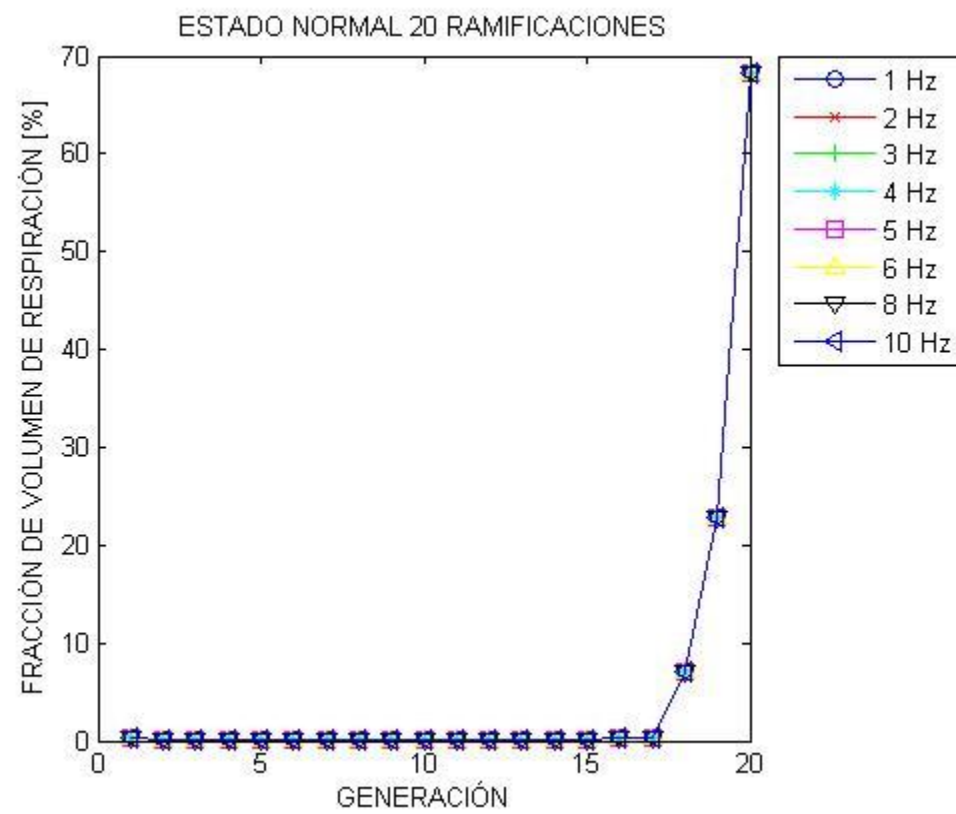


Figura 34 Volumen del sistema por cada frecuencia desde 1 Hz a 10 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

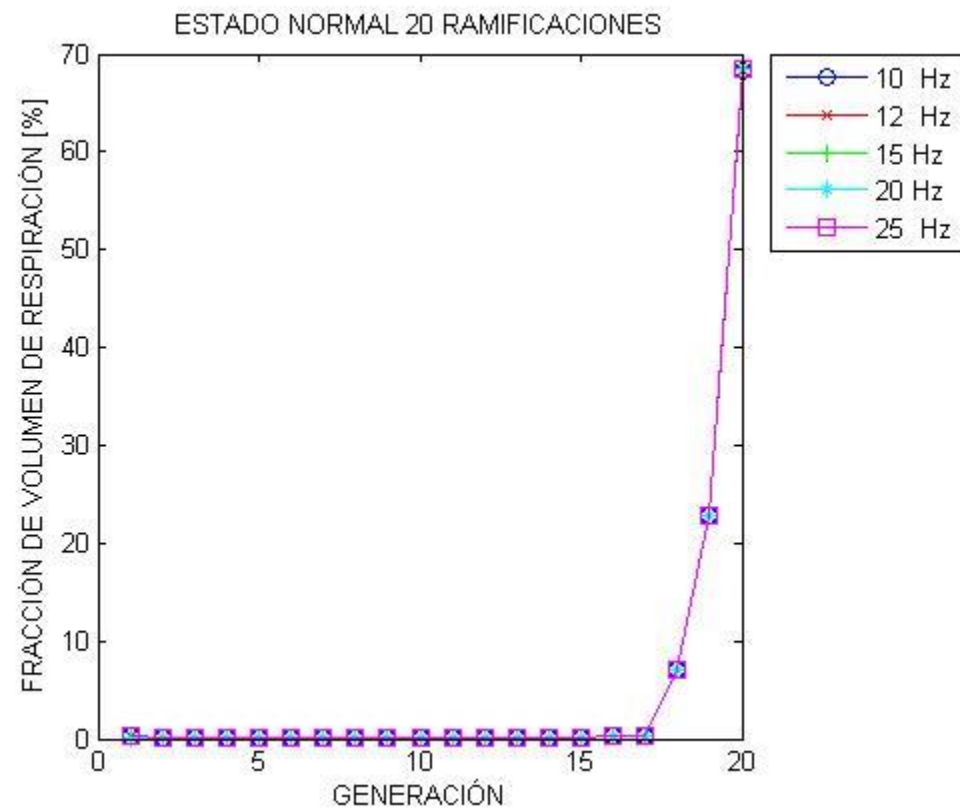


Figura 35 Volumen del sistema por cada frecuencia desde 10 Hz a 25 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

F [Hz]	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
0.20	0,00108066	0,00110162	0,00118605	0,00135156	0,00148865	0,00172203	0,0020906	0,00249212	0,00320361	0,0039057
0.25	0,00108069	0,00110169	0,00118612	0,00135163	0,0014887	0,00172206	0,00209063	0,00249214	0,00320362	0,00390571
0.30	0,00108073	0,00110177	0,00118621	0,00135171	0,00148876	0,00172211	0,00209066	0,00249215	0,00320363	0,00390571
0.50	0,00108096	0,00110223	0,00118672	0,0013522	0,00148914	0,00172238	0,00209083	0,00249224	0,00320367	0,00390572
0.75	0,00108143	0,00110313	0,00118772	0,00135314	0,00148988	0,00172229	0,00209117	0,00249243	0,00320375	0,00390573
1	0,00108211	0,00110441	0,00118912	0,00135446	0,00149092	0,00172364	0,00209165	0,00249268	0,00320386	0,00390576
2	0,00108756	0,00111347	0,00119884	0,00136356	0,00149803	0,00172867	0,00209493	0,00249443	0,00320462	0,00390591
3	0,00109976	0,00112974	0,00121543	0,00137883	0,0015099	0,00173706	0,00210041	0,00249735	0,00320589	0,00390618
4	0,00112314	0,00115488	0,00123945	0,00140044	0,00152658	0,00174884	0,00210809	0,00250143	0,00320766	0,00390655
5	0,00116333	0,001191	0,00127162	0,00142861	0,00154811	0,001764	0,00211798	0,0025067	0,00320996	0,00390702
6	0,00122637	0,00124042	0,00131274	0,00146357	0,00157456	0,00178257	0,00213009	0,00251316	0,00321277	0,00390761
8	0,00144136	0,00138815	0,00142528	0,00155499	0,00164248	0,00183006	0,00216105	0,0025297	0,00321998	0,00390912
10	0,00179335	0,00161249	0,00158331	0,00167689	0,00173094	0,00189151	0,00220113	0,00255114	0,00322936	0,0039111
12	0,00228486	0,00192056	0,00179139	0,0018312	0,00184054	0,00196717	0,00225049	0,00257764	0,00324098	0,00391359
15	0,00326704	0,00254096	0,00220231	0,00212646	0,00204573	0,00210784	0,00234239	0,0026272	0,00326284	0,00391836
20	0,00550043	0,00397714	0,00315228	0,00279419	0,00249954	0,00241654	0,00254486	0,00273753	0,0033121	0,00392953
25	0,00843206	0,00588598	0,00442407	0,00368246	0,00309552	0,00282014	0,00281147	0,00288525	0,00337934	0,00394562

Tabla 19 Volumen del sistema por cada frecuencia y desde la 1ª hasta la 10ª generación del modelo con 20 ramificaciones.

F [Hz]	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
0.20	0,00541912	0,00749696	0,01022313	0,21949324	0,70237842	2,10713537	7,02378475	14,0475697	28,0951395	47,7617372
0.25	0,00541912	0,00749696	0,01022313	0,21949321	0,70237838	2,10713531	7,02378466	14,0475696	28,0951394	47,7617372
0.30	0,00541912	0,00749696	0,01022313	0,21949318	0,70237833	2,10713523	7,02378456	14,0475695	28,0951394	47,7617371
0.50	0,00541911	0,00749695	0,01022312	0,21949301	0,70237804	2,10713482	7,02378396	14,047569	28,095139	47,7617369
0.75	0,0054191	0,00749692	0,01022309	0,21949268	0,70237747	2,107134	7,02378279	14,0475681	28,0951382	47,7617363
1	0,00541908	0,00749689	0,01022306	0,21949222	0,70237667	2,10713286	7,02378115	14,0475668	28,0951372	47,7617355
2	0,00541896	0,00749666	0,01022282	0,21948903	0,70237121	2,107125	7,02376982	14,0475576	28,0951296	47,7617294
3	0,00541875	0,00749627	0,01022241	0,2194837	0,70236207	2,1071118	7,02375058	14,0475415	28,0951155	47,7617169
4	0,00541846	0,00749572	0,01022185	0,21947622	0,70234921	2,10709312	7,02372296	14,0475177	28,095093	47,7616947
5	0,00541809	0,00749502	0,01022113	0,21946658	0,70233256	2,10706877	7,02368635	14,0474848	28,0950597	47,7616586
6	0,00541764	0,00749416	0,01022024	0,21945474	0,70231206	2,10703854	7,02364007	14,0474416	28,0950129	47,7616041
8	0,00541648	0,00749198	0,01021797	0,21942441	0,70225926	2,10695975	7,0235161	14,0473193	28,0948691	47,7614235
10	0,00541501	0,00748916	0,01021504	0,21938514	0,70219046	2,10685572	7,02334759	14,0471437	28,0946476	47,7611293
12	0,00541323	0,00748572	0,01021145	0,21933689	0,70210555	2,10672608	7,02313331	14,0469126	28,0943437	47,760713
15	0,00541002	0,00747939	0,01020484	0,21924771	0,70194801	2,10648369	7,02272642	14,0464621	28,0937345	47,7598622
20	0,0054034	0,00746581	0,01019053	0,21905443	0,70160542	2,10595321	7,02182451	14,0454432	28,0923268	47,7578686
25	0,00539555	0,00744854	0,01017218	0,21880562	0,70116338	2,10526618	7,02064807	14,0440993	28,0904492	47,7551901

Tabla 20 Volumen del sistema por cada frecuencia y desde la 11ª hasta la 20ª generación con 20 ramificaciones.

- Con 19 Ramificaciones

Los resultados de impedancia obtenidos al realizar la simplificación del circuito a 19 ramificaciones fueron:

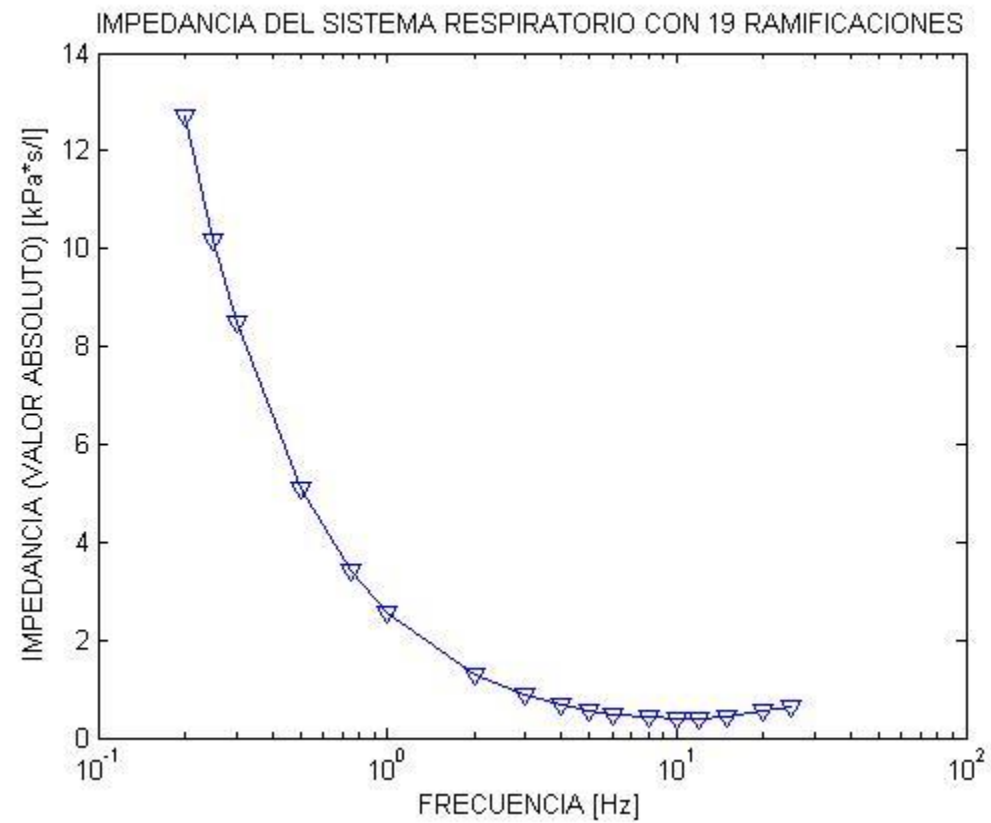


Figura 36 Impedancia total del sistema por cada frecuencia con 19 ramificaciones.

Frecuencia [Hz]	Impedancia Total
0.20	12,728314
0.25	10,1832034
0.30	8,4865657
0.50	5,09391106
0.75	3,39852985
1	2,55165239
2	1,28583874
3	0,86978374
4	0,66768216
5	0,55268696
6	0,48262556
8	0,41367361
10	0,39554839
12	0,40407807
15	0,44281368
20	0,53792415
25	0,64782082

Tabla 21 Impedancia total del sistema por cada frecuencia con 19 ramificaciones.

Los resultados de presión obtenidos al realizar la simplificación del circuito a 19 ramificaciones fueron:

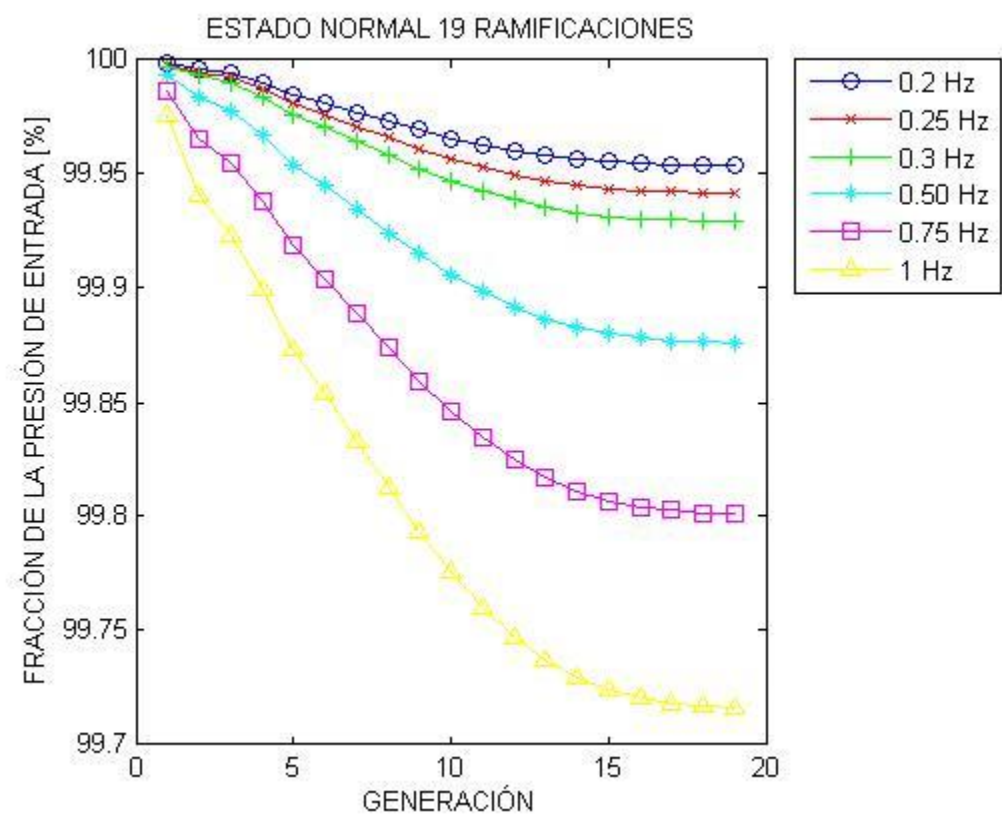


Figura 37 Presión del sistema por cada frecuencia desde 0.2 Hz a 1 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

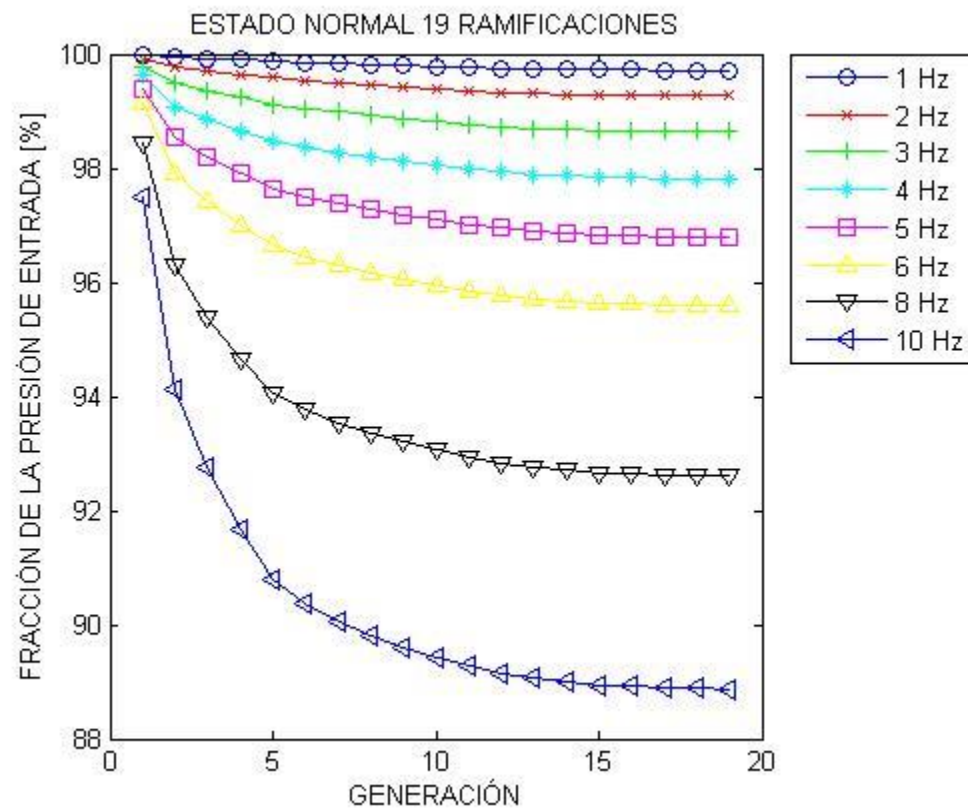


Figura 38 Presión del sistema por cada frecuencia desde 1 Hz a 10 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

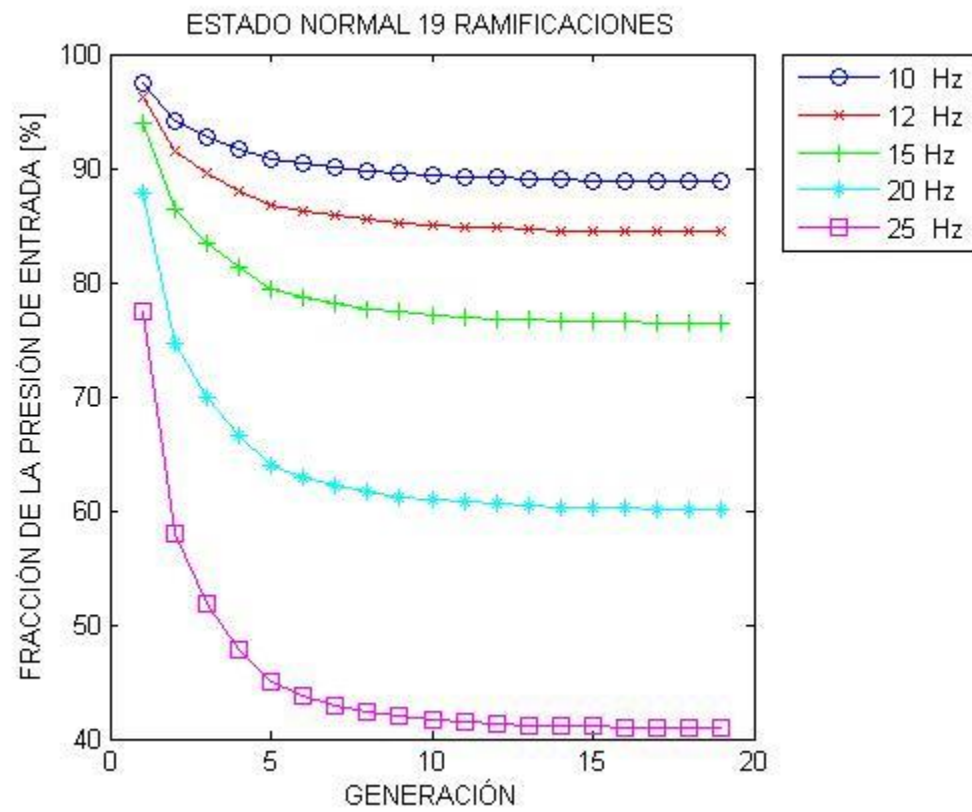


Figura 39 Presión del sistema por cada frecuencia desde 10 Hz a 25 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

F [Hz]	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19
0.20	99,79	99,37	98,96	98,56	98,20	97,88	97,61	97,39	97,24	97,13	97,06	97,01	96,98	96,96	96,95	96,95	96,94	96,94	96,94
0.25	99,74	99,21	98,70	98,21	97,75	97,36	97,02	96,75	96,56	96,42	96,33	96,27	96,24	96,22	96,20	96,20	96,19	96,19	96,19
0.30	99,69	99,05	98,44	97,85	97,31	96,84	96,44	96,12	95,89	95,72	95,62	95,55	95,50	95,48	95,46	95,45	95,45	95,45	95,45
0.50	99,48	98,42	97,41	96,45	95,56	94,78	94,13	93,62	93,24	92,98	92,81	92,69	92,62	92,58	92,56	92,54	92,54	92,54	92,53
0.75	99,21	97,64	96,14	94,72	93,41	92,28	91,34	90,59	90,04	89,66	89,41	89,25	89,15	89,08	89,05	89,03	89,02	89,02	89,02
1	98,95	96,86	94,88	93,02	91,31	89,84	88,62	87,65	86,95	86,46	86,14	85,93	85,80	85,72	85,67	85,65	85,64	85,64	85,63
2	97,85	93,71	89,91	86,44	83,31	80,67	78,49	76,79	75,56	74,72	74,16	73,80	73,58	73,44	73,37	73,33	73,31	73,30	73,30
3	96,67	90,46	84,99	80,15	75,85	72,29	69,40	67,16	65,56	64,46	63,75	63,28	63,00	62,82	62,73	62,68	62,65	62,64	62,64
4	95,39	87,08	80,10	74,10	68,88	64,63	61,22	58,61	56,75	55,49	54,68	54,15	53,82	53,62	53,51	53,46	53,43	53,42	53,41
5	94,02	83,62	75,29	68,33	62,41	57,66	53,90	51,05	49,04	47,69	46,81	46,25	45,90	45,69	45,57	45,51	45,48	45,47	45,46
6	92,62	80,17	70,64	62,92	56,48	51,39	47,41	44,43	42,34	40,95	40,05	39,47	39,11	38,89	38,77	38,71	38,68	38,67	38,67
8	89,92	73,70	62,19	53,40	46,35	40,94	36,80	33,77	31,68	30,29	29,41	28,84	28,50	28,29	28,17	28,11	28,08	28,07	28,07
10	87,65	68,27	55,26	45,82	38,52	33,06	28,98	26,04	24,05	22,74	21,91	21,39	21,07	20,88	20,77	20,71	20,69	20,68	20,67
12	85,95	64,08	49,92	40,05	32,67	27,28	23,33	20,53	18,67	17,46	16,70	16,22	15,93	15,76	15,66	15,61	15,59	15,58	15,57
15	84,31	59,79	44,34	34,03	26,63	21,39	17,65	15,07	13,38	12,31	11,65	11,23	10,98	10,83	10,74	10,70	10,68	10,67	10,67
20	82,99	55,96	39,10	28,26	20,86	15,82	12,35	10,03	8,57	7,67	7,12	6,78	6,58	6,46	6,39	6,36	6,35	6,34	6,34
25	82,42	54,14	36,43	25,21	17,76	12,83	9,53	7,38	6,07	5,28	4,81	4,53	4,36	4,26	4,21	4,18	4,17	4,16	4,16

Tabla 22 Presión del sistema por cada frecuencia y en cada una de las generación con 19 ramificaciones.

Los resultados de volumen obtenidos al realizar la simplificación del circuito a 19 ramificaciones fueron:

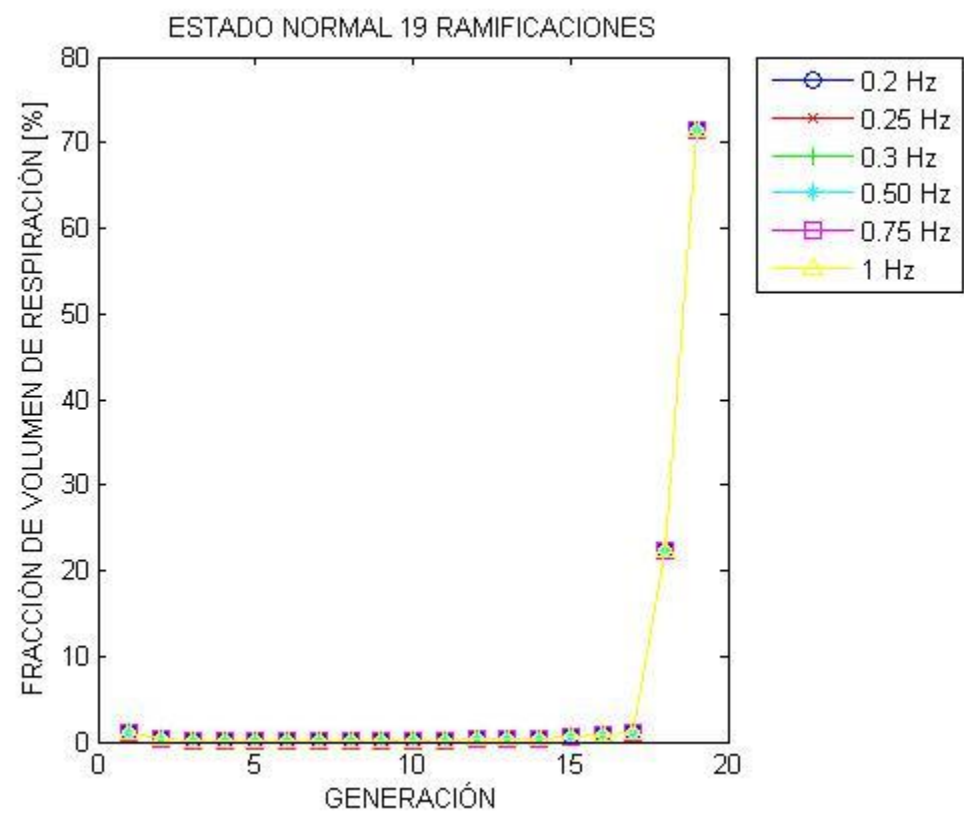


Figura 40 Volumen del sistema por cada frecuencia desde 0.2 Hz a 1 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

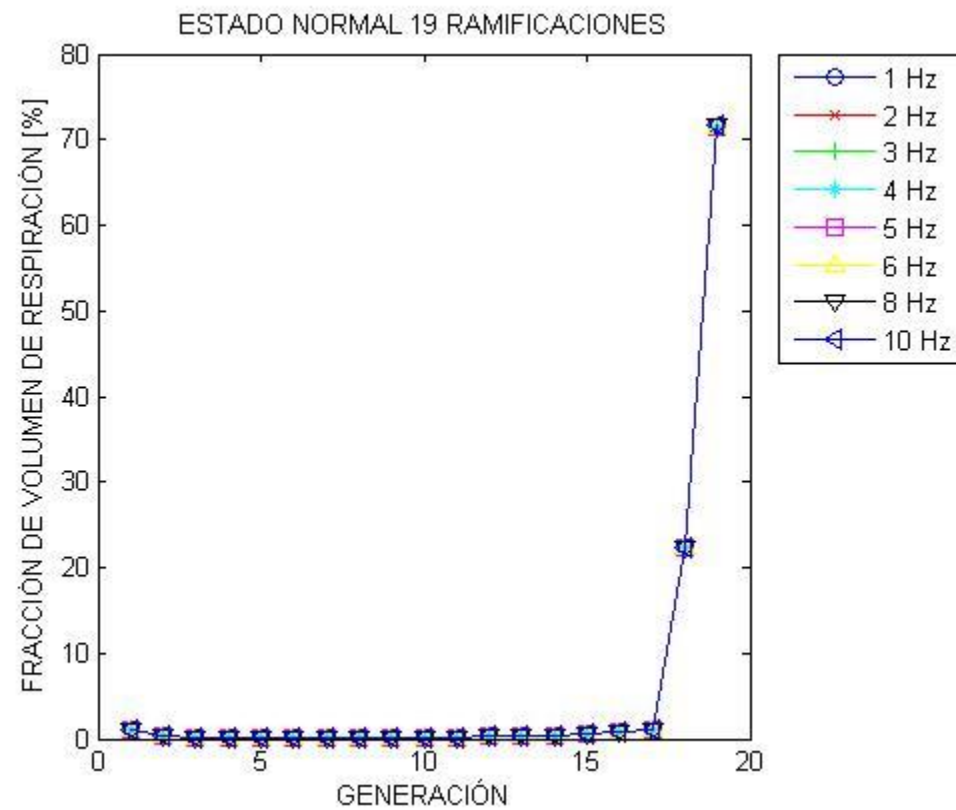


Figura 41 Volumen del sistema por cada frecuencia desde 1 Hz a 10 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

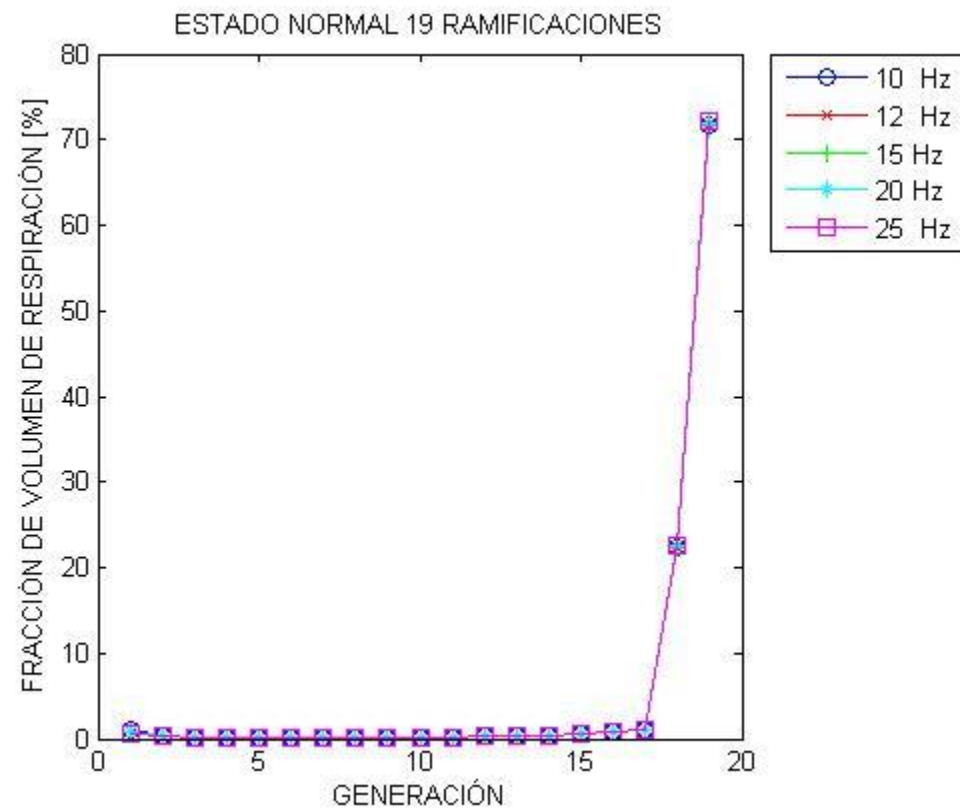


Figura 42 Volumen del sistema por cada frecuencia desde 10 Hz a 25 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

F [Hz]	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
0.20	0,00110163	0,00118606	0,00135158	0,00148866	0,00172205	0,00209062	0,00249215	0,00320365	0,00390575	0,00541918
0.25	0,0011017	0,00118613	0,00135164	0,00148871	0,00172208	0,00209065	0,00249216	0,00320365	0,00390575	0,00541918
0.30	0,00110178	0,00118622	0,00135173	0,00148878	0,00172213	0,00209068	0,00249218	0,00320366	0,00390575	0,00541918
0.50	0,00110224	0,00118673	0,00135221	0,00148916	0,0017224	0,00209085	0,00249227	0,0032037	0,00390576	0,00541917
0.75	0,00110314	0,00118773	0,00135315	0,0014899	0,00172292	0,0020912	0,00249245	0,00320378	0,00390577	0,00541916
1	0,00110442	0,00118913	0,00135448	0,00149093	0,00172365	0,00209167	0,00249271	0,00320389	0,0039058	0,00541914
2	0,00111348	0,00119885	0,00136357	0,00149804	0,00172869	0,00209496	0,00249446	0,00320465	0,00390596	0,00541902
3	0,00112975	0,00121544	0,00137885	0,00150992	0,00173708	0,00210043	0,00249737	0,00320592	0,00390622	0,00541881
4	0,0011549	0,00123946	0,00140046	0,0015266	0,00174886	0,00210811	0,00250146	0,0032077	0,00390659	0,00541852
5	0,00119102	0,00127163	0,00142863	0,00154813	0,00176402	0,002118	0,00250673	0,00320999	0,00390707	0,00541815
6	0,00124044	0,00131276	0,00146359	0,00157458	0,0017826	0,00213012	0,0025132	0,00321281	0,00390766	0,0054177
8	0,00138817	0,0014253	0,00155502	0,0016425	0,00183009	0,00216108	0,00252973	0,00322003	0,00390918	0,00541656
10	0,00161252	0,00158334	0,00167692	0,00173097	0,00189154	0,00220117	0,00255119	0,00322941	0,00391117	0,00541511
12	0,00192061	0,00179143	0,00183124	0,00184059	0,00196722	0,00225054	0,0025777	0,00324105	0,00391368	0,00541335
15	0,00254104	0,00220238	0,00212653	0,0020458	0,00210791	0,00234247	0,00262728	0,00326295	0,00391849	0,0054102
20	0,00397736	0,00315245	0,00279435	0,00249968	0,00241667	0,002545	0,00273768	0,00331228	0,00392975	0,0054037
25	0,00588647	0,00442444	0,00368277	0,00309578	0,00282038	0,00281171	0,00288549	0,00337963	0,00394595	0,00539601

Tabla 23 Volumen del sistema por cada frecuencia y desde la 1ª hasta la 10ª generación del modelo con 19 ramificaciones.

F [Hz]	11	12	13	14	15	16	17	18	19
0.20	0,00749704	0,01022324	0,21949561	0,70238601	2,10715814	7,02386065	14,0477215	28,0954431	47,7622534
0.25	0,00749704	0,01022324	0,21949558	0,70238597	2,10715808	7,02386057	14,0477214	28,0954431	47,7622534
0.30	0,00749704	0,01022324	0,21949555	0,70238592	2,10715801	7,02386047	14,0477213	28,095443	47,7622533
0.50	0,00749703	0,01022323	0,21949539	0,70238563	2,1071576	7,02385989	14,0477209	28,0954427	47,7622532
0.75	0,007497	0,0102232	0,21949505	0,70238506	2,10715679	7,02385875	14,04772	28,0954421	47,7622528
1	0,00749697	0,01022317	0,21949459	0,70238427	2,10715566	7,02385716	14,0477188	28,0954412	47,7622523
2	0,00749674	0,01022293	0,21949141	0,70237885	2,10714792	7,0238462	14,0477104	28,0954351	47,7622488
3	0,00749635	0,01022253	0,21948612	0,70236979	2,10713498	7,02382783	14,047696	28,0954245	47,7622421
4	0,00749581	0,01022197	0,21947869	0,7023571	2,10711679	7,02380185	14,0476755	28,0954086	47,7622311
5	0,00749511	0,01022125	0,21946913	0,70234073	2,10709328	7,02376806	14,0476483	28,0953866	47,7622142
6	0,00749426	0,01022037	0,21945743	0,70232067	2,10706438	7,02372621	14,0476139	28,0953575	47,7621899
8	0,00749209	0,01021812	0,21942757	0,70226938	2,10699012	7,02361733	14,0475218	28,095274	47,7621119
10	0,0074893	0,01021523	0,21938908	0,70220305	2,1068935	7,02347354	14,0473957	28,0951515	47,7619858
12	0,00748589	0,01021169	0,21934191	0,70212159	2,10677421	7,02329378	14,0472335	28,0949857	47,7618043
15	0,00747964	0,01020517	0,21925487	0,70197094	2,10655252	7,02295586	14,046921	28,0946523	47,7614226
20	0,00746622	0,01019109	0,21906648	0,70164401	2,10606906	7,02221076	14,0462158	28,0938721	47,7604956
25	0,00744917	0,01017303	0,21882407	0,70122251	2,10544371	7,02124011	14,0452836	28,092818	47,7592172

Tabla 24 Volumen del sistema por cada frecuencia y desde la 11ª hasta la 19ª generación con 19 ramificaciones.

- Con 18 Ramificaciones

Los resultados de impedancia obtenidos al realizar la simplificación del circuito a 18 ramificaciones fueron:

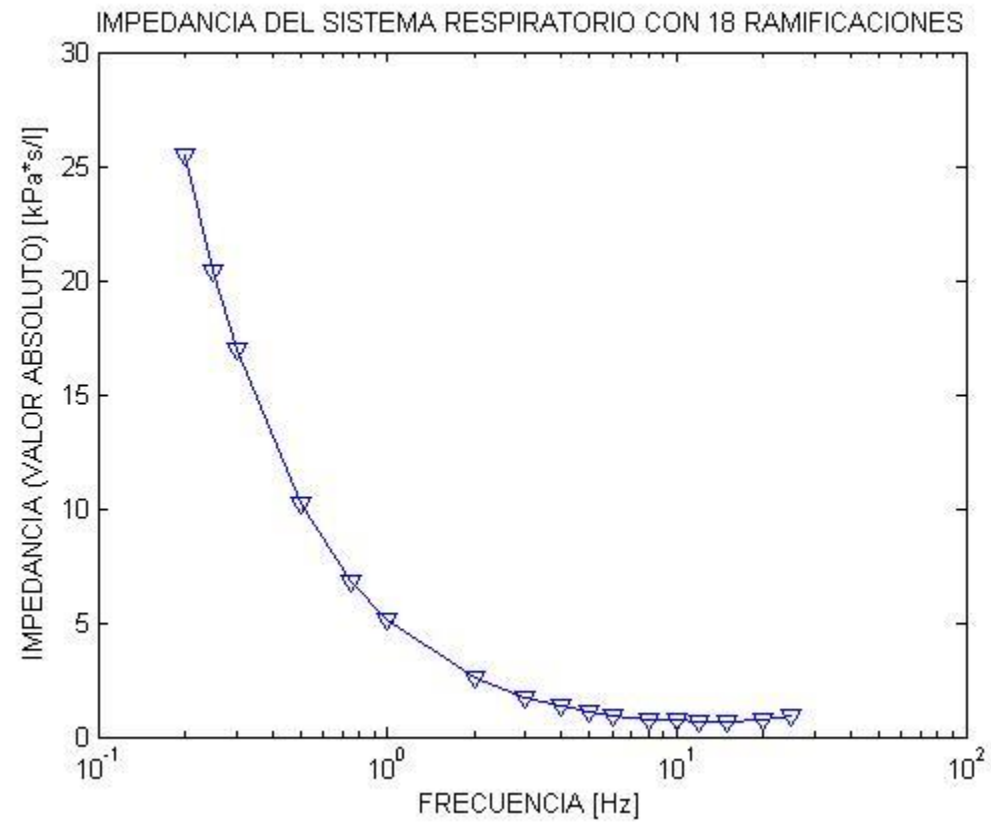


Figura 43 Impedancia total del sistema por cada frecuencia con 18 ramificaciones.

Frecuencia [Hz]	Impedancia Total
0.20	25,457424
0.25	20,3672746
0.30	16,9740894
0.50	10,1892074
0.75	6,79900923
1	5,10579542
2	2,57568836
3	1,74338904
4	1,33653368
5	1,10086444
6	0,95173043
8	0,78609416
10	0,71205858
12	0,68589536
15	0,69578303
20	0,77667698
25	0,89322691

Tabla 25 Impedancia total del sistema por cada frecuencia con 18 ramificaciones.

Los resultados de presión obtenidos al realizar la simplificación del circuito a 18 ramificaciones fueron:

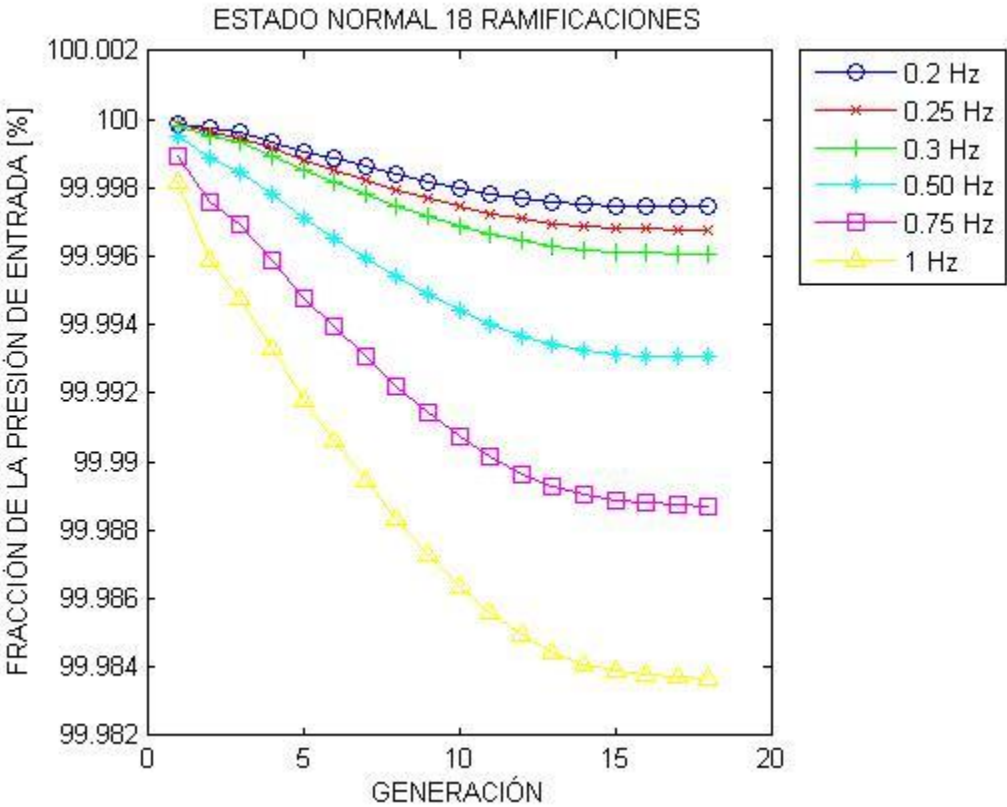


Figura 44 Presión del sistema por cada frecuencia desde 0.2 Hz a 1 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

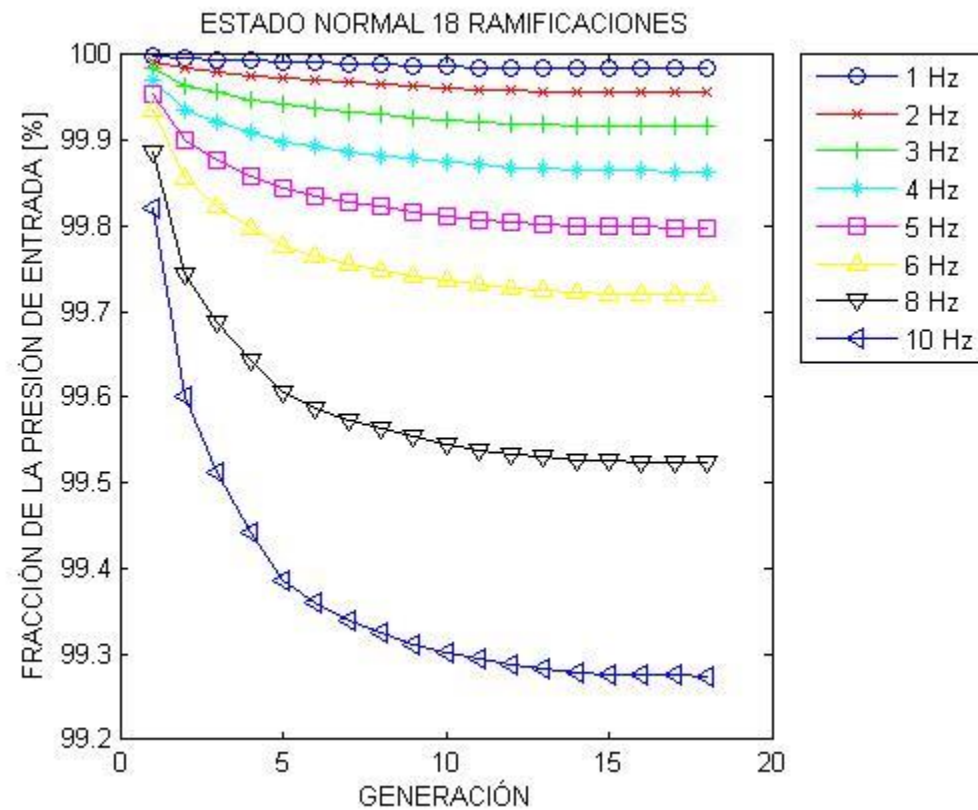


Figura 45 Presión del sistema por cada frecuencia desde 1 Hz a 10 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

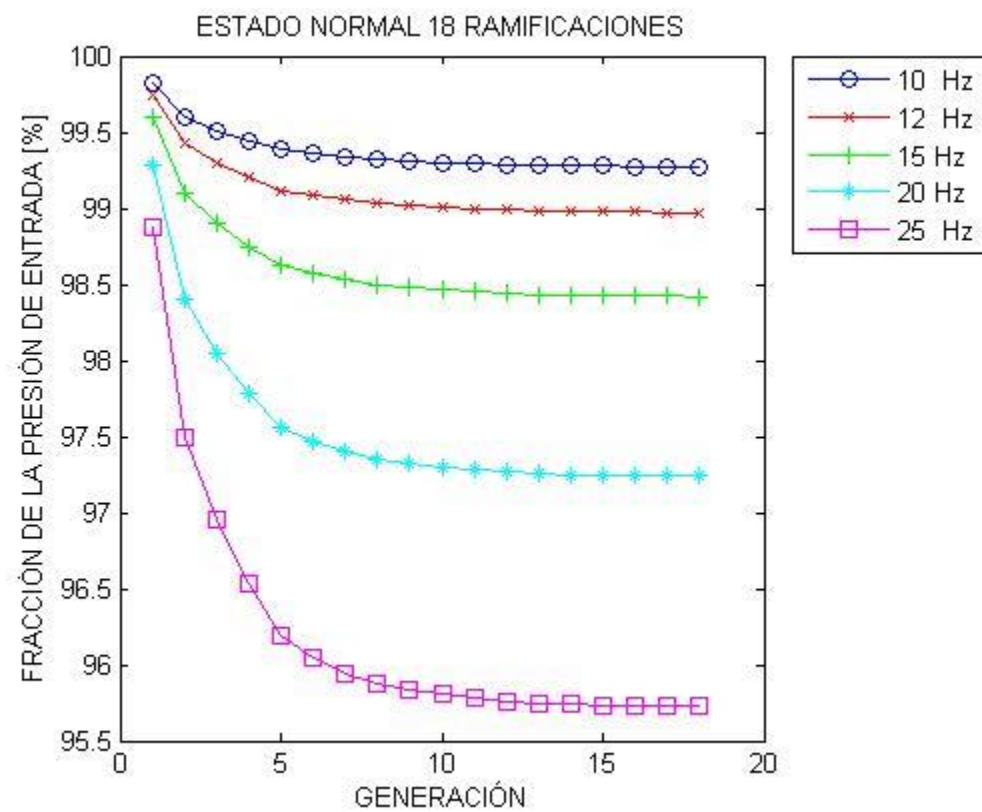


Figura 46 Presión del sistema por cada frecuencia desde 10 Hz a 25 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

F [Hz]	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18
0.20	99,78	99,37	98,98	98,61	98,29	98,02	97,80	97,65	97,54	97,46	97,42	97,39	97,37	97,36	97,35	97,35	97,35	97,35
0.25	99,73	99,22	98,72	98,27	97,87	97,53	97,26	97,07	96,93	96,84	96,78	96,74	96,72	96,71	96,70	96,70	96,70	96,70
0.30	99,68	99,06	98,47	97,92	97,45	97,05	96,73	96,49	96,33	96,22	96,15	96,11	96,08	96,07	96,06	96,05	96,05	96,05
0.50	99,46	98,44	97,47	96,56	95,78	95,13	94,61	94,23	93,96	93,79	93,67	93,60	93,56	93,53	93,52	93,52	93,51	93,51
0.75	99,20	97,67	96,23	94,90	93,75	92,79	92,03	91,47	91,09	90,83	90,67	90,56	90,50	90,47	90,45	90,44	90,44	90,43
1	98,93	96,90	95,01	93,26	91,76	90,51	89,52	88,80	88,30	87,98	87,76	87,63	87,55	87,50	87,48	87,47	87,46	87,46
2	97,86	93,89	90,27	87,00	84,24	81,97	80,19	78,91	78,03	77,45	77,07	76,84	76,70	76,62	76,58	76,56	76,55	76,55
3	96,79	90,94	85,76	81,16	77,35	74,25	71,86	70,14	68,97	68,21	67,71	67,41	67,22	67,12	67,06	67,04	67,03	67,02
4	95,70	88,03	81,43	75,70	71,02	67,27	64,41	62,37	60,99	60,09	59,51	59,15	58,93	58,81	58,75	58,72	58,71	58,70
5	94,59	85,17	77,30	70,60	65,23	60,97	57,75	55,48	53,94	52,95	52,31	51,92	51,68	51,55	51,48	51,45	51,43	51,43
6	93,49	82,37	73,37	65,86	59,93	55,28	51,81	49,38	47,74	46,69	46,02	45,61	45,35	45,21	45,14	45,11	45,09	45,09
8	91,33	77,07	66,17	57,45	50,74	45,61	41,85	39,26	37,54	36,45	35,75	35,32	35,06	34,91	34,84	34,80	34,79	34,78
10	89,37	72,34	59,98	50,43	43,28	37,94	34,08	31,48	29,77	28,69	28,00	27,58	27,33	27,19	27,12	27,08	27,07	27,06
12	87,69	68,32	54,81	44,71	37,34	31,93	28,10	25,55	23,89	22,86	22,20	21,80	21,56	21,43	21,36	21,33	21,32	21,31
15	85,77	63,60	48,81	38,20	30,69	25,32	21,61	19,20	17,66	16,71	16,11	15,75	15,53	15,41	15,35	15,32	15,31	15,31
20	83,80	58,55	42,32	31,23	23,68	18,49	15,02	12,83	11,48	10,66	10,16	9,86	9,67	9,58	9,52	9,50	9,49	9,49
25	82,76	55,68	38,54	27,15	19,61	14,57	11,29	9,28	8,07	7,36	6,92	6,67	6,51	6,43	6,39	6,37	6,36	6,36

Tabla 26 Presión del sistema por cada frecuencia y en cada una de las generación con 18 ramificaciones.

Los resultados de volumen obtenidos al realizar la simplificación del circuito a 18 ramificaciones fueron:

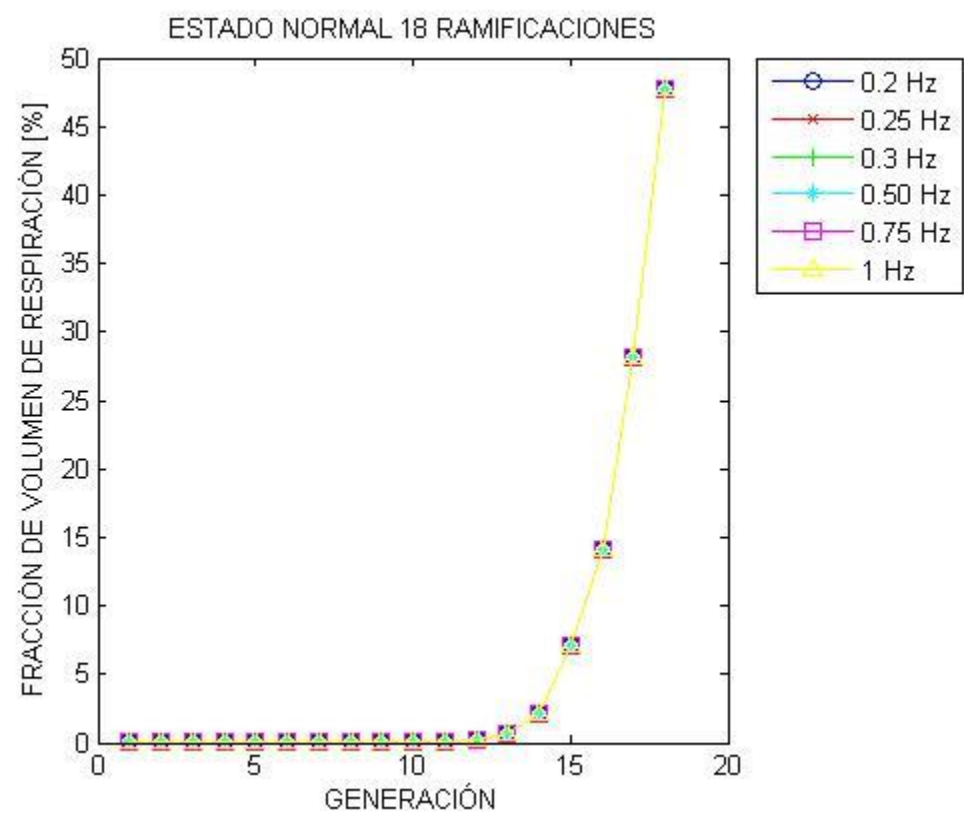


Figura 47 Volumen del sistema por cada frecuencia desde 0.2 Hz a 1 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

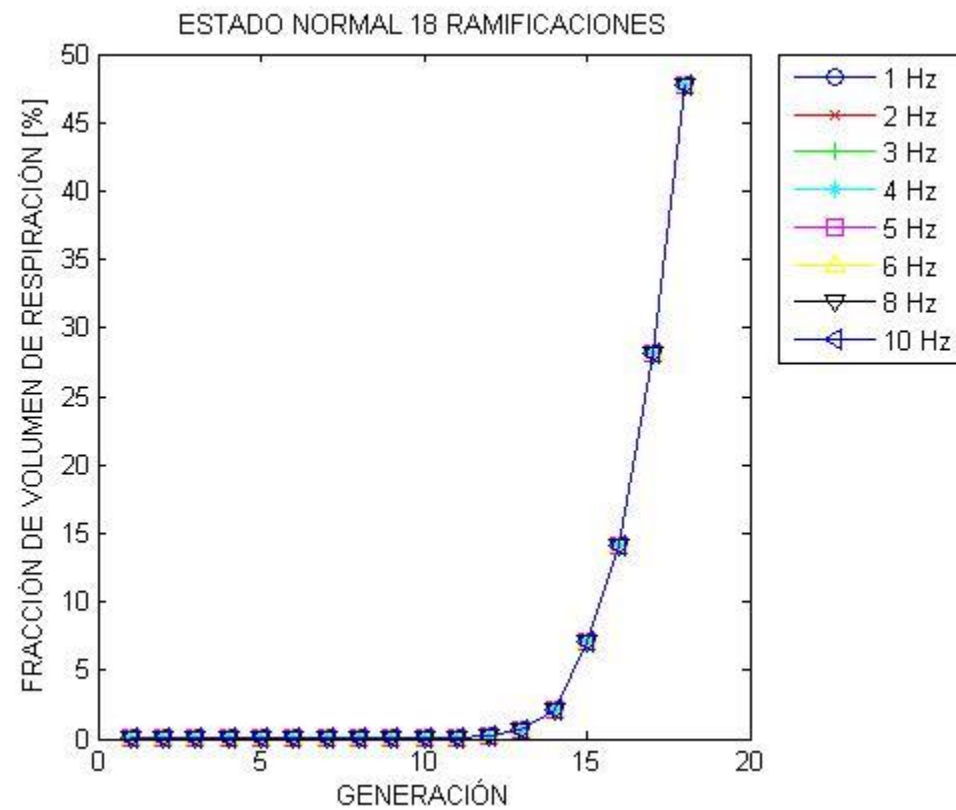


Figura 48 Volumen del sistema por cada frecuencia desde 1 Hz a 10 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

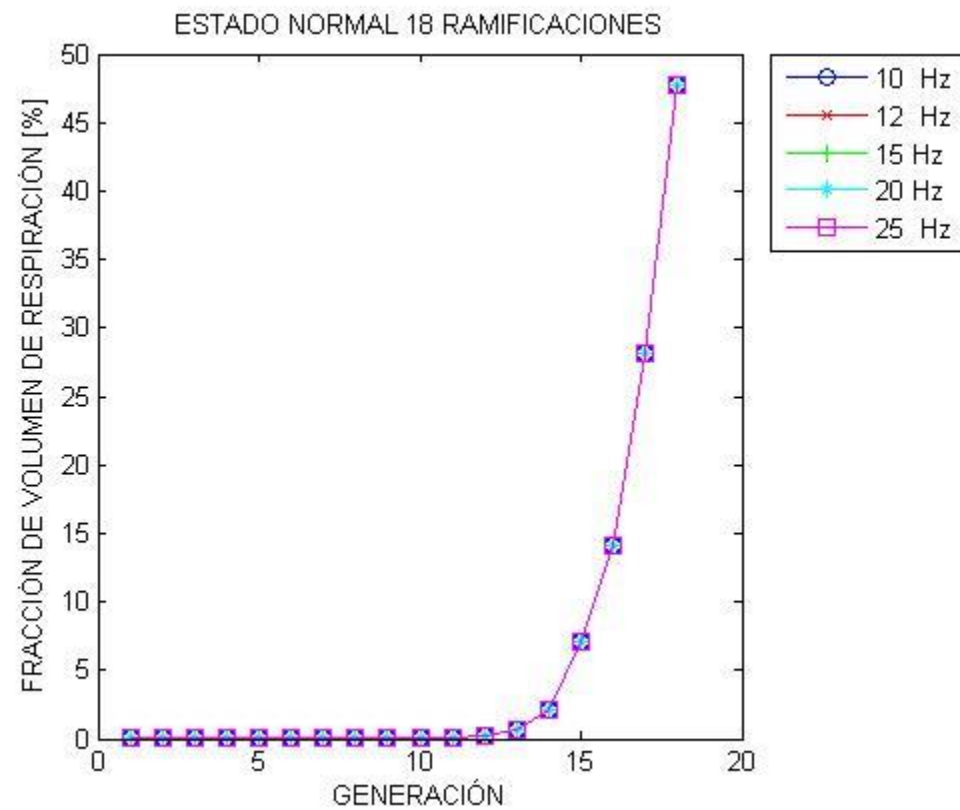


Figura 49 Volumen del sistema por cada frecuencia desde 10 Hz a 25 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

F [Hz]	1	2	3	4	5	6	7	8	9
0.20	0,00118608	0,00135159	0,00148868	0,00172206	0,00209065	0,00249218	0,00320368	0,00390579	0,00541924
0.25	0,00118615	0,00135166	0,00148873	0,0017221	0,00209067	0,00249219	0,00320369	0,00390579	0,00541924
0.30	0,00118624	0,00135174	0,0014888	0,00172215	0,0020907	0,00249221	0,0032037	0,00390579	0,00541924
0.50	0,00118675	0,00135222	0,00148917	0,00172242	0,00209088	0,0024923	0,00320374	0,0039058	0,00541923
0.75	0,00118775	0,00135317	0,00148991	0,00172294	0,00209122	0,00249248	0,00320382	0,00390582	0,00541922
1	0,00118915	0,00135449	0,00149095	0,00172367	0,0020917	0,00249274	0,00320393	0,00390584	0,0054192
2	0,00119887	0,00136359	0,00149806	0,00172871	0,00209498	0,00249448	0,00320469	0,003906	0,00541908
3	0,00121546	0,00137886	0,00150994	0,0017371	0,00210046	0,0024974	0,00320596	0,00390626	0,00541887
4	0,00123948	0,00140048	0,00152661	0,00174888	0,00210814	0,00250149	0,00320774	0,00390663	0,00541858
5	0,00127165	0,00142864	0,00154815	0,00176404	0,00211803	0,00250676	0,00321003	0,00390711	0,00541822
6	0,00131277	0,00146361	0,0015746	0,00178262	0,00213014	0,00251323	0,00321285	0,00390771	0,00541777
8	0,00142532	0,00155504	0,00164253	0,00183011	0,00216111	0,00252977	0,00322007	0,00390923	0,00541664
10	0,00158336	0,00167695	0,001731	0,00189158	0,0022012	0,00255123	0,00322947	0,00391124	0,00541519
12	0,00179147	0,00183127	0,00184062	0,00196725	0,00225059	0,00257775	0,00324112	0,00391376	0,00541346
15	0,00220243	0,00212658	0,00204585	0,00210796	0,00234253	0,00262735	0,00326303	0,00391859	0,00541034
20	0,00315258	0,00279446	0,00249978	0,00241677	0,0025451	0,00273779	0,00331241	0,0039299	0,00540392
25	0,0044247	0,00368298	0,00309597	0,00282054	0,00281188	0,00288566	0,00337983	0,00394618	0,00539633

Tabla 27 Volumen del sistema por cada frecuencia y desde la 1ª hasta la 9ª generación del modelo con 18 ramificaciones.

F [Hz]	10	11	12	13	14	15	16	17	18
0.20	0,00749713	0,01022336	0,21949803	0,70239375	2,10718135	7,02393803	14,0478762	28,0957526	47,7627796
0.25	0,00749713	0,01022335	0,219498	0,70239371	2,10718129	7,02393795	14,0478762	28,0957526	47,7627796
0.30	0,00749712	0,01022335	0,21949797	0,70239366	2,10718122	7,02393786	14,0478761	28,0957526	47,7627796
0.50	0,00749711	0,01022334	0,2194978	0,70239337	2,10718082	7,02393731	14,0478757	28,0957524	47,7627796
0.75	0,00749709	0,01022331	0,21949748	0,70239281	2,10718004	7,02393624	14,047875	28,095752	47,7627797
1	0,00749705	0,01022328	0,21949702	0,70239203	2,10717893	7,02393473	14,047874	28,0957515	47,7627798
2	0,00749682	0,01022304	0,21949386	0,70238667	2,10717138	7,02392441	14,0478668	28,0957479	47,7627806
3	0,00749643	0,01022264	0,21948859	0,70237773	2,10715878	7,02390718	14,0478547	28,0957419	47,7627817
4	0,00749589	0,01022209	0,21948122	0,70236521	2,10714112	7,02388297	14,0478377	28,095733	47,7627827
5	0,0074952	0,01022137	0,21947174	0,70234909	2,10711837	7,02385171	14,0478156	28,0957212	47,7627831
6	0,00749435	0,01022049	0,21946015	0,70232938	2,10709052	7,02381333	14,0477882	28,095706	47,7627823
8	0,00749219	0,01021826	0,21943062	0,70227913	2,10701937	7,02371484	14,0477168	28,095664	47,762775
10	0,00748942	0,01021539	0,21939261	0,70221438	2,10692748	7,0235868	14,0476222	28,0956045	47,762756
12	0,00748603	0,01021188	0,21934612	0,70213508	2,10681468	7,02342868	14,0475033	28,0955253	47,7627217
15	0,00747983	0,01020543	0,21926045	0,70198878	2,10660605	7,02313432	14,047278	28,0953663	47,7626363
20	0,00746652	0,0101915	0,21907519	0,70167192	2,10615283	7,02249007	14,0467745	28,0949895	47,7623953
25	0,00744961	0,01017363	0,21883696	0,70126379	2,10556765	7,02165343	14,0461104	28,0944717	47,7620287

Tabla 28 Volumen del sistema por cada frecuencia y desde la 10ª hasta la 18ª generación con 18 ramificaciones.

- Con 17 Ramificaciones

Los resultados de impedancia obtenidos al realizar la simplificación del circuito a 17 ramificaciones fueron:

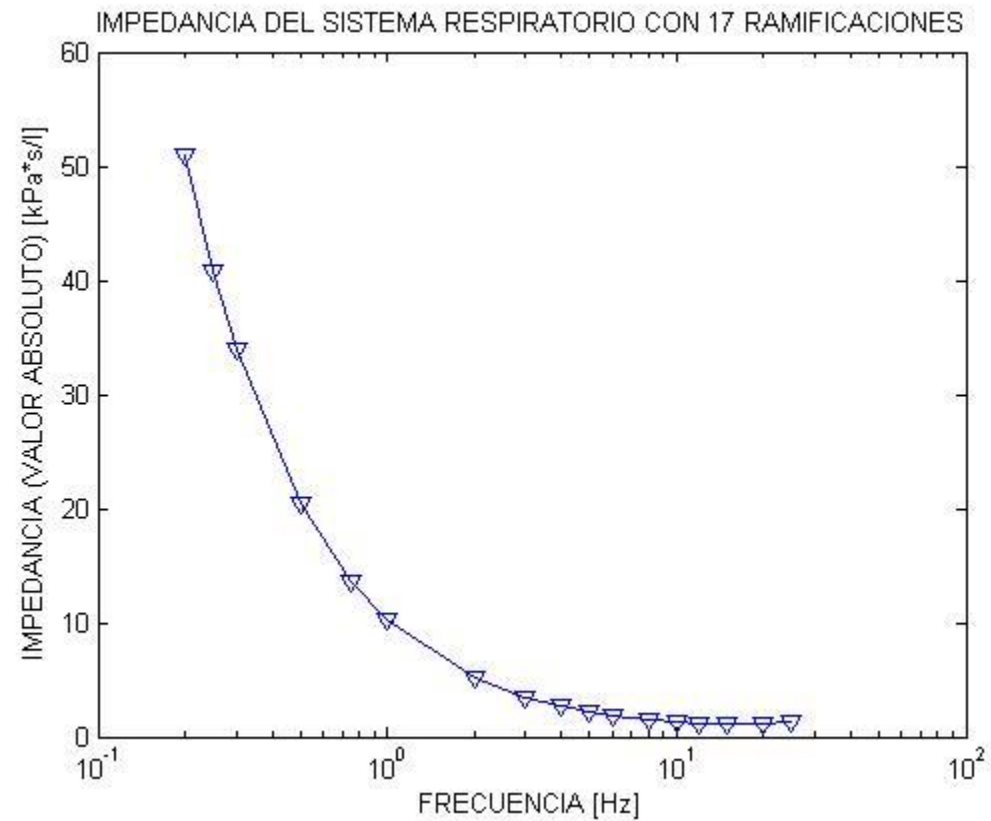


Figura 50 Impedancia total del sistema por cada frecuencia con 17 ramificaciones.

Frecuencia [Hz]	Impedancia Total
0.20	50,9147747
0.25	40,7341853
0.30	33,947564
0.50	20,3769523
0.75	13,5955981
1	10,2082226
2	5,14381983
3	3,47383347
4	2,65298349
5	2,17233901
6	1,86232784
8	1,49995465
10	1,31151072
12	1,21181247
15	1,15297197
20	1,17775172
25	1,27563471

Tabla 29 Impedancia total del sistema por cada frecuencia con 17 ramificaciones.

Los resultados de presión obtenidos al realizar la simplificación del circuito a 17 ramificaciones fueron:

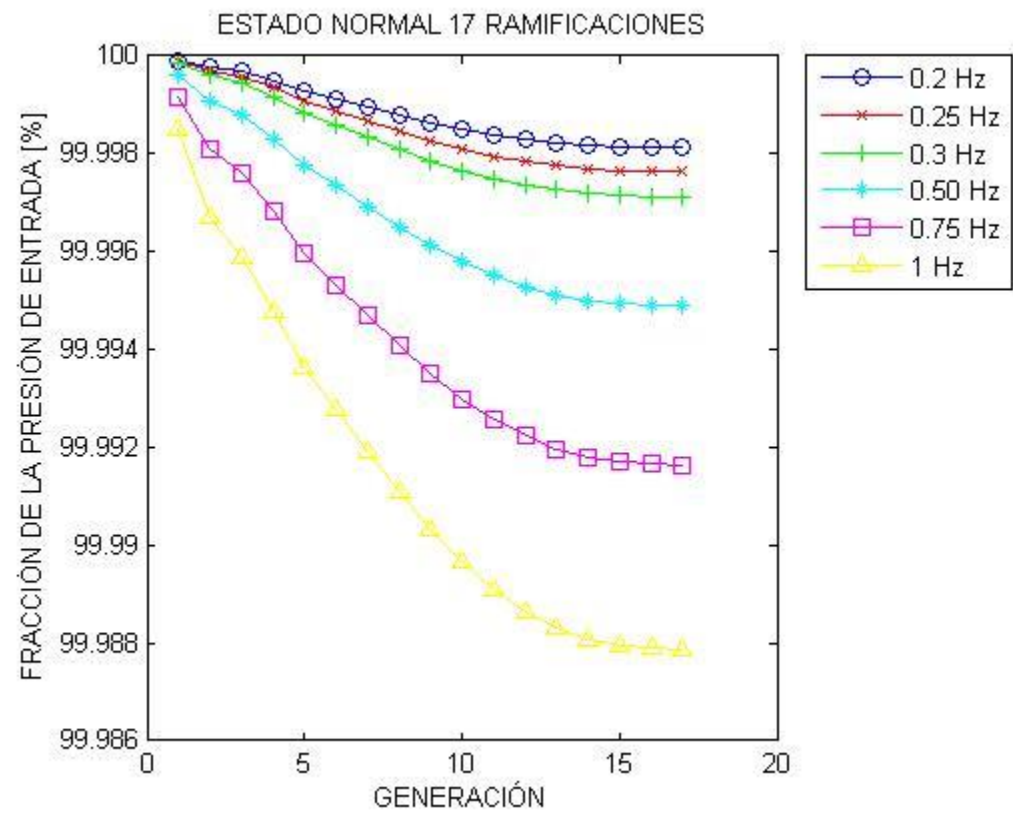


Figura 51 Presión del sistema por cada frecuencia desde 0.2 Hz a 1 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

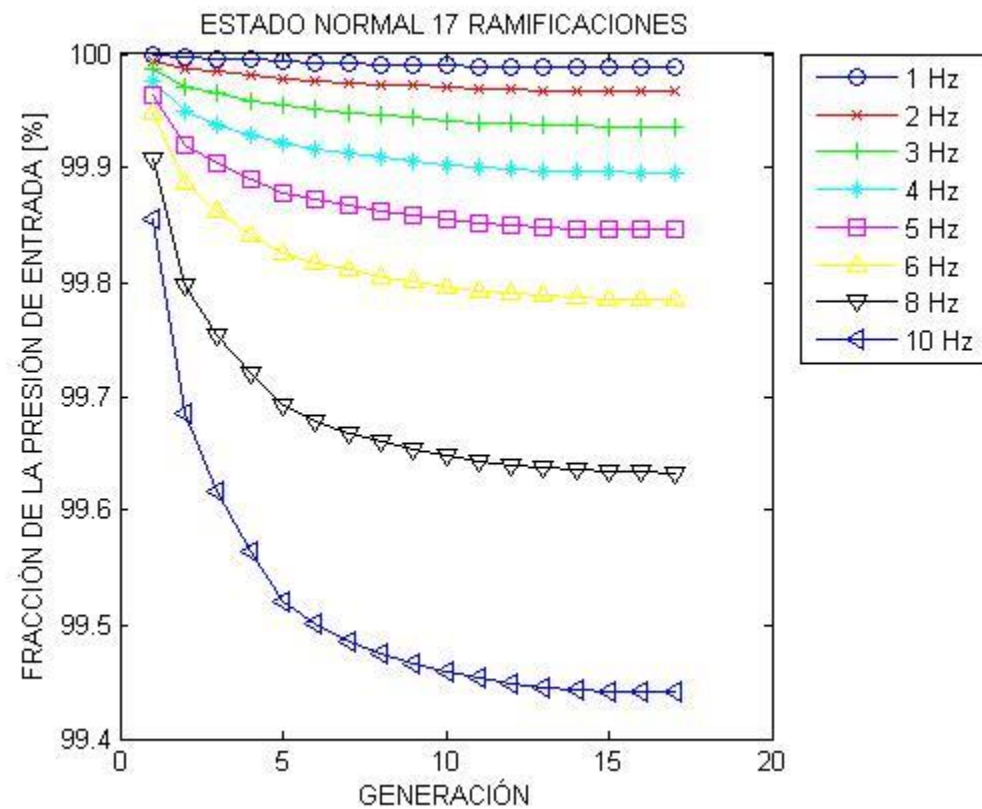


Figura 52 Presión del sistema por cada frecuencia desde 1 Hz a 10 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

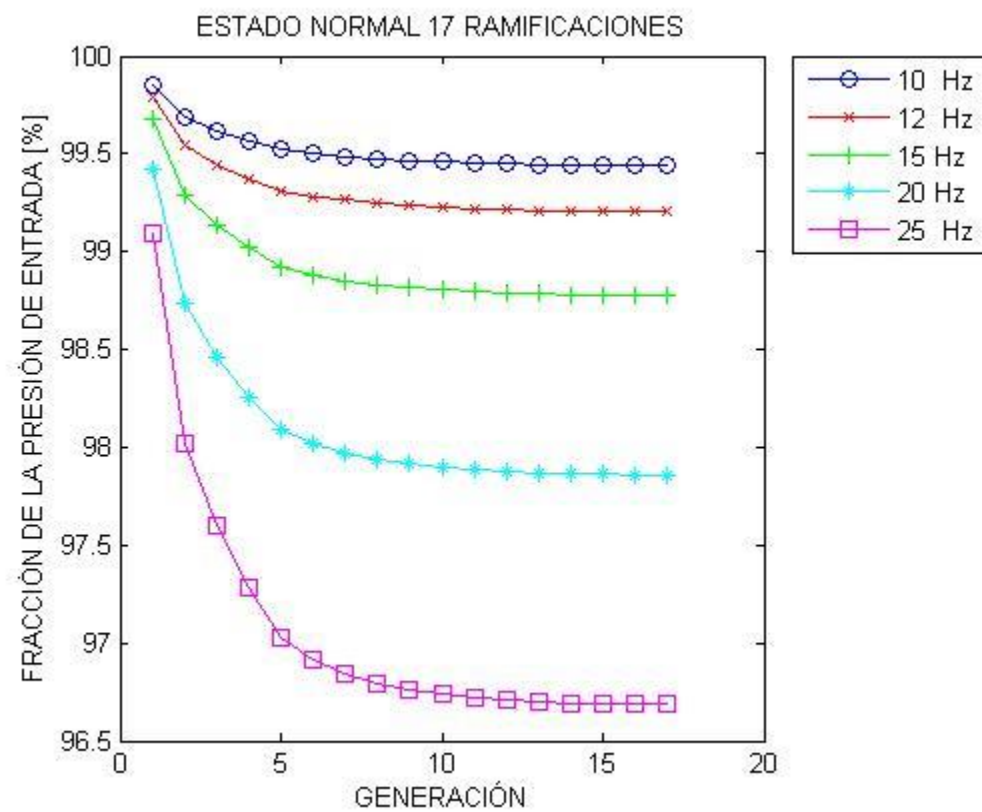


Figura 53 Presión del sistema por cada frecuencia desde 10 Hz a 25 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

F [Hz]	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17
0.20	99,80	99,41	99,04	98,71	98,44	98,23	98,07	97,96	97,88	97,84	97,81	97,79	97,78	97,77	97,77	97,77	97,77
0.25	99,75	99,26	98,80	98,40	98,06	97,79	97,59	97,45	97,36	97,30	97,27	97,24	97,23	97,23	97,22	97,22	97,22
0.30	99,70	99,11	98,56	98,08	97,67	97,35	97,12	96,95	96,84	96,77	96,73	96,70	96,69	96,68	96,68	96,68	96,67
0.50	99,50	98,52	97,61	96,82	96,16	95,63	95,24	94,98	94,80	94,68	94,61	94,57	94,55	94,53	94,53	94,52	94,52
0.75	99,26	97,79	96,44	95,27	94,30	93,52	92,96	92,57	92,31	92,14	92,04	91,97	91,94	91,92	91,91	91,91	91,91
1	99,01	97,07	95,29	93,76	92,48	91,47	90,73	90,22	89,89	89,67	89,54	89,45	89,41	89,38	89,37	89,37	89,37
2	98,04	94,26	90,84	87,96	85,59	83,73	82,39	81,47	80,87	80,48	80,23	80,08	80,00	79,96	79,94	79,93	79,93
3	97,08	91,54	86,63	82,57	79,26	76,71	74,88	73,63	72,81	72,28	71,96	71,76	71,65	71,59	71,56	71,55	71,55
4	96,13	88,93	82,67	77,56	73,47	70,34	68,11	66,60	65,62	64,99	64,59	64,36	64,22	64,16	64,12	64,11	64,10
5	95,21	86,41	78,93	72,92	68,16	64,55	62,02	60,30	59,19	58,48	58,04	57,77	57,63	57,55	57,51	57,50	57,49
6	94,30	83,99	75,40	68,61	63,29	59,31	56,53	54,66	53,46	52,69	52,21	51,92	51,76	51,68	51,64	51,62	51,62
8	92,55	79,47	68,99	60,93	54,77	50,25	47,14	45,08	43,77	42,93	42,41	42,10	41,93	41,84	41,80	41,78	41,77
10	90,93	75,39	63,39	54,40	47,68	42,84	39,56	37,42	36,06	35,20	34,67	34,35	34,17	34,08	34,04	34,02	34,02
12	89,47	71,77	58,56	48,90	41,81	36,80	33,46	31,29	29,93	29,08	28,56	28,24	28,07	27,98	27,93	27,92	27,91
15	87,62	67,23	52,62	42,27	34,88	29,77	26,44	24,32	23,01	22,19	21,70	21,40	21,23	21,15	21,11	21,09	21,08
20	85,39	61,72	45,54	34,54	26,96	21,90	18,72	16,74	15,55	14,81	14,37	14,11	13,97	13,89	13,86	13,84	13,84
25	83,97	58,12	40,94	29,58	21,97	17,02	13,99	12,17	11,10	10,44	10,06	9,82	9,70	9,63	9,60	9,59	9,59

Tabla 30 Presión del sistema por cada frecuencia y en cada una de las generación con 17 ramificaciones.

Los resultados de volumen obtenidos al realizar la simplificación del circuito a 17 ramificaciones fueron:

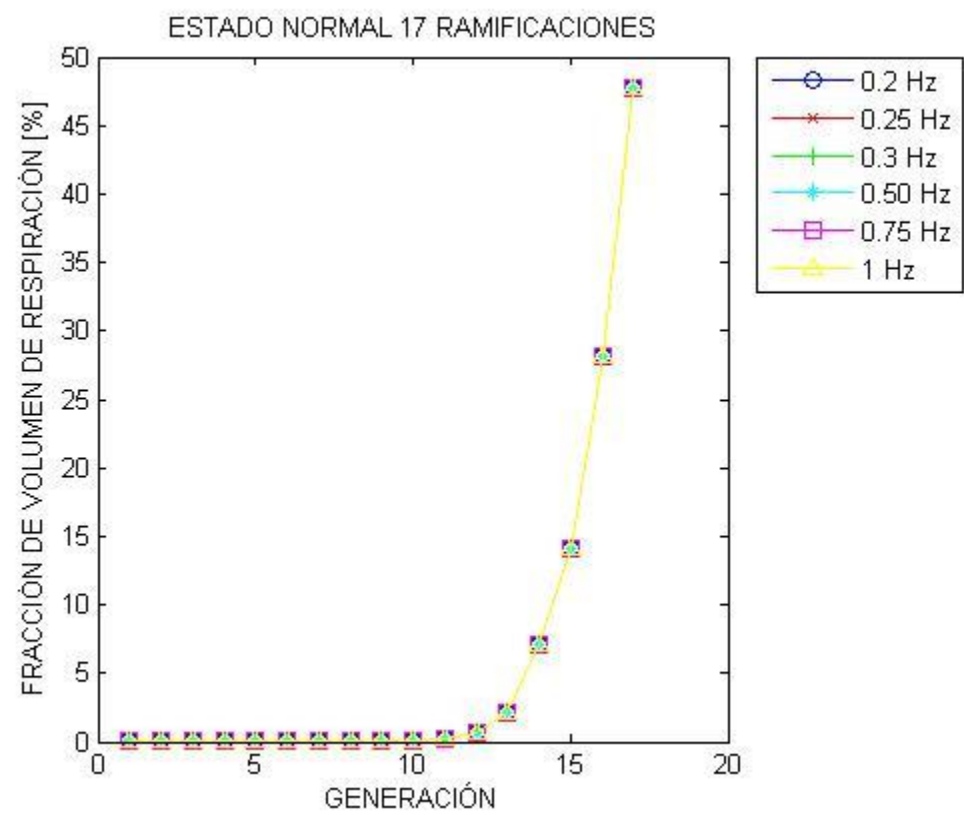


Figura 54 Volumen del sistema por cada frecuencia desde 0.2 Hz a 1 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

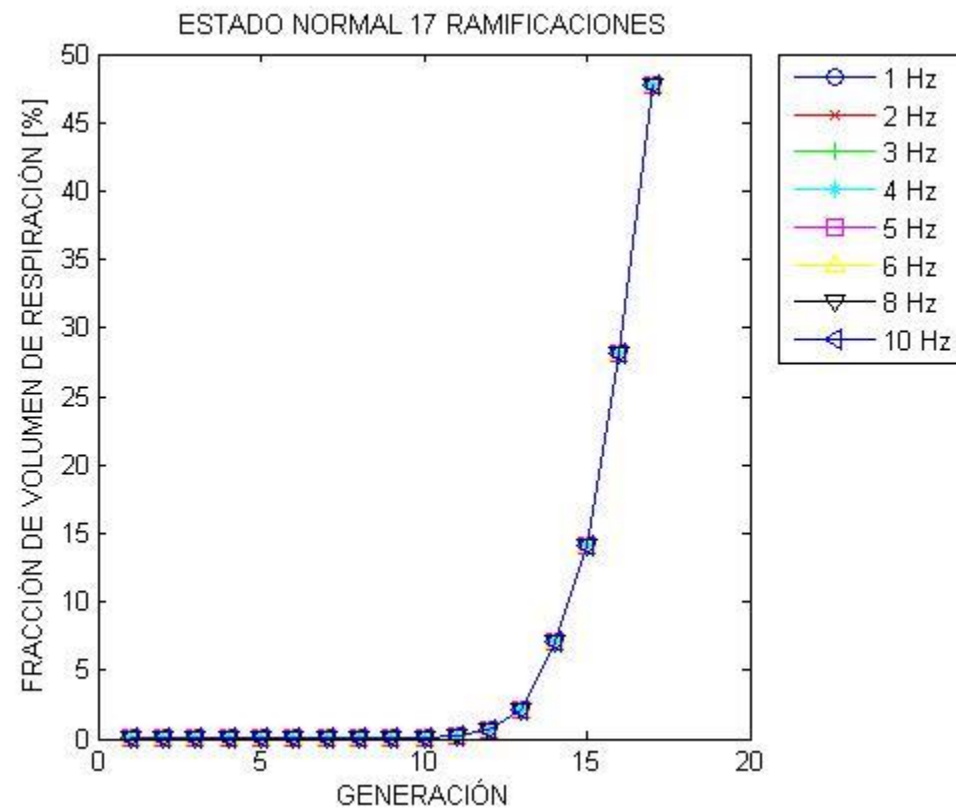


Figura 55 Volumen del sistema por cada frecuencia desde 1 Hz a 10 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

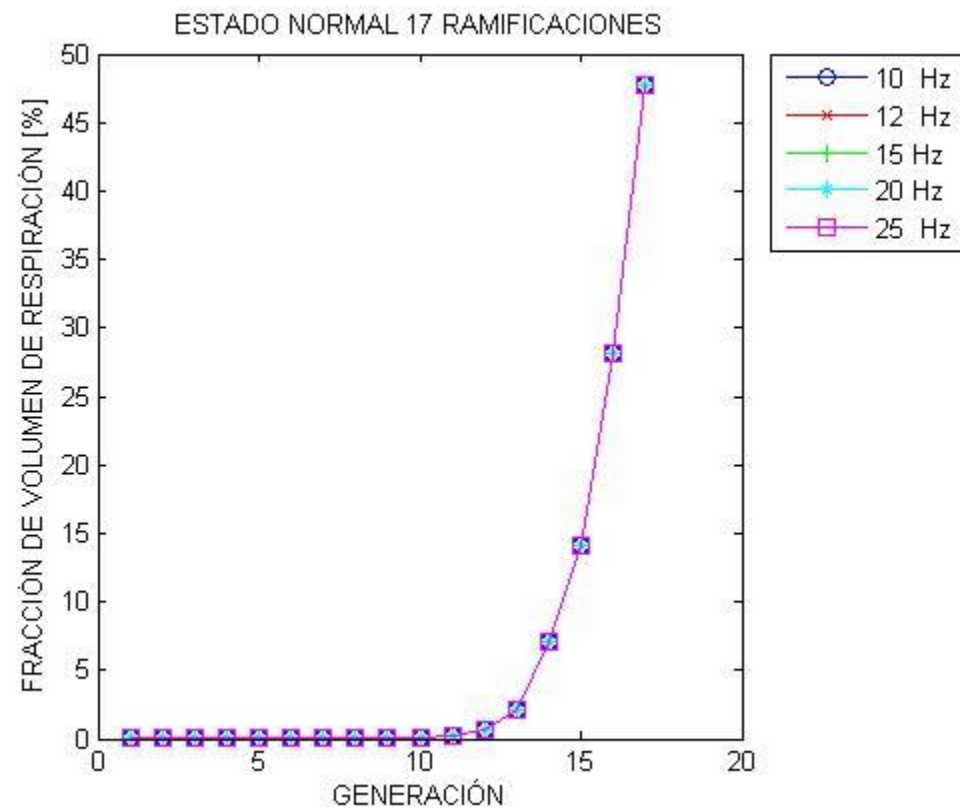


Figura 56 Volumen del sistema por cada frecuencia desde 10 Hz a 25 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

F [Hz]	1	2	3	4	5	6	7	8	9
0.20	0,00135161	0,0014887	0,00172208	0,00209067	0,00249221	0,00320372	0,00390584	0,0054193	0,00749722
0.25	0,00135167	0,00148875	0,00172212	0,0020907	0,00249222	0,00320373	0,00390584	0,0054193	0,00749721
0.30	0,00135176	0,00148881	0,00172217	0,00209073	0,00249224	0,00320374	0,00390584	0,0054193	0,00749721
0.50	0,00135224	0,00148919	0,00172244	0,0020909	0,00249233	0,00320378	0,00390585	0,0054193	0,0074972
0.75	0,00135318	0,00148993	0,00172296	0,00209124	0,00249251	0,00320385	0,00390586	0,00541928	0,00749718
1	0,00135451	0,00149097	0,00172369	0,00209172	0,00249277	0,00320397	0,00390589	0,00541926	0,00749714
2	0,0013636	0,00149808	0,00172873	0,00209501	0,00249451	0,00320473	0,00390605	0,00541914	0,00749691
3	0,00137888	0,00150995	0,00173712	0,00210048	0,00249743	0,003206	0,00390631	0,00541894	0,00749653
4	0,00140049	0,00152663	0,0017489	0,00210816	0,00250152	0,00320778	0,00390668	0,00541865	0,00749599
5	0,00142866	0,00154817	0,00176406	0,00211805	0,0025068	0,00321007	0,00390716	0,00541829	0,00749529
6	0,00146363	0,00157462	0,00178264	0,00213017	0,00251326	0,00321289	0,00390776	0,00541784	0,00749445
8	0,00155506	0,00164255	0,00183014	0,00216115	0,0025298	0,00322012	0,00390929	0,00541671	0,0074923
10	0,00167698	0,00173103	0,00189161	0,00220124	0,00255127	0,00322952	0,0039113	0,00541528	0,00748954
12	0,00183131	0,00184065	0,00196729	0,00225063	0,00257779	0,00324117	0,00391383	0,00541356	0,00748617
15	0,00212663	0,0020459	0,00210801	0,00234258	0,00262741	0,0032631	0,00391868	0,00541045	0,00747999
20	0,00279455	0,00249986	0,00241684	0,00254518	0,00273788	0,00331252	0,00393003	0,00540409	0,00746675
25	0,00368315	0,0030961	0,00282067	0,002812	0,00288579	0,00337998	0,00394636	0,00539656	0,00744994

Tabla 31 Volumen del sistema por cada frecuencia y desde la 1ª hasta la 9ª generación del modelo con 17 ramificaciones.

F [Hz]	10	11	12	13	14	15	16	17
0.20	0,01022348	0,21950063	0,70240208	2,10720634	7,02402134	14,0480429	28,0960859	47,7633461
0.25	0,01022348	0,21950061	0,70240204	2,10720629	7,02402127	14,0480428	28,0960859	47,7633461
0.30	0,01022347	0,21950058	0,70240199	2,10720622	7,02402118	14,0480428	28,0960859	47,7633462
0.50	0,01022346	0,21950041	0,70240171	2,10720583	7,02402067	14,0480425	28,0960858	47,7633464
0.75	0,01022344	0,21950008	0,70240115	2,10720506	7,02401966	14,0480418	28,0960857	47,763347
1	0,0102234	0,21949963	0,70240038	2,10720399	7,02401826	14,048041	28,0960856	47,7633478
2	0,01022316	0,21949649	0,70239509	2,10719664	7,02400862	14,0480352	28,0960848	47,7633533
3	0,01022277	0,21949126	0,70238627	2,10718439	7,02399255	14,0480255	28,0960834	47,7633623
4	0,01022221	0,21948394	0,70237391	2,10716724	7,02397003	14,0480118	28,0960813	47,7633747
5	0,0102215	0,21947453	0,70235803	2,10714517	7,02394103	14,0479942	28,0960785	47,7633905
6	0,01022063	0,21946303	0,7023386	2,10711818	7,02390554	14,0479726	28,0960748	47,7634094
8	0,01021841	0,21943375	0,70228914	2,1070494	7,02381495	14,047917	28,0960645	47,7634557
10	0,01021555	0,21939609	0,7022255	2,10696084	7,02369801	14,0478446	28,0960494	47,7635123
12	0,01021207	0,21935005	0,70214766	2,10685242	7,0235545	14,047755	28,0960286	47,7635773
15	0,01020565	0,21926528	0,70200424	2,10665244	7,023289	14,0475873	28,095985	47,7636882
20	0,01019182	0,2190821	0,70169404	2,10621923	7,02271147	14,0472173	28,0958753	47,7639011
25	0,01017408	0,21884664	0,70129482	2,10566082	7,02196413	14,0467319	28,0957149	47,7641421

Tabla 32 Volumen del sistema por cada frecuencia y desde la 10ª hasta la 17ª generación con 17 ramificaciones.

2.2. Simplificación del modelo electroacústico del pulmón partiendo desde la última ramificación hacia la primera ramificación.

- Con 23 Ramificaciones

Los resultados de impedancia obtenidos al realizar la simplificación del circuito a 23 ramificaciones fueron:

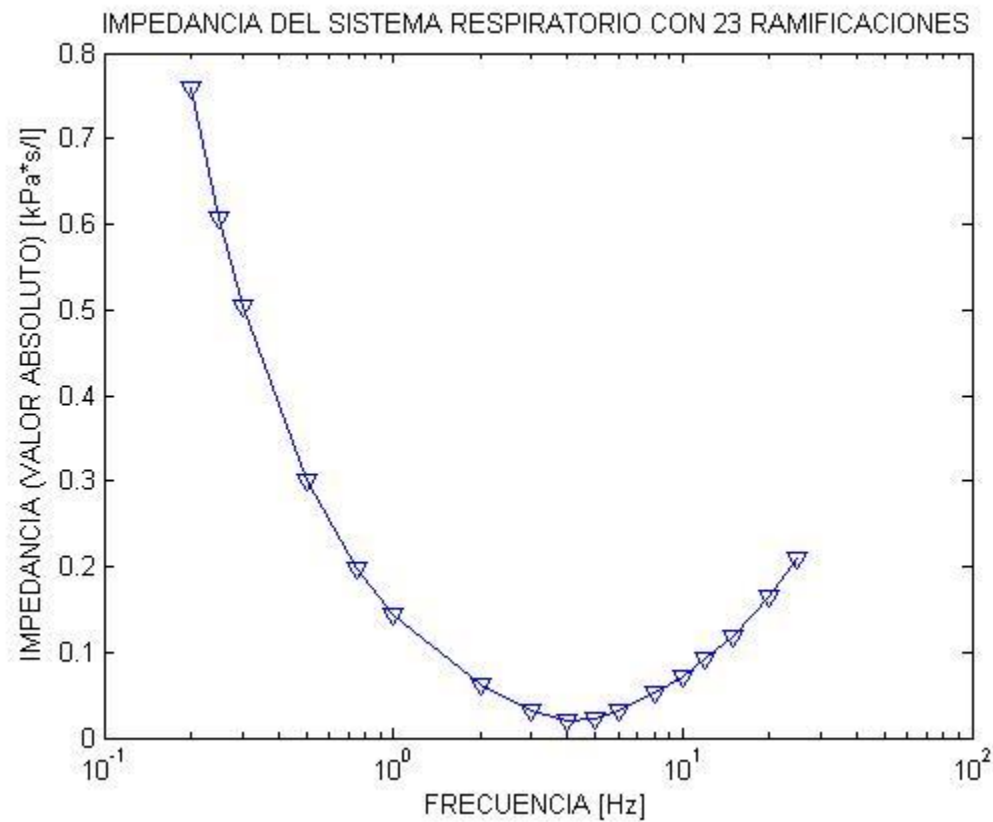


Figura 57 Impedancia total del sistema por cada frecuencia con 23 ramificaciones.

Frecuencia [Hz]	Impedancia Total
0.2	0,75963503
0.25	0,60704787
0.30	0,50520113
0.50	0,30077815
0.75	0,19748108
1	0,14494297
2	0,06202587
3	0,03147736
4	0,01926387
5	0,02238989
6	0,03185435
8	0,05255481
10	0,07240723
12	0,09147293
15	0,11917571
20	0,16413585
25	0,20846045

Tabla 33 Impedancia total del sistema por cada frecuencia con 23 ramificaciones.

Los resultados de presión obtenidos al realizar la simplificación del circuito a 23 ramificaciones fueron:

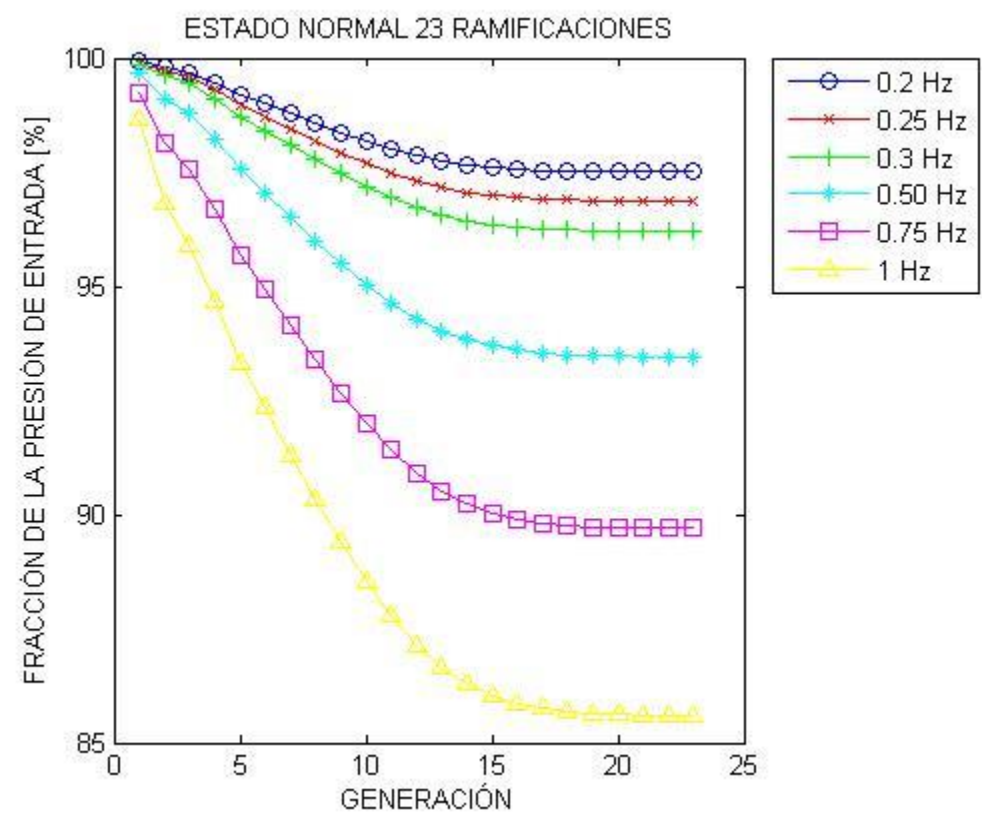


Figura 58 Presión del sistema por cada frecuencia desde 0.2 Hz a 1 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

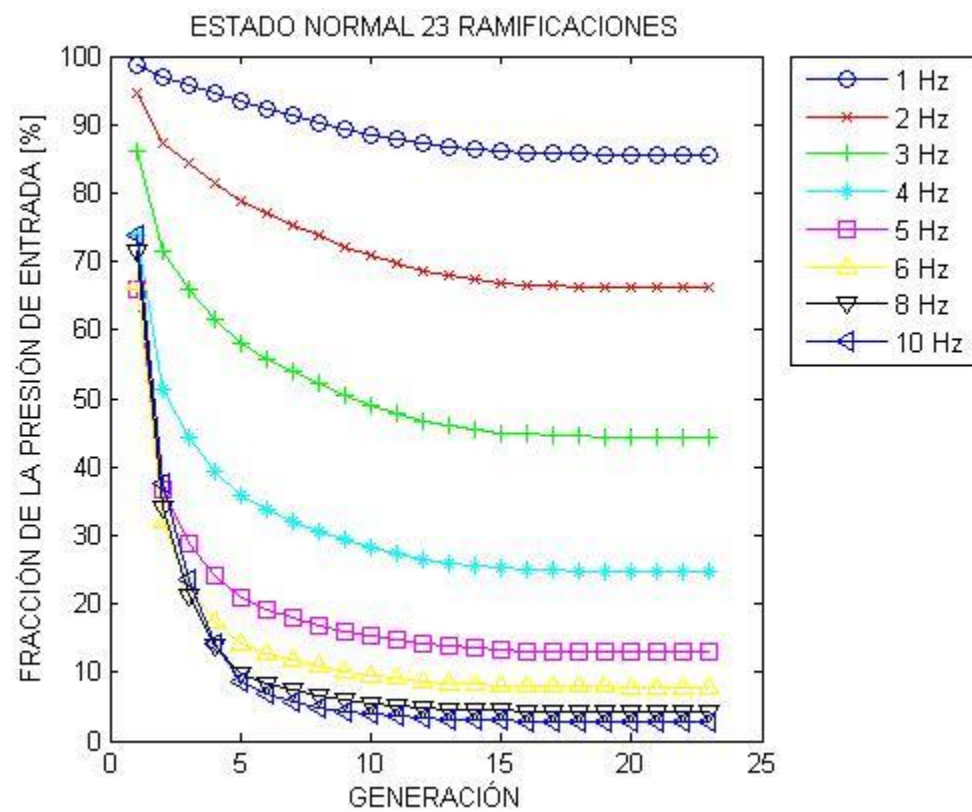


Figura 59 Presión del sistema por cada frecuencia desde 1 Hz a 10 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

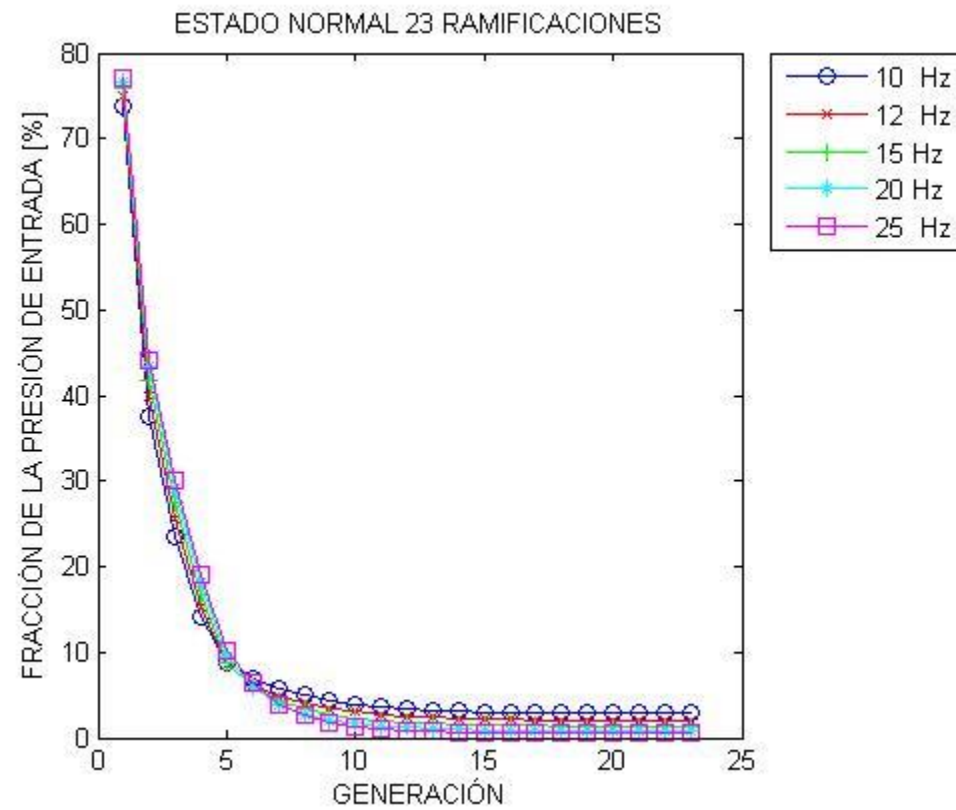


Figura 60 Presión del sistema por cada frecuencia desde 10 Hz a 25 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

F [Hz]	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23
0.20	99,9	99,8	99,7	99,5	99,2	99	98,8	98,6	98,4	98,2	98	97,9	97,7	97,7	97,6	97,6	97,5	97,52	97,52	97,51	97,51	97,51	97,51
0.25	99,9	99,7	99,6	99,3	99	98,7	98,4	98,2	97,9	97,7	97,5	97,3	97,2	97,1	97	96,9	96,9	96,89	96,87	96,87	96,86	96,86	96,86
0.30	99,9	99,6	99,5	99,1	98,7	98,4	98,1	97,8	97,5	97,2	96,9	96,7	96,6	96,4	96,4	96,3	96,3	96,24	96,22	96,21	96,21	96,21	96,21
0.50	99,7	99,1	98,8	98,2	97,6	97,1	96,5	96	95,5	95	94,6	94,3	94	93,8	93,7	93,6	93,5	93,50	93,48	93,47	93,46	93,46	93,46
0.75	99,3	98,2	97,6	96,7	95,7	94,9	94,1	93,4	92,7	92	91,4	90,9	90,5	90,2	90	89,9	89,8	89,77	89,74	89,72	89,71	89,70	89,70
1	98,7	96,8	95,9	94,7	93,3	92,3	91,3	90,3	89,4	88,5	87,8	87,1	86,6	86,3	86	85,9	85,8	85,68	85,64	85,62	85,61	85,60	85,60
2	94,4	87,4	84,4	81,6	78,9	77,1	75,4	73,7	72,2	70,8	69,6	68,6	67,8	67,3	66,9	66,6	66,4	66,34	66,28	66,24	66,23	66,22	66,21
3	86,2	71,4	66	61,7	58	55,8	53,9	52,1	50,5	49	47,8	46,8	46	45,4	45	44,7	44,6	44,46	44,40	44,36	44,35	44,34	44,33
4	74	51,4	44,4	39,5	35,7	33,8	32,1	30,7	29,4	28,3	27,3	26,6	26	25,5	25,2	25	24,9	24,83	24,78	24,75	24,74	24,74	24,73
5	66	36,8	28,9	24,1	20,8	19,3	18	17	16,1	15,3	14,7	14,2	13,8	13,5	13,3	13,1	13,1	13,00	12,97	12,96	12,95	12,94	12,94
6	66,9	32	22,7	17,5	14,2	12,8	11,7	10,9	10,2	9,63	9,15	8,76	8,47	8,26	8,11	8,02	7,96	7,92	7,90	7,88	7,88	7,87	7,87
8	71,5	34,1	21,3	14	9,89	8,35	7,31	6,58	6,01	5,55	5,18	4,89	4,67	4,52	4,41	4,34	4,3	4,27	4,26	4,25	4,24	4,24	4,24
10	73,8	37,6	23,5	14,2	8,74	6,84	5,68	4,92	4,38	3,95	3,62	3,37	3,18	3,05	2,96	2,91	2,87	2,85	2,83	2,83	2,82	2,82	2,82
12	75	39,9	25,5	15,2	8,5	6,17	4,84	4,02	3,47	3,06	2,76	2,53	2,36	2,24	2,16	2,11	2,08	2,06	2,05	2,04	2,04	2,04	2,04
15	76	41,9	27,5	16,7	8,79	5,86	4,22	3,28	2,7	2,29	2,01	1,8	1,65	1,55	1,48	1,44	1,41	1,39	1,38	1,38	1,37	1,37	1,37
20	76,7	43,4	29,2	18,2	9,57	6,04	3,94	2,76	2,09	1,66	1,38	1,18	1,05	0,97	0,91	0,88	0,85	0,84	0,83	0,83	0,83	0,83	0,82
25	77	44,1	30	19	10,1	6,36	3,97	2,6	1,81	1,34	1,06	0,87	0,75	0,67	0,63	0,6	0,58	0,57	0,56	0,56	0,55	0,55	0,55

Tabla 34 Presión del sistema por cada frecuencia y en cada una de las generación con 23 ramificaciones.

Los resultados de volumen obtenidos al realizar la simplificación del circuito a 23 ramificaciones fueron:

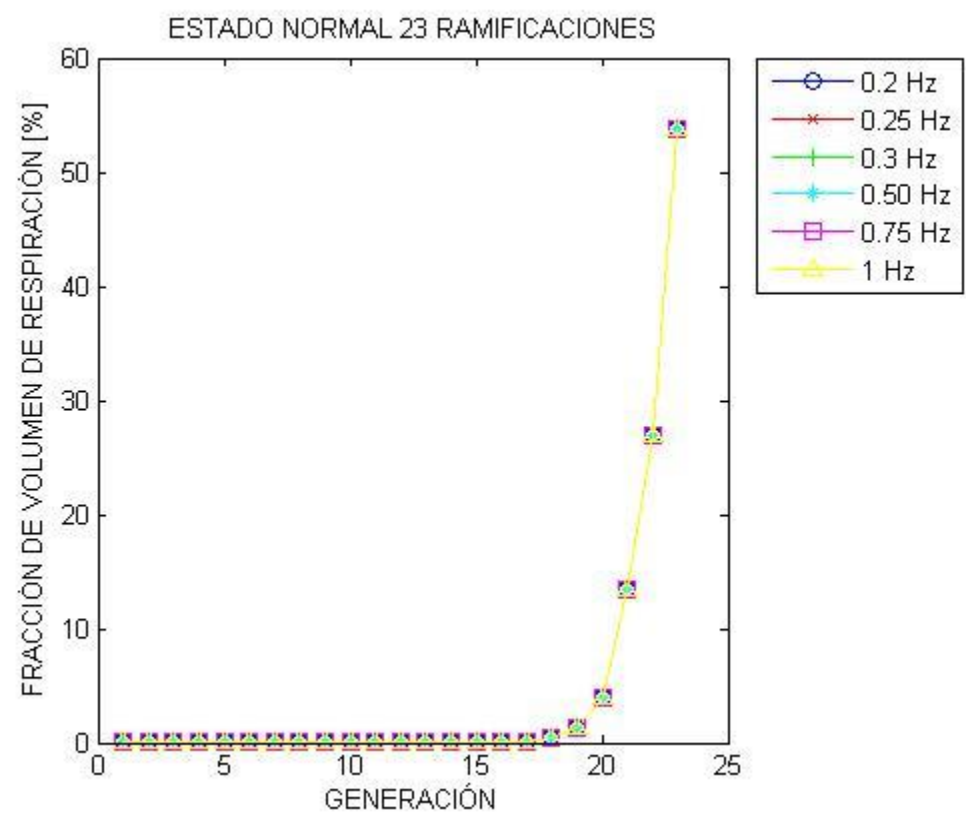


Figura 61 Volumen del sistema por cada frecuencia desde 0.2 Hz a 1 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

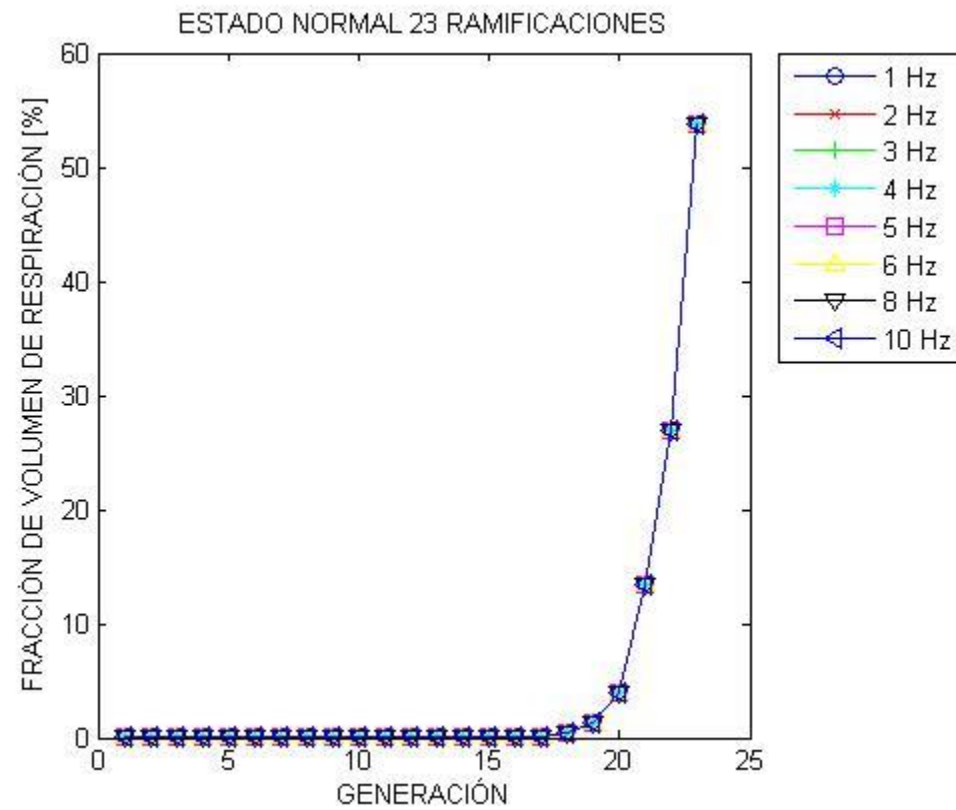


Figura 62 Volumen del sistema por cada frecuencia desde 1 Hz a 10 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

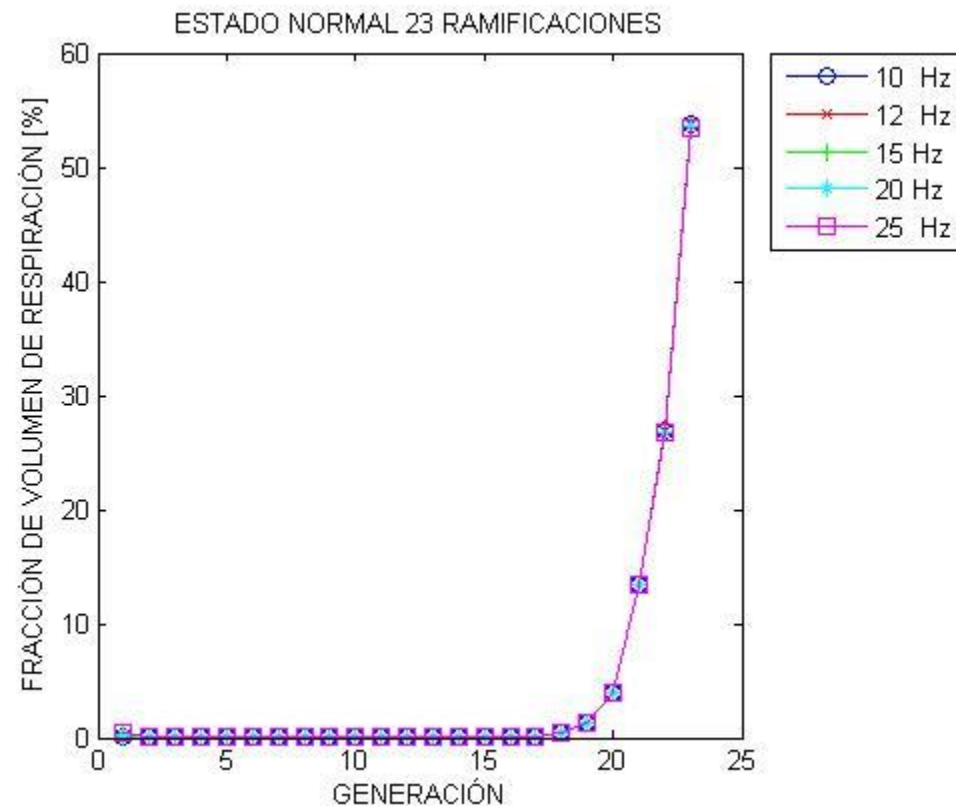


Figura 63 Volumen del sistema por cada frecuencia desde 10 Hz a 25 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

F [Hz]	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
0.20	0,01951136	0,00711574	0,00263001	0,00347895	0,00206771	0,00210783	0,00226943	0,00258621	0,0028486	0,00329528	0,00400065	0,00476907
0.25	0,01949555	0,00711275	0,00262934	0,00347845	0,00206758	0,00210777	0,0022694	0,0025862	0,0028486	0,00329528	0,00400065	0,00476907
0.30	0,01947623	0,00710911	0,00262851	0,00347782	0,00206743	0,00210769	0,00226937	0,00258619	0,0028486	0,00329528	0,00400065	0,00476907
0.50	0,01936403	0,00708795	0,00262372	0,00347421	0,00206654	0,00210727	0,00226919	0,00258613	0,00284859	0,00329528	0,00400065	0,00476906
0.75	0,01914575	0,00704678	0,00261438	0,00346717	0,00206482	0,00210645	0,00226885	0,00258601	0,00284857	0,00329528	0,00400064	0,00476903
1	0,01884213	0,00698949	0,00260139	0,00345736	0,00206242	0,00210531	0,00226836	0,00258585	0,00284855	0,00329528	0,00400063	0,004769
2	0,01683208	0,0066086	0,00251485	0,00339177	0,0020463	0,00209764	0,0022651	0,00258477	0,00284839	0,00329529	0,00400055	0,00476877
3	0,01387229	0,00602809	0,00238148	0,00328917	0,00202086	0,0020855	0,00225996	0,00258309	0,00284816	0,00329532	0,00400041	0,00476836
4	0,01119629	0,00536582	0,00222161	0,00316097	0,00198833	0,00206988	0,00225333	0,00258097	0,0028479	0,00329535	0,00400016	0,00476771
5	0,0119264	0,00487454	0,00207248	0,00302591	0,00195204	0,00205217	0,00224579	0,00257859	0,00284764	0,00329531	0,00399969	0,00476667
6	0,01790063	0,00497502	0,00199495	0,00291255	0,00191666	0,00203428	0,00223809	0,00257626	0,00284743	0,00329518	0,00399893	0,00476514
8	0,03944171	0,0079178	0,00234478	0,00291557	0,00187469	0,00200845	0,0022266	0,00257365	0,00284808	0,00329512	0,00399682	0,00476085
10	0,06921862	0,01364221	0,00351294	0,00348907	0,00192619	0,00201813	0,00222946	0,00257776	0,00285182	0,0032961	0,00399439	0,00475525
12	0,10610783	0,02123083	0,00530662	0,00471466	0,00213541	0,00209409	0,00225977	0,00259422	0,00286098	0,00329909	0,00399209	0,0047486
15	0,17429115	0,03555586	0,00886891	0,00752923	0,00280619	0,00239149	0,0023881	0,00265656	0,00289091	0,00330989	0,00398998	0,00473707
20	0,32165075	0,06676141	0,01678535	0,01418665	0,00476757	0,00345508	0,0029176	0,00291802	0,00301061	0,00335635	0,00399496	0,0047157
25	0,51070982	0,10685919	0,02701488	0,02294593	0,00755773	0,00515388	0,00389188	0,0034468	0,00326149	0,0034602	0,00402039	0,00469554

Tabla 35 Volumen del sistema por cada frecuencia y desde la 1ª hasta la 12ª generación del modelo con 23 ramificaciones.

F [Hz]	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23
0.20	0,00613066	0,00747425	0,01037045	0,01434678	0,0195638	0,42003962	1,34412687	4,03238074	13,4412693	26,8825388	53,7650778
0.25	0,00613066	0,00747425	0,01037045	0,01434678	0,0195638	0,42003968	1,3441271	4,03238151	13,441272	26,8825443	53,7650888
0.30	0,00613066	0,00747425	0,01037045	0,01434678	0,0195638	0,42003975	1,34412739	4,03238245	13,4412753	26,882551	53,7651022
0.50	0,00613064	0,00747423	0,01037044	0,01434678	0,01956381	0,42004017	1,34412904	4,03238792	13,4412943	26,8825897	53,7651803
0.75	0,00613061	0,0074742	0,01037042	0,01434678	0,01956383	0,42004097	1,34413225	4,03239856	13,4413314	26,8826651	53,7653321
1	0,00613056	0,00747416	0,01037039	0,01434677	0,01956386	0,42004209	1,34413672	4,03241335	13,4413829	26,88277	53,7655434
2	0,00613023	0,00747387	0,01037018	0,01434673	0,01956405	0,42004937	1,34416613	4,03251119	13,4417244	26,8834654	53,7669443
3	0,00612966	0,00747334	0,01036979	0,0143466	0,01956427	0,42005956	1,34420891	4,03265552	13,4422311	26,8844993	53,7690293
4	0,00612875	0,00747248	0,01036906	0,01434617	0,01956426	0,42006683	1,34424639	4,03279037	13,4427163	26,8854989	53,7710521
5	0,00612731	0,00747103	0,01036765	0,01434496	0,01956333	0,42005673	1,34423238	4,03277711	13,4427182	26,8855397	53,7711644
6	0,00612519	0,00746881	0,0103653	0,01434262	0,01956104	0,42001937	1,34413518	4,0325207	13,4419197	26,8839882	53,7680988
8	0,00611921	0,00746243	0,01035831	0,01433525	0,01955325	0,4198825	1,34375411	4,03146701	13,4385504	26,8773653	53,7549481
10	0,00611125	0,00745385	0,01034876	0,014325	0,01954217	0,4196835	1,3431904	4,02989089	13,4334804	26,8673741	53,7350878
12	0,0061015	0,00744322	0,01033687	0,01431214	0,0195282	0,41943093	1,34247144	4,02787447	13,4269834	26,8545616	53,7096121
15	0,00608373	0,00742362	0,01031482	0,01428822	0,01950209	0,41895764	1,34112099	4,02408128	13,4147519	26,8304324	53,661628
20	0,00604655	0,00738156	0,01026711	0,01423628	0,01944525	0,41792518	1,33817048	4,01578591	13,3879892	26,7776261	53,5566063
25	0,00600145	0,00732836	0,01020607	0,01416954	0,01937208	0,41659443	1,33436421	4,00507881	13,3534361	26,7094402	53,4209909

Tabla 36 Volumen del sistema por cada frecuencia y desde la 13ª hasta la 23ª generación con 23 ramificaciones.

- Con 22 Ramificaciones

Los resultados de impedancia obtenidos al realizar la simplificación del circuito a 22 ramificaciones fueron:

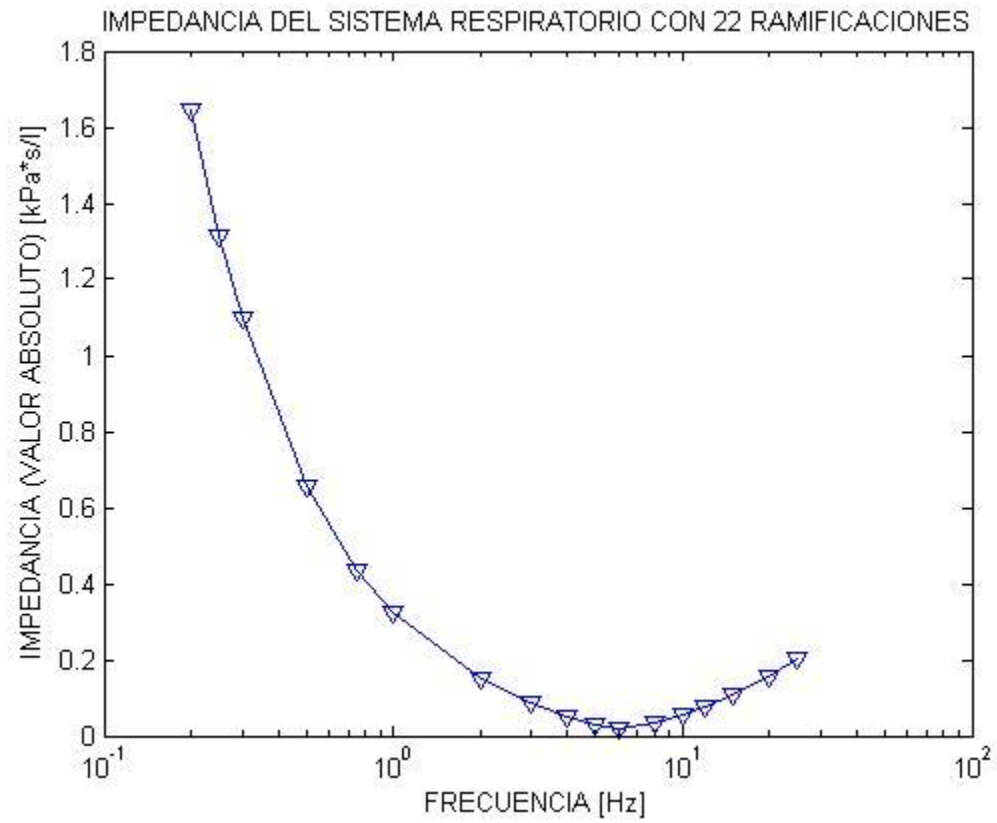


Figura 64 Impedancia total del sistema por cada frecuencia con 22 ramificaciones.

Frecuencia [Hz]	Impedancia Total
0.2	1,64457073
0.25	1,31493986
0.30	1,09505327
0.50	0,65448462
0.75	0,43300892
1	0,32128142
2	0,14880489
3	0,08631053
4	0,05182992
5	0,02996992
6	0,01920809
8	0,03283228
10	0,05546194
12	0,0770455
15	0,10747527
20	0,1552627
25	0,20130492

Tabla 37 Impedancia total del sistema por cada frecuencia con 22 ramificaciones.

Los resultados de presión obtenidos al realizar la simplificación del circuito a 22 ramificaciones fueron:

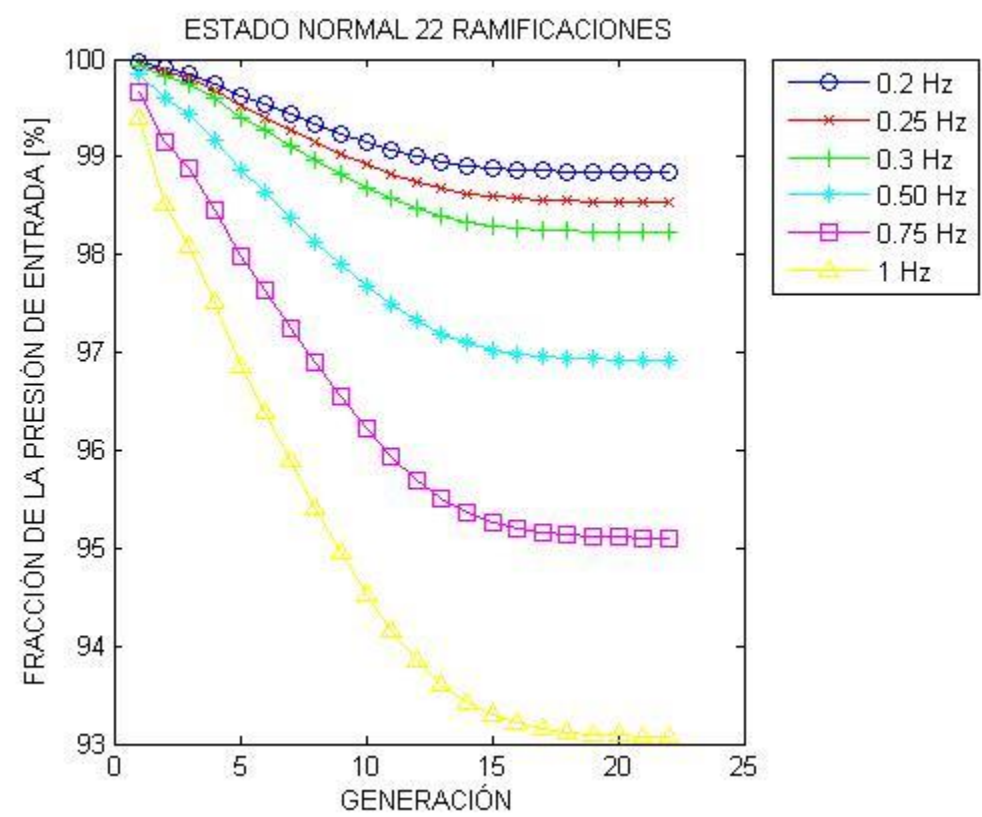


Figura 65 Presión del sistema por cada frecuencia desde 0.2 Hz a 1 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

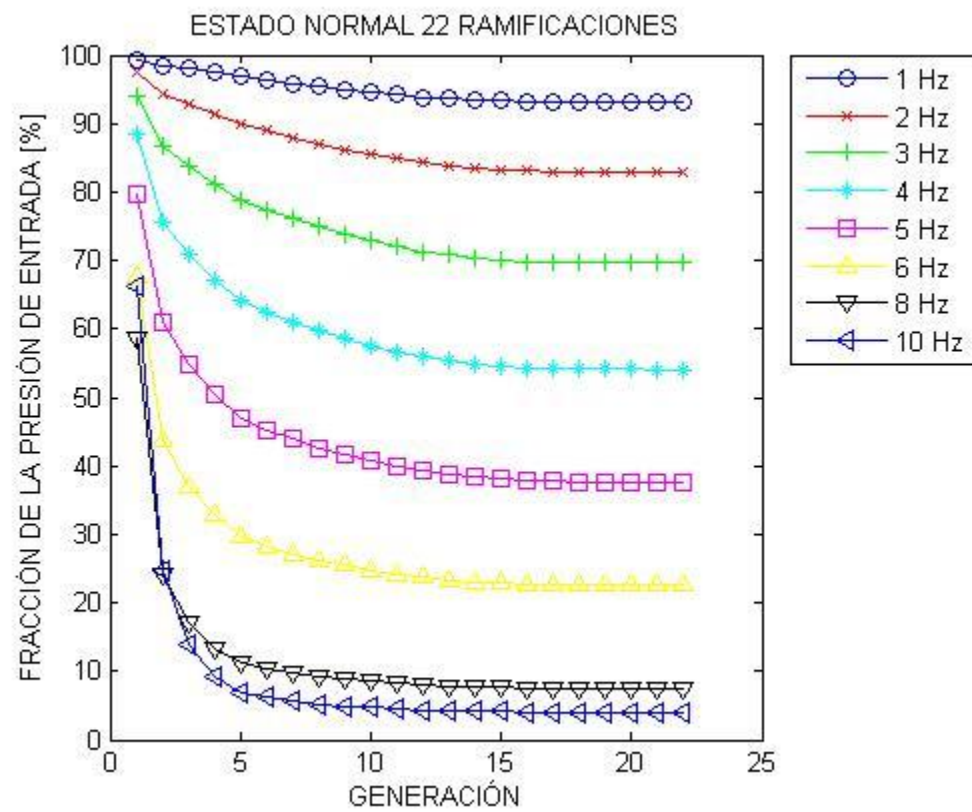


Figura 66 Presión del sistema por cada frecuencia desde 1 Hz a 10 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

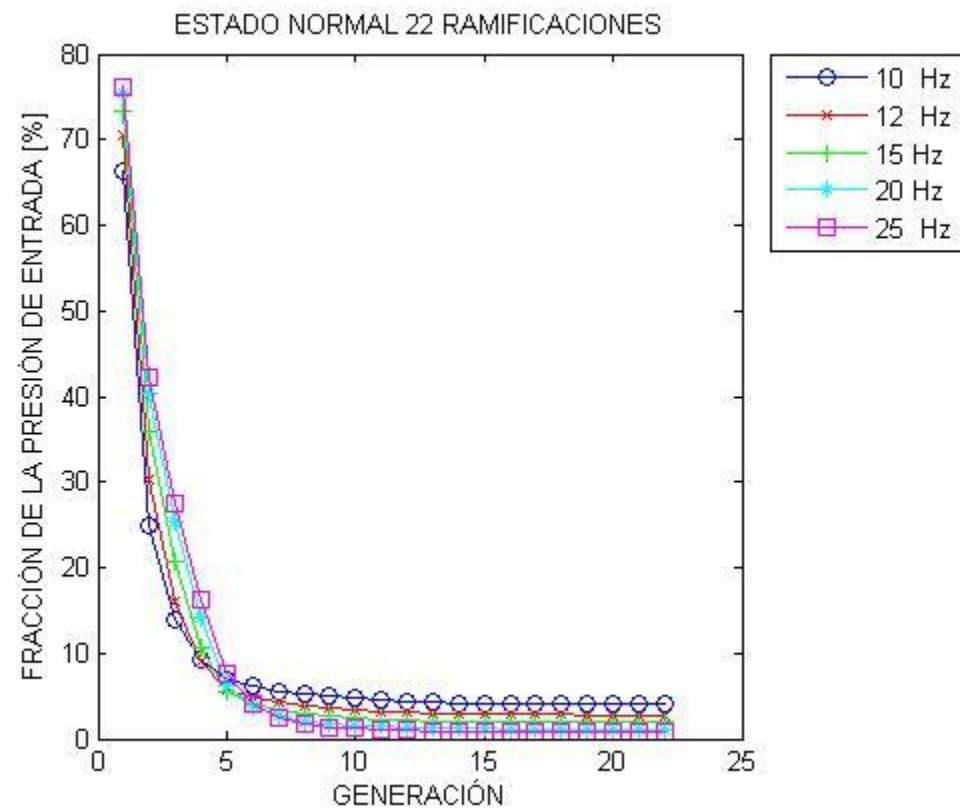


Figura 67 Presión del sistema por cada frecuencia desde 10 Hz a 25 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

F [Hz]	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22
0.20	100	99,9	99,9	99,8	99,6	99,5	99,4	99,3	99,2	99,1	99,1	99	99	98,9	98,9	98,9	98,9	98,8	98,8	98,8	98,8	98,8
0.25	100	99,9	99,8	99,7	99,5	99,4	99,3	99,2	99	98,9	98,8	98,7	98,7	98,6	98,6	98,6	98,6	98,5	98,5	98,5	98,5	98,5
0.30	99,9	99,8	99,7	99,6	99,4	99,3	99,1	99	98,8	98,7	98,6	98,5	98,4	98,3	98,3	98,3	98,3	98,2	98,2	98,2	98,2	98,2
0.50	99,8	99,6	99,4	99,2	98,9	98,6	98,4	98,1	97,9	97,7	97,5	97,3	97,2	97,1	97	97	97	96,9	96,9	96,9	96,9	96,9
0.75	99,7	99,1	98,9	98,5	98	97,6	97,3	96,9	96,5	96,2	95,9	95,7	95,5	95,4	95,3	95,2	95,2	95,1	95,1	95,1	95,1	95,1
1	99,4	98,5	98,1	97,5	96,9	96,4	95,9	95,4	95	94,5	94,2	93,8	93,6	93,4	93,3	93,2	93,2	93,1	93,1	93,1	93,1	93,1
2	97,5	94,2	92,7	91,3	89,9	88,9	88	87,1	86,2	85,5	84,8	84,2	83,8	83,5	83,2	83,1	83	82,9	82,9	82,9	82,9	82,9
3	94,1	86,7	83,7	81,1	78,8	77,5	76,2	75	73,9	72,9	72,1	71,3	70,8	70,4	70,1	69,9	69,8	69,7	69,6	69,6	69,6	69,6
4	88,5	75,6	70,9	67,2	64,2	62,5	61,1	59,8	58,6	57,5	56,6	55,9	55,3	54,9	54,6	54,4	54,2	54,2	54,1	54,1	54,1	54,1
5	79,7	60,9	54,7	50,4	47	45,3	43,9	42,7	41,6	40,7	39,9	39,2	38,7	38,3	38,1	37,9	37,8	37,7	37,7	37,7	37,6	37,6
6	67,6	43,8	37,1	32,8	29,7	28,3	27,2	26,2	25,5	24,8	24,2	23,7	23,3	23	22,9	22,7	22,7	22,6	22,6	22,6	22,5	22,5
8	58,6	24,1	17	13,4	11,2	10,3	9,7	9,22	8,83	8,5	8,24	8,02	7,85	7,73	7,64	7,59	7,55	7,53	7,52	7,51	7,51	7,5
10	66,4	24,8	14	9,29	6,99	6,14	5,59	5,21	4,92	4,69	4,5	4,35	4,24	4,16	4,1	4,06	4,04	4,02	4,01	4,01	4,01	4,01
12	70,5	30,3	16	8,94	5,84	4,84	4,25	3,87	3,59	3,38	3,22	3,09	2,99	2,92	2,87	2,84	2,82	2,81	2,8	2,8	2,8	2,8
15	73,4	35,9	20,7	10,6	5,49	4,06	3,32	2,89	2,61	2,41	2,26	2,15	2,06	2	1,96	1,93	1,92	1,91	1,9	1,9	1,89	1,89
20	75,4	40,2	25,3	14,1	6,21	3,75	2,63	2,08	1,78	1,57	1,44	1,34	1,26	1,21	1,18	1,16	1,15	1,14	1,13	1,13	1,13	1,13
25	76,2	42,2	27,6	16,3	7,53	4,19	2,53	1,78	1,4	1,18	1,05	0,95	0,89	0,84	0,81	0,8	0,78	0,78	0,77	0,77	0,77	0,77

Tabla 38 Presión del sistema por cada frecuencia y en cada una de las generación con 22 ramificaciones.

Los resultados de volumen obtenidos al realizar la simplificación del circuito a 22 ramificaciones fueron:

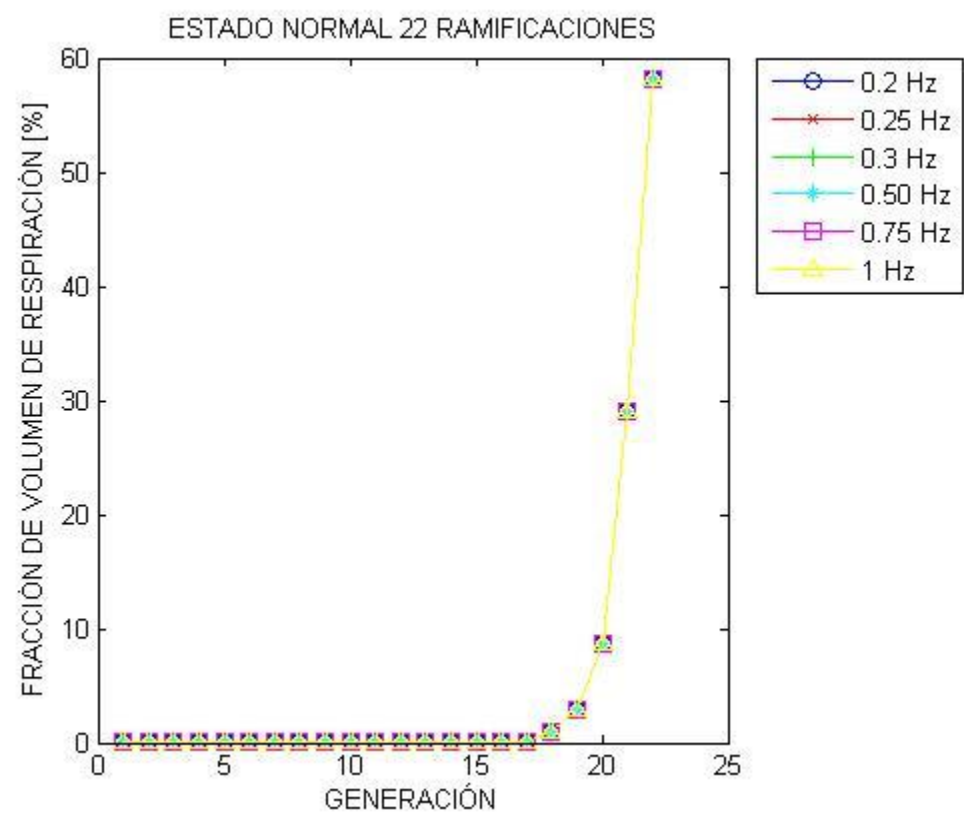


Figura 68 Volumen del sistema por cada frecuencia desde 0.2 Hz a 1 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

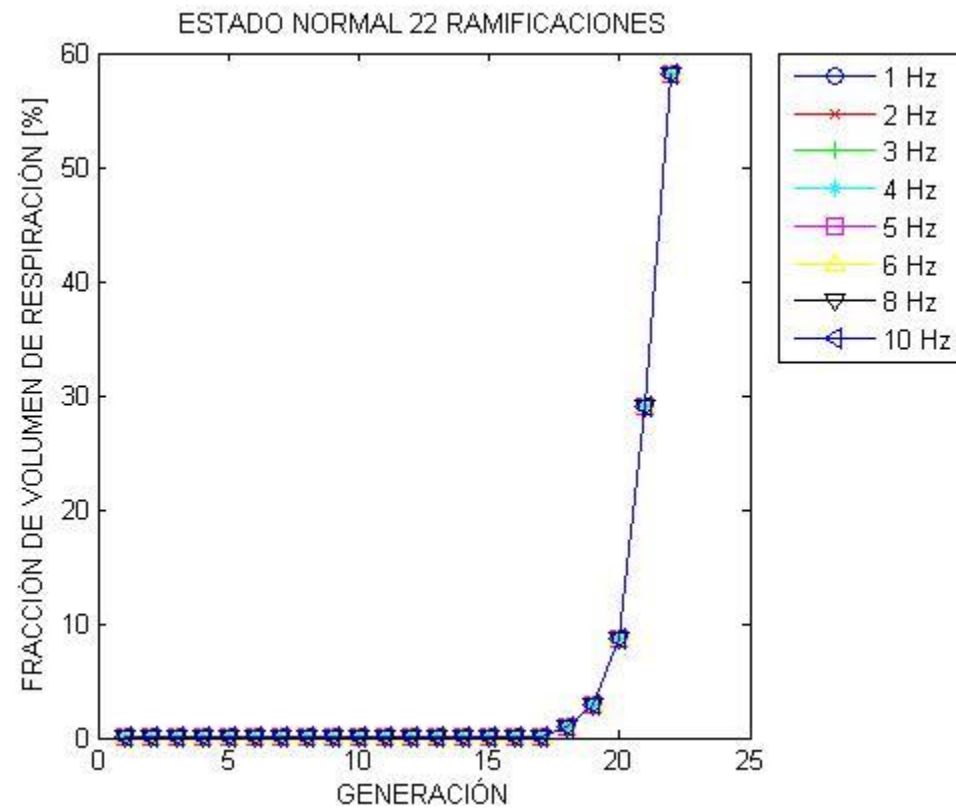


Figura 69 Volumen del sistema por cada frecuencia desde 1 Hz a 10 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

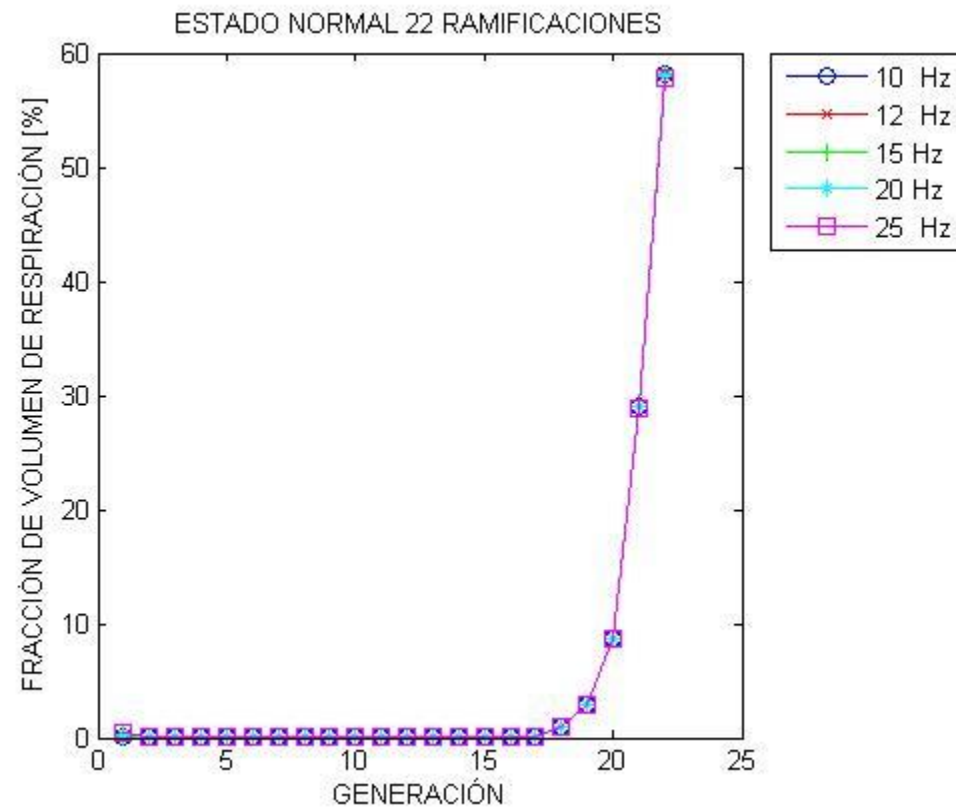


Figura 70 Volumen del sistema por cada frecuencia desde 10 Hz a 25 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

F [Hz]	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
0.20	0,0422301	0,01539553	0,00568942	0,0075252	0,00447227	0,00455894	0,00490842	0,00559356	0,0061611	0,0071272	0,00865286
0.25	0,04221256	0,01539198	0,00568855	0,00752448	0,00447205	0,00455881	0,00490834	0,00559351	0,00616106	0,00712718	0,00865284
0.30	0,04219112	0,01538763	0,00568749	0,00752361	0,00447179	0,00455865	0,00490824	0,00559344	0,00616102	0,00712716	0,00865283
0.50	0,04206644	0,01536236	0,00568131	0,00751852	0,00447025	0,00455771	0,00490766	0,00559307	0,00616079	0,007127	0,00865272
0.75	0,04182312	0,01531304	0,00566925	0,00750858	0,00446724	0,00455588	0,00490653	0,00559234	0,00616034	0,00712671	0,00865252
1	0,0414829	0,01524407	0,00565238	0,00749468	0,00446304	0,00455332	0,00490494	0,00559131	0,0061597	0,00712629	0,00865223
2	0,03916441	0,01477375	0,0055373	0,00739977	0,00443431	0,00453583	0,00489407	0,00558429	0,00615532	0,00712344	0,00865029
3	0,03536665	0,01400097	0,0053479	0,00724316	0,00438678	0,00450684	0,00487603	0,00557261	0,00614804	0,00711868	0,00864703
4	0,0302419	0,01294652	0,00508837	0,00702744	0,00432104	0,00446663	0,00485094	0,00555634	0,00613788	0,00711201	0,00864247
5	0,02419196	0,01165068	0,0047659	0,00675675	0,00423791	0,00441557	0,00481897	0,00553554	0,00612482	0,00710343	0,00863655
6	0,01844299	0,01019326	0,00439267	0,00643731	0,00413854	0,00435416	0,00478029	0,00551023	0,00610885	0,00709284	0,00862917
8	0,02231488	0,00763184	0,0035926	0,00569425	0,00389765	0,00420267	0,00468342	0,00544585	0,00606746	0,00706466	0,00860875
10	0,04847324	0,00861764	0,00309603	0,00494728	0,00361891	0,00402007	0,00456332	0,00536418	0,00601369	0,00702701	0,0085804
12	0,08442922	0,01441778	0,00360588	0,00451042	0,00333883	0,00381967	0,00442548	0,00526787	0,00594902	0,00698092	0,00854514
15	0,15213277	0,02794367	0,00638248	0,00536326	0,00305338	0,00353039	0,00420158	0,00510263	0,00583444	0,00689749	0,00848032
20	0,29925522	0,05879894	0,01396252	0,01083646	0,0036248	0,00335366	0,00387667	0,00480674	0,0056098	0,00672567	0,00834306
25	0,48826284	0,09880049	0,02409943	0,01927472	0,00578533	0,00404978	0,00383904	0,00456885	0,00537248	0,00652377	0,00817366

Tabla 39 Volumen del sistema por cada frecuencia y desde la 1ª hasta la 11ª generación del modelo con 22 ramificaciones.

F [Hz]	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22
0.20	0,01031486	0,0132598	0,01616582	0,02242991	0,03103018	0,04231388	0,90848967	2,90716703	8,72150123	29,071671	58,1433421
0.25	0,01031485	0,0132598	0,01616581	0,02242991	0,03103018	0,04231389	0,90848985	2,90716767	8,72150323	29,0716777	58,1433557
0.30	0,01031484	0,01325979	0,01616581	0,02242991	0,03103019	0,0423139	0,90849008	2,90716846	8,72150567	29,071686	58,1433724
0.50	0,01031477	0,01325975	0,01616579	0,02242992	0,03103021	0,04231395	0,90849139	2,90717302	8,72151988	29,0717342	58,1434693
0.75	0,01031464	0,01325967	0,01616575	0,02242992	0,03103026	0,04231405	0,90849395	2,90718192	8,72154762	29,0718282	58,1436585
1	0,01031445	0,01325955	0,0161657	0,02242992	0,03103032	0,04231419	0,90849752	2,90719436	8,72158641	29,0719596	58,1439231
2	0,01031318	0,01325874	0,01616534	0,02242993	0,03103077	0,04231514	0,90852188	2,90727915	8,72185078	29,0728555	58,1457268
3	0,01031105	0,01325739	0,01616472	0,02242994	0,03103149	0,04231669	0,90856174	2,90741808	8,72228424	29,0743247	58,1486852
4	0,01030806	0,01325546	0,01616381	0,02242989	0,03103243	0,04231876	0,90861544	2,90760588	8,72287098	29,0763147	58,152693
5	0,01030414	0,01325291	0,01616254	0,02242969	0,03103344	0,04232115	0,90867885	2,90782931	8,72357129	29,0786931	58,1574855
6	0,01029917	0,01324954	0,0161607	0,02242905	0,03103411	0,04232332	0,90873991	2,90804978	8,72426941	29,0810739	58,1622908
8	0,01028449	0,01323835	0,01615281	0,02242293	0,03102965	0,0423204	0,90871444	2,90803214	8,72430987	29,0813455	58,1629454
10	0,01026299	0,01322051	0,01613841	0,02240919	0,03101577	0,04230553	0,90844304	2,90724567	8,72207043	29,0740564	58,1485103
12	0,01023574	0,01319738	0,01611918	0,02239009	0,03099562	0,04228302	0,90801797	2,90598562	8,71843677	29,0621588	58,1248896
15	0,01018505	0,01315383	0,01608251	0,02235312	0,03095599	0,04223811	0,90716089	2,9034271	8,71103053	29,0378658	58,0766247
20	0,0100759	0,01305905	0,01600196	0,02227124	0,03086748	0,04213708	0,9052226	2,89762121	8,69419307	28,9825907	57,9667662
25	0,00993785	0,01293766	0,0158981	0,02216515	0,03075235	0,04200522	0,90268691	2,89001469	8,67211611	28,9100885	57,8226471

Tabla 40 Volumen del sistema por cada frecuencia y desde la 12ª hasta la 22ª generación con 22 ramificaciones.

- Con 21 Ramificaciones

Los resultados de impedancia obtenidos al realizar la simplificación del circuito a 21 ramificaciones fueron:

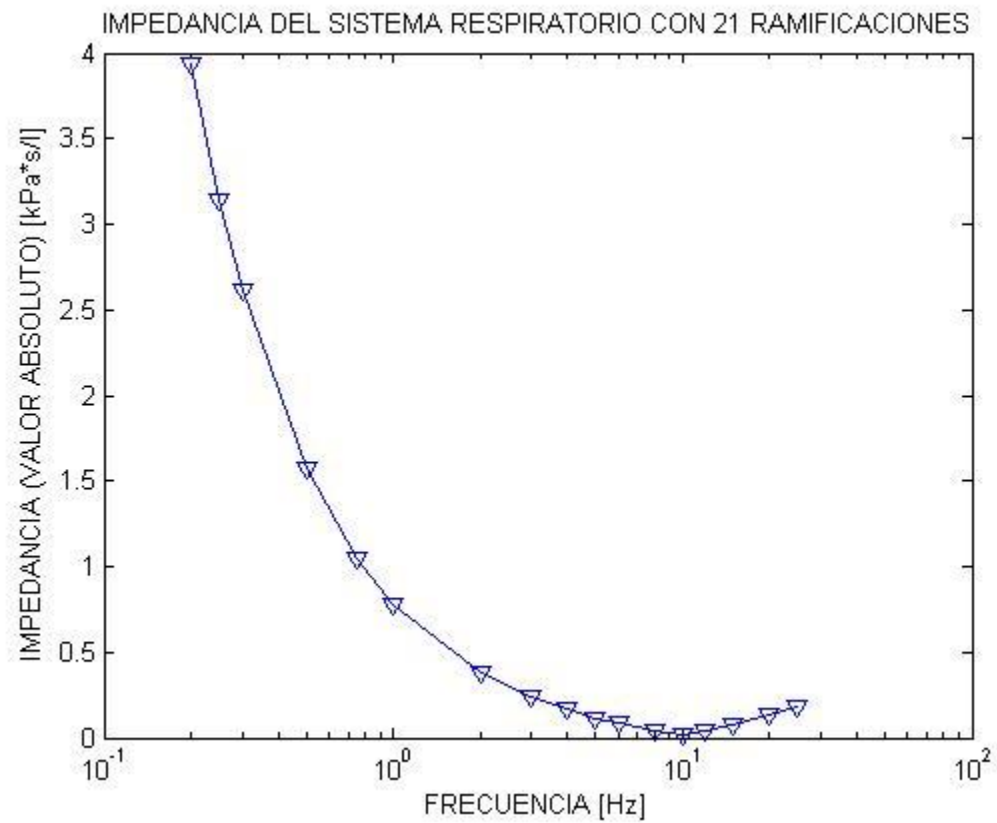


Figura 71 Impedancia total del sistema por cada frecuencia con 21 ramificaciones.

Frecuencia [Hz]	Impedancia Total
0.20	3,93120381
0.25	3,14421894
0.30	2,61942457
0.50	1,56900919
0.75	1,04256187
1	0,7783057
2	0,37676892
3	0,2374556
4	0,16374996
5	0,11637007
6	0,08229892
8	0,03569107
10	0,01982061
12	0,04102476
15	0,07747722
20	0,13237722
25	0,18282992

Tabla 41 Impedancia total del sistema por cada frecuencia con 21 ramificaciones.

Los resultados de presión obtenidos al realizar la simplificación del circuito a 21 ramificaciones fueron:

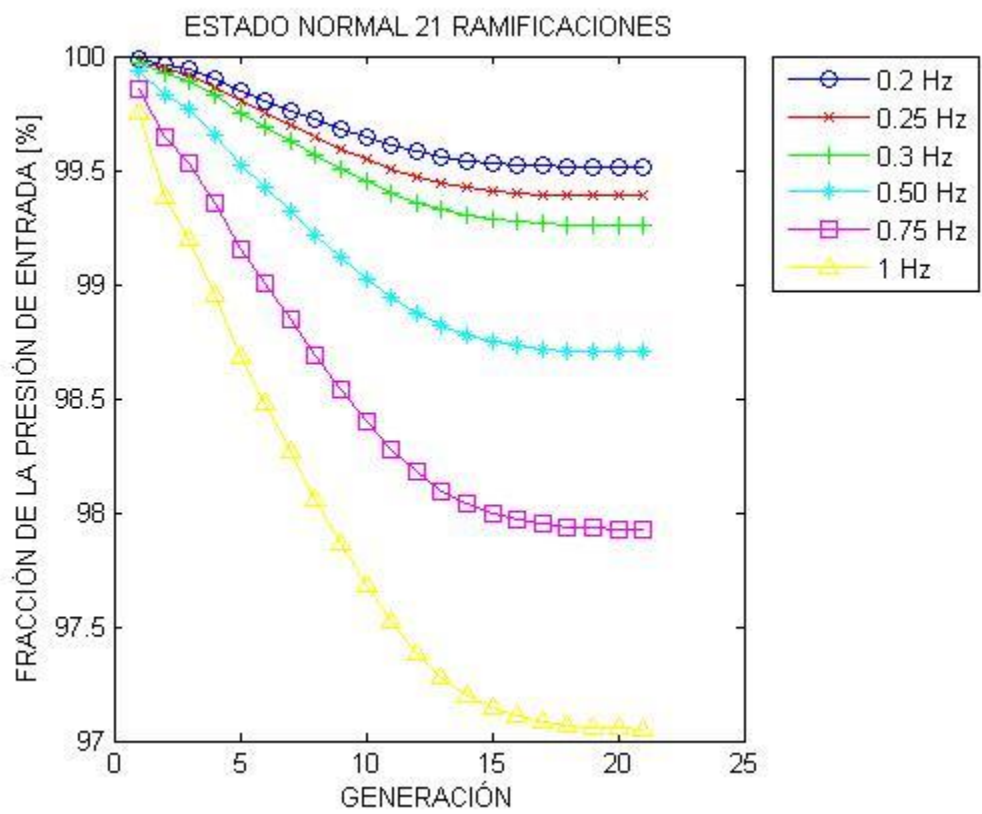


Figura 72 Presión del sistema por cada frecuencia desde 0.2 Hz a 1 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

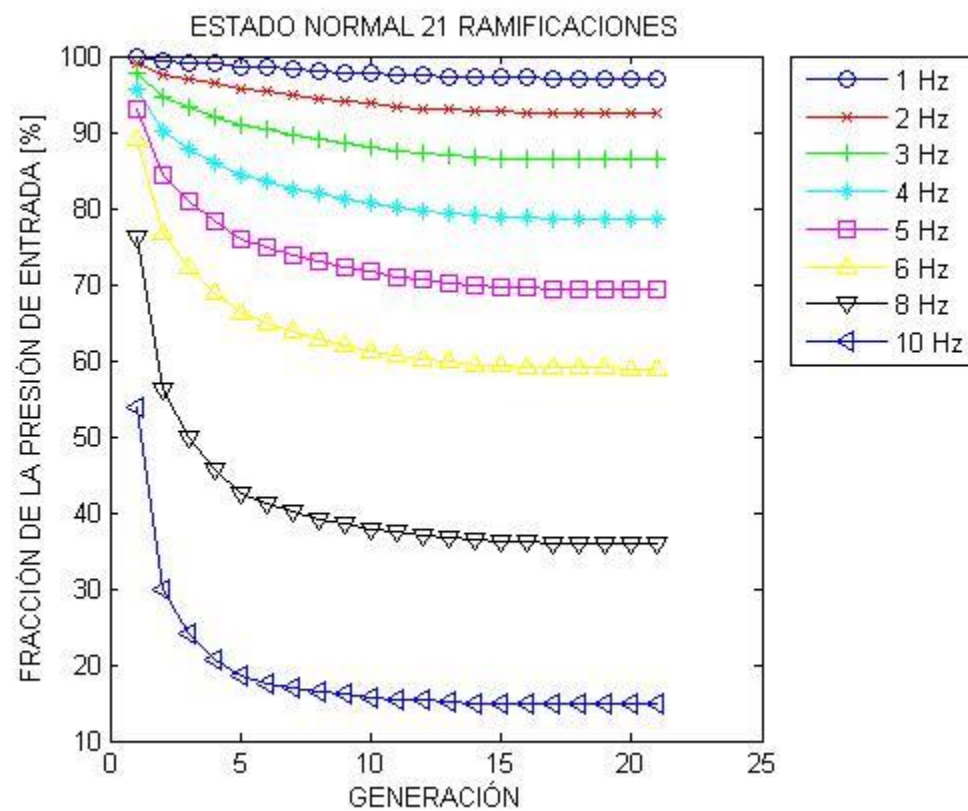


Figura 73 Presión del sistema por cada frecuencia desde 1 Hz a 10 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

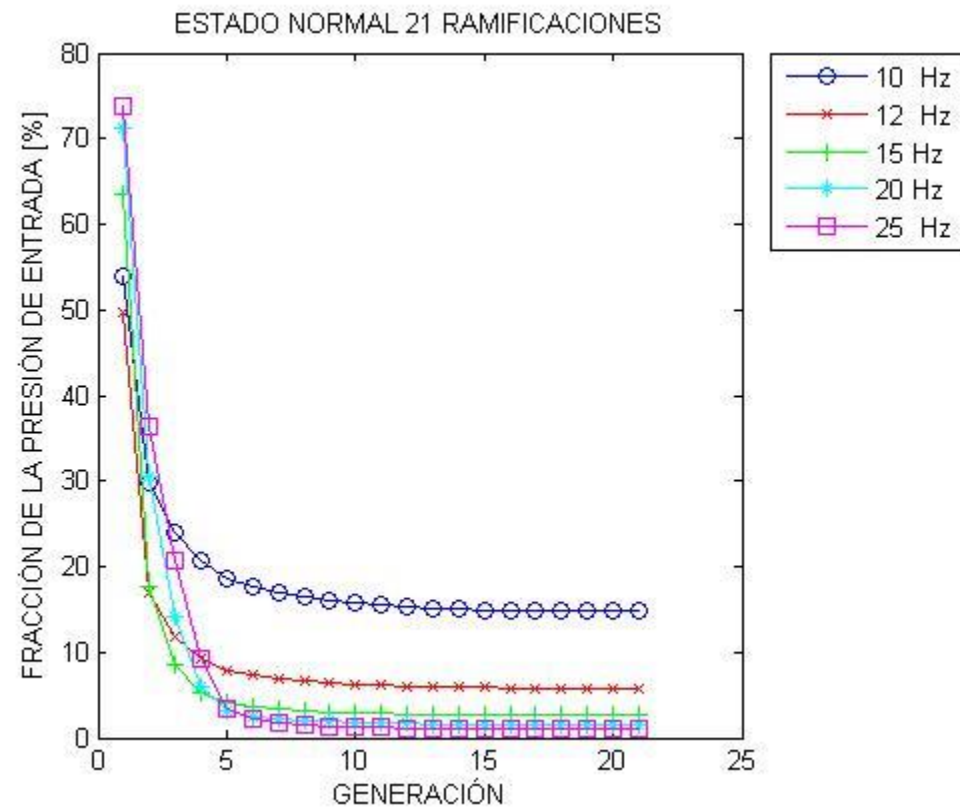


Figura 74 Presión del sistema por cada frecuencia desde 10 Hz a 25 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

F [Hz]	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21
0.20	100	100	99,9	99,9	99,8	99,8	99,8	99,7	99,7	99,6	99,6	99,6	99,6	99,5	99,5	99,5	99,5	99,5	99,5	99,5	99,5
0.25	100	99,9	99,9	99,9	99,8	99,7	99,7	99,6	99,6	99,5	99,5	99,5	99,4	99,4	99,4	99,4	99,4	99,4	99,4	99,4	99,4
0.30	100	99,9	99,9	99,8	99,8	99,7	99,6	99,6	99,5	99,4	99,4	99,4	99,3	99,3	99,3	99,3	99,3	99,3	99,3	99,3	99,3
0.50	99,9	99,8	99,8	99,7	99,5	99,4	99,3	99,2	99,1	99	98,9	98,9	98,8	98,8	98,7	98,7	98,7	98,7	98,7	98,7	98,7
0.75	99,9	99,6	99,5	99,4	99,2	99	98,8	98,7	98,5	98,4	98,3	98,2	98,1	98	98	98	97,9	97,9	97,9	97,9	97,9
1	99,7	99,4	99,2	99	98,7	98,5	98,3	98,1	97,9	97,7	97,5	97,4	97,3	97,2	97,1	97,1	97,1	97,1	97,1	97,1	97,1
2	99	97,6	97	96,3	95,7	95,3	94,9	94,5	94,1	93,7	93,4	93,2	92,9	92,8	92,7	92,6	92,6	92,5	92,5	92,5	92,5
3	97,7	94,5	93,2	92	90,9	90,3	89,6	89,1	88,5	88	87,6	87,2	86,9	86,7	86,6	86,5	86,4	86,4	86,3	86,3	86,3
4	95,7	90,1	87,8	86	84,3	83,4	82,6	81,9	81,2	80,6	80,1	79,6	79,3	79	78,8	78,7	78,6	78,6	78,6	78,5	78,5
5	92,9	84,3	80,9	78,2	76	74,9	73,9	73,1	72,3	71,6	71	70,5	70,1	69,9	69,7	69,5	69,4	69,4	69,4	69,3	69,3
6	89	76,7	72,2	68,8	66,1	64,8	63,7	62,8	62	61,3	60,7	60,2	59,8	59,5	59,3	59,1	59	59	59	58,9	58,9
8	76,3	56,1	49,8	45,6	42,5	41,1	40	39,2	38,5	37,9	37,4	37	36,6	36,4	36,2	36,1	36	36	36	36	36
10	53,9	29,8	24,1	20,8	18,6	17,6	17	16,5	16,1	15,8	15,5	15,3	15,1	15	14,9	14,8	14,8	14,8	14,8	14,8	14,8
12	49,8	16,9	11,8	9,28	7,85	7,29	6,91	6,65	6,45	6,29	6,16	6,05	5,97	5,91	5,87	5,85	5,83	5,82	5,81	5,81	5,81
15	63,5	17,7	8,43	5,37	4,05	3,59	3,31	3,13	3	2,9	2,83	2,76	2,72	2,68	2,66	2,65	2,64	2,63	2,63	2,63	2,62
20	71,2	30,5	14,3	5,89	3,25	2,56	2,21	2,01	1,88	1,78	1,72	1,67	1,63	1,6	1,58	1,57	1,56	1,56	1,56	1,55	1,55
25	73,8	36,5	20,7	9,21	3,39	2,21	1,72	1,48	1,34	1,25	1,18	1,14	1,1	1,08	1,06	1,05	1,05	1,04	1,04	1,04	1,04

Tabla 42 Presión del sistema por cada frecuencia y en cada una de las generación con 21 ramificaciones.

Los resultados de volumen obtenidos al realizar la simplificación del circuito a 21 ramificaciones fueron:

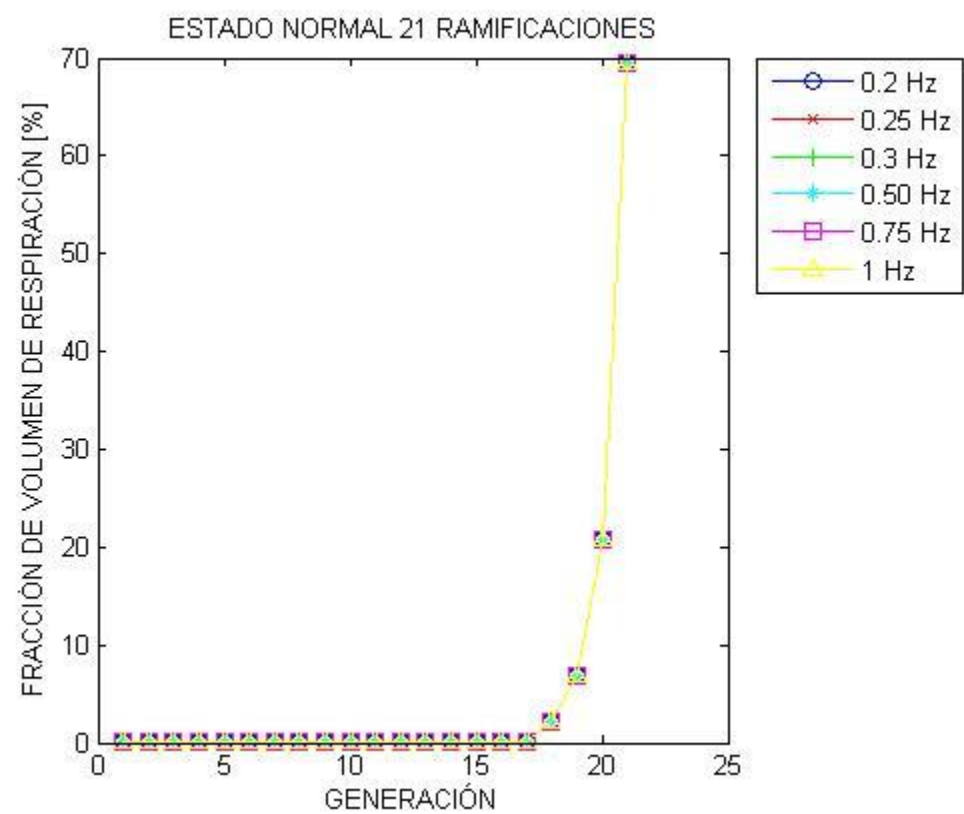


Figura 75 Volumen del sistema por cada frecuencia desde 0.2 Hz a 1 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

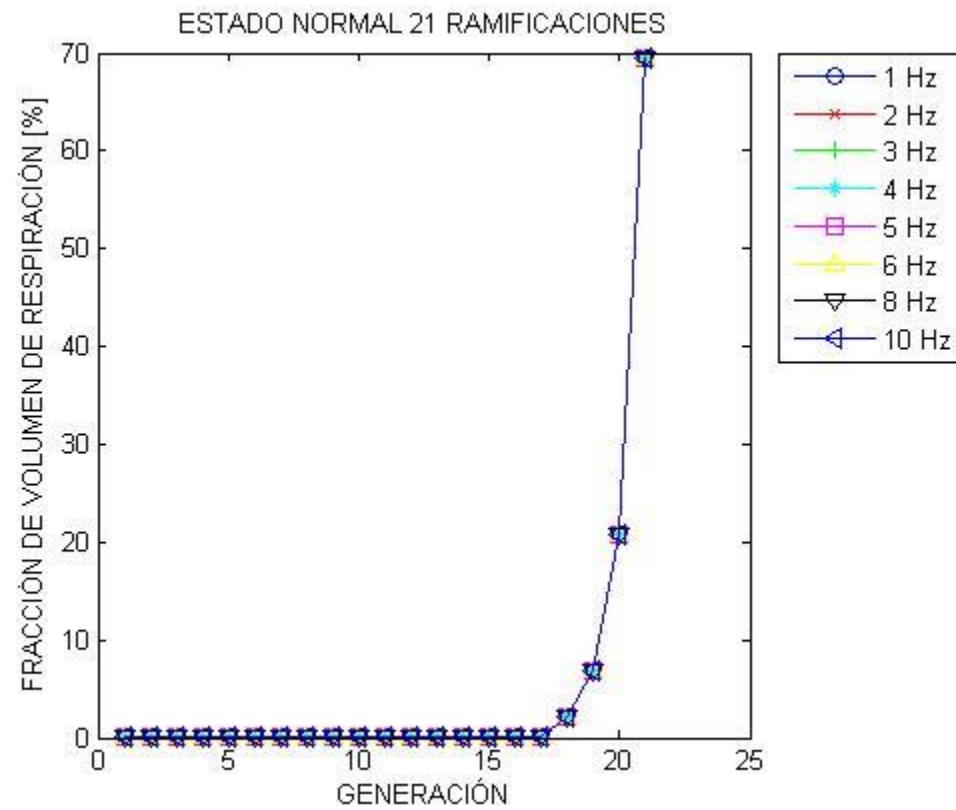


Figura 76 Volumen del sistema por cada frecuencia desde 1 Hz a 10 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

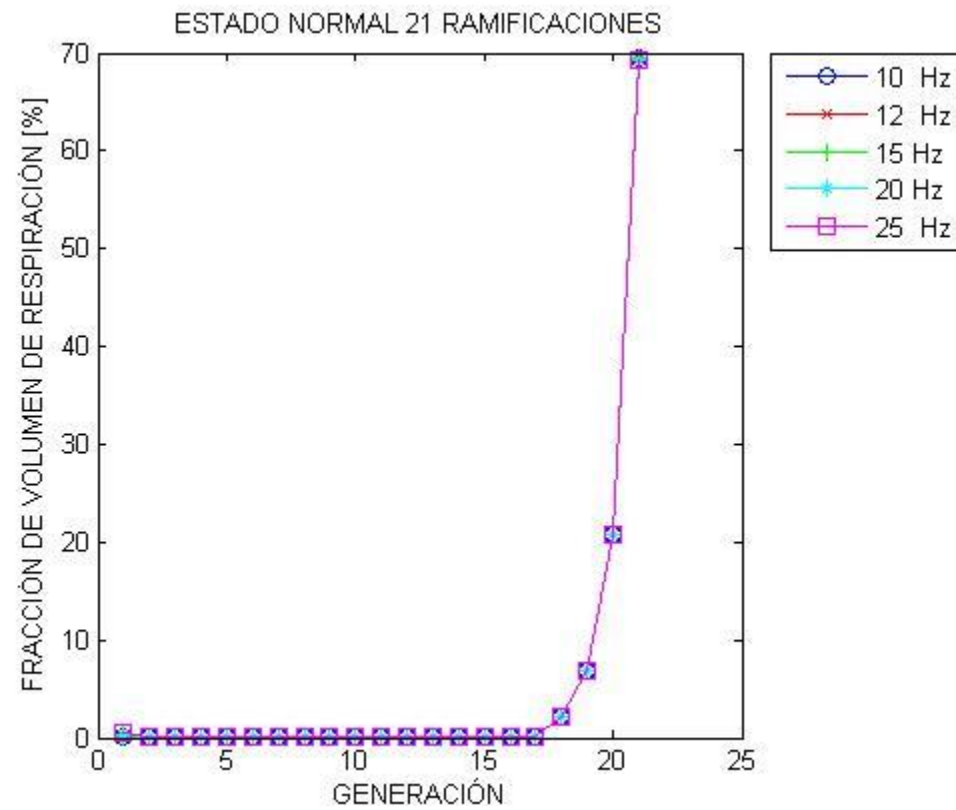


Figura 77 Volumen del sistema por cada frecuencia desde 10 Hz a 25 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

F [Hz]	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
0.20	0,10093396	0,03678983	0,01359461	0,01798008	0,01068517	0,01089205	0,01172689	0,0133637	0,01471956	0,01702768	0,02067261
0.25	0,10091558	0,03678599	0,01359364	0,01797927	0,01068491	0,01089188	0,01172679	0,01336362	0,01471952	0,01702765	0,02067259
0.30	0,10089312	0,03678131	0,01359247	0,01797827	0,01068459	0,01089168	0,01172665	0,01336353	0,01471946	0,01702761	0,02067257
0.50	0,10076245	0,03675405	0,01358562	0,01797246	0,01068274	0,0108905	0,01172588	0,01336301	0,01471913	0,0170274	0,02067244
0.75	0,10050727	0,03670082	0,01357224	0,01796113	0,01067912	0,01088819	0,01172438	0,013362	0,01471848	0,01702698	0,02067217
1	0,10015009	0,0366263	0,01355351	0,01794526	0,01067405	0,01088495	0,01172227	0,01336057	0,01471757	0,0170264	0,0206718
2	0,0977032	0,0361158	0,01342521	0,01783653	0,01063931	0,01086279	0,01170782	0,01335082	0,01471135	0,0170224	0,02066926
3	0,0936349	0,03526675	0,01321177	0,01765557	0,01058148	0,01082587	0,01168375	0,01333457	0,01470098	0,01701573	0,02066503
4	0,08796291	0,03408211	0,01291385	0,01740282	0,01050066	0,01077426	0,01165009	0,01331183	0,01468646	0,01700639	0,0206591
5	0,08071967	0,0325667	0,01253244	0,01707889	0,01039697	0,01070801	0,01160685	0,01328261	0,01466779	0,01699438	0,02065147
6	0,07196546	0,03072811	0,01206902	0,01668469	0,01027061	0,0106272	0,01155407	0,01324691	0,01464497	0,01697968	0,02064211
8	0,05054834	0,02613671	0,01090562	0,01569062	0,00995087	0,01042235	0,01142003	0,01315611	0,01458681	0,01694213	0,0206181
10	0,02874702	0,02053467	0,00945547	0,01443567	0,00954386	0,01016045	0,01124794	0,01303897	0,01451129	0,01689285	0,02058597
12	0,03507933	0,01468856	0,00779162	0,01294541	0,0090515	0,00984052	0,01103537	0,01289205	0,01441432	0,01682696	0,0205397
15	0,09597081	0,01283494	0,00541715	0,01041002	0,00817017	0,00925822	0,01064287	0,01261639	0,01422832	0,01669614	0,02044256
20	0,24152869	0,03874347	0,00752223	0,0071802	0,00646369	0,00806585	0,0098171	0,01202625	0,01382398	0,01640678	0,02022274
25	0,4302541	0,07809451	0,01675529	0,01097156	0,00504002	0,00673761	0,00882272	0,01129259	0,01331227	0,01603582	0,01993769

Tabla 43 Volumen del sistema por cada frecuencia y desde la 1ª hasta la 11ª generación del modelo con 21 ramificaciones.

F [Hz]	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21
0.20	0,0246433	0,03167908	0,03862185	0,05358743	0,07413436	0,10109231	2,17047715	6,94552697	20,836581	69,4552704
0.25	0,02464329	0,03167908	0,03862185	0,05358744	0,07413437	0,10109234	2,17047766	6,94552867	20,8365862	69,4552877
0.30	0,02464327	0,03167907	0,03862185	0,05358744	0,07413439	0,10109236	2,17047829	6,94553074	20,8365925	69,4553088
0.50	0,0246432	0,03167905	0,03862186	0,0535875	0,07413449	0,10109252	2,17048194	6,94554278	20,8366292	69,4554318
0.75	0,02464306	0,03167899	0,03862189	0,0535876	0,07413469	0,10109283	2,17048906	6,94556631	20,8367007	69,4556721
1	0,02464286	0,03167892	0,03862192	0,05358775	0,07413497	0,10109327	2,17049903	6,94559924	20,8368009	69,4560083
2	0,02464148	0,03167839	0,03862216	0,05358875	0,07413687	0,10109625	2,17056731	6,94582484	20,8374874	69,458312
3	0,02463917	0,03167752	0,03862254	0,05359041	0,07414003	0,1011012	2,17068085	6,94619998	20,8386289	69,4621429
4	0,02463594	0,03167629	0,03862307	0,05359273	0,07414444	0,1011081	2,17083917	6,94672312	20,8402209	69,4674858
5	0,02463177	0,03167468	0,03862373	0,05359567	0,07415005	0,10111692	2,17104141	6,94739154	20,8422552	69,4743133
6	0,02462664	0,03167268	0,03862449	0,0535992	0,07415683	0,10112757	2,17128603	6,94820034	20,8447171	69,4825763
8	0,02461334	0,03166728	0,03862603	0,05360765	0,07417335	0,1011537	2,17188731	6,95019061	20,8507782	69,5029249
10	0,02459472	0,03165838	0,03862564	0,05361523	0,07419004	0,1011811	2,17252744	6,95232417	20,857295	69,5248341
12	0,02456358	0,03163669	0,03861196	0,05360618	0,07418509	0,10118	2,17256743	6,95255615	20,8581329	69,5278547
15	0,02449179	0,03157808	0,03856397	0,05355782	0,07413212	0,10111817	2,17135638	6,94887196	20,8473412	69,4923009
20	0,024324	0,03143474	0,03843968	0,05342464	0,07397787	0,10093022	2,16757242	6,93717513	20,8128127	69,3781076
25	0,02410372	0,03124374	0,0382713	0,05324122	0,07376251	0,10066522	2,16220426	6,9205242	20,7635793	69,2151503

Tabla 44 Volumen del sistema por cada frecuencia y desde la 12ª hasta la 21ª generación con 21 ramificaciones.

- Con 20 Ramificaciones

Los resultados de impedancia obtenidos al realizar la simplificación del circuito a 20 ramificaciones fueron:

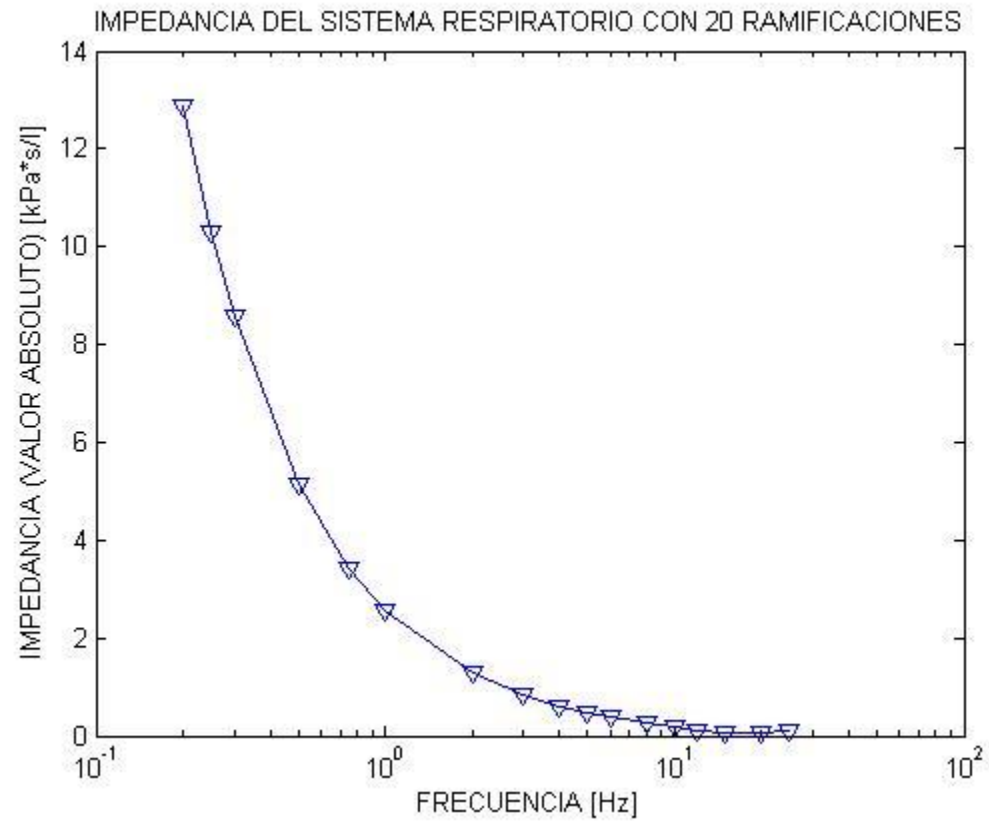


Figura 78 Impedancia total del sistema por cada frecuencia con 20 ramificaciones.

Frecuencia [Hz]	Impedancia Total
0.20	12,874042
0.25	10,2984791
0.30	8,58129739
0.50	5,1460957
0.75	3,42723737
1	2,56676032
2	1,27080599
3	0,83323493
4	0,61026244
5	0,47313292
6	0,3789294
8	0,2549345
10	0,1739422
12	0,11459962
15	0,04843061
20	0,04484567
25	0,11086066

Tabla 45 Impedancia total del sistema por cada frecuencia con 20 ramificaciones.

Los resultados de presión obtenidos al realizar la simplificación del circuito a 20 ramificaciones fueron:

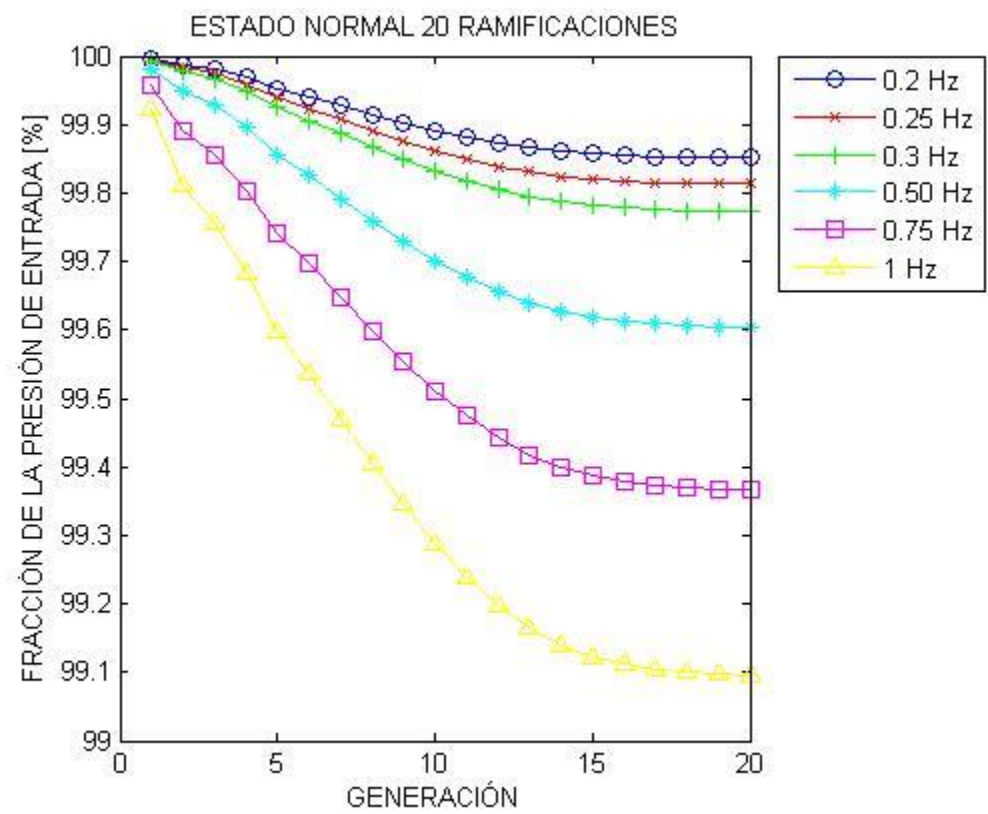


Figura 79 Presión del sistema por cada frecuencia desde 0.2 Hz a 1 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

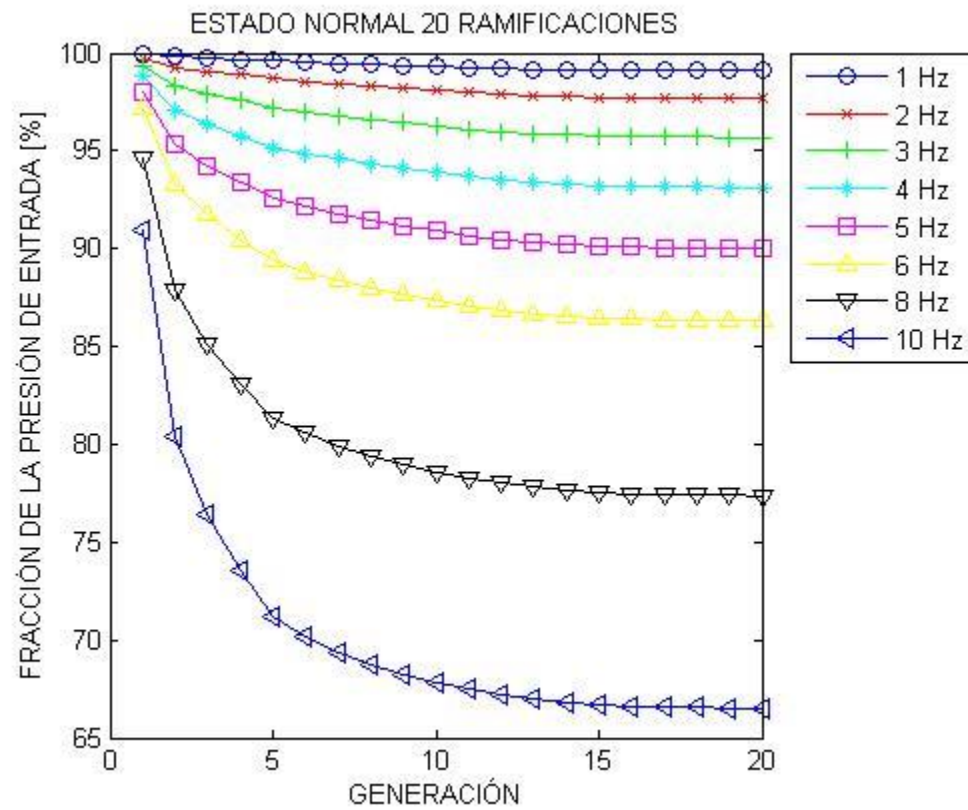


Figura 80 Presión del sistema por cada frecuencia desde 1 Hz a 10 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

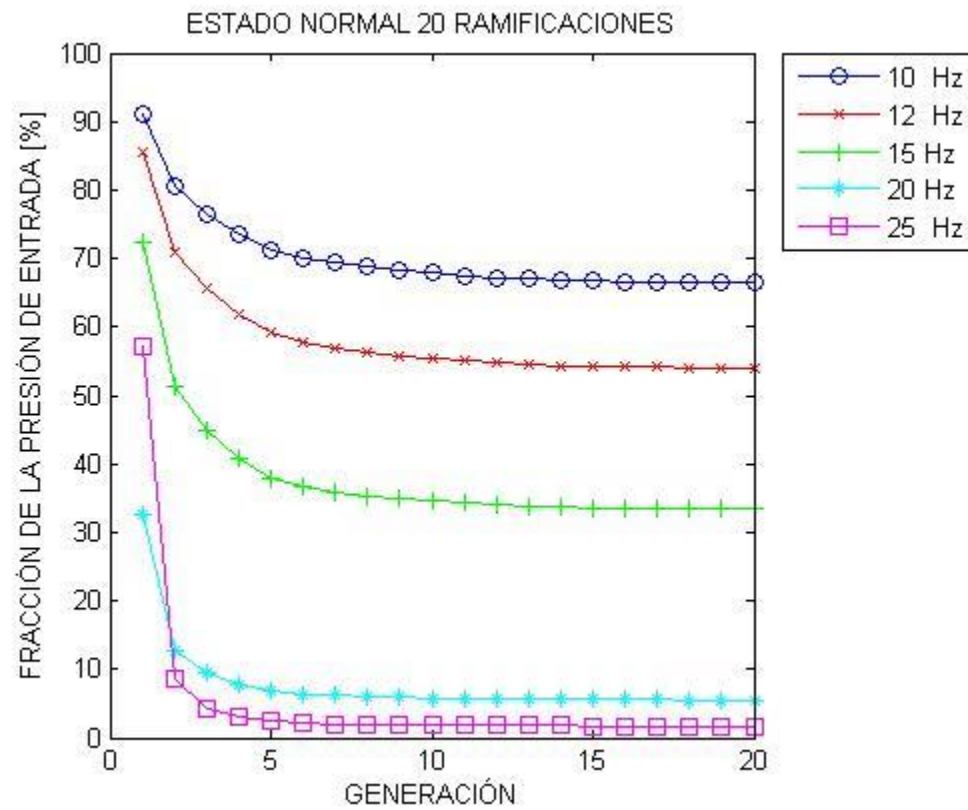


Figura 81 Presión del sistema por cada frecuencia desde 10 Hz a 25 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

F [Hz]	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
0.20	100	100	100	100	100	99,9	99,9	99,9	99,9	99,9	99,9	99,9	99,9	99,9	99,9	99,9	99,9	99,9	99,9	99,9
0.25	100	100	100	100	99,9	99,9	99,9	99,9	99,9	99,9	99,8	99,8	99,8	99,8	99,8	99,8	99,8	99,8	99,8	99,8
0.30	100	100	100	99,9	99,9	99,9	99,9	99,9	99,8	99,8	99,8	99,8	99,8	99,8	99,8	99,8	99,8	99,8	99,8	99,8
0.50	100	99,9	99,9	99,9	99,9	99,8	99,8	99,8	99,7	99,7	99,7	99,7	99,6	99,6	99,6	99,6	99,6	99,6	99,6	99,6
0.75	100	99,9	99,9	99,8	99,7	99,7	99,6	99,6	99,6	99,5	99,5	99,4	99,4	99,4	99,4	99,4	99,4	99,4	99,4	99,4
1	99,9	99,8	99,8	99,7	99,6	99,5	99,5	99,4	99,3	99,3	99,2	99,2	99,2	99,1	99,1	99,1	99,1	99,1	99,1	99,1
2	99,7	99,3	99,1	98,9	98,7	98,6	98,4	98,3	98,2	98,1	98	97,9	97,8	97,8	97,7	97,7	97,7	97,7	97,7	97,7
3	99,3	98,4	97,9	97,6	97,2	97	96,8	96,6	96,4	96,3	96,1	96	95,9	95,8	95,8	95,7	95,7	95,7	95,7	95,7
4	98,8	97,1	96,3	95,7	95,2	94,9	94,6	94,3	94,1	93,9	93,7	93,5	93,4	93,3	93,2	93,2	93,2	93,2	93,1	93,1
5	98,1	95,4	94,3	93,4	92,6	92,1	91,8	91,5	91,2	90,9	90,7	90,5	90,3	90,2	90,1	90,1	90	90	90	90
6	97,1	93,3	91,7	90,5	89,4	88,8	88,4	88	87,7	87,3	87,1	86,9	86,7	86,6	86,5	86,4	86,4	86,3	86,3	86,3
8	94,6	87,8	85,1	83,1	81,4	80,6	79,9	79,4	79	78,6	78,3	78	77,8	77,7	77,5	77,5	77,4	77,4	77,4	77,4
10	91	80,4	76,4	73,5	71,2	70,2	69,4	68,8	68,3	67,8	67,5	67,2	67	66,8	66,7	66,6	66,6	66,5	66,5	66,5
12	85,7	70,8	65,6	61,9	59,1	57,9	57	56,3	55,8	55,4	55	54,7	54,5	54,4	54,2	54,2	54,1	54,1	54,1	54,1
15	72,5	51,3	44,9	40,9	38	36,7	35,9	35,3	34,9	34,5	34,2	34	33,8	33,7	33,6	33,6	33,5	33,5	33,5	33,5
20	32,5	12,8	9,49	7,82	6,81	6,41	6,16	5,99	5,87	5,78	5,72	5,67	5,63	5,6	5,58	5,57	5,56	5,55	5,55	5,55
25	57,2	8,69	4,37	3	2,37	2,15	2,01	1,93	1,88	1,84	1,81	1,79	1,77	1,76	1,75	1,75	1,74	1,74	1,74	1,74

Tabla 46 Presión del sistema por cada frecuencia y en cada una de las generación con 20 ramificaciones.

Los resultados de volumen obtenidos al realizar la simplificación del circuito a 20 ramificaciones fueron:

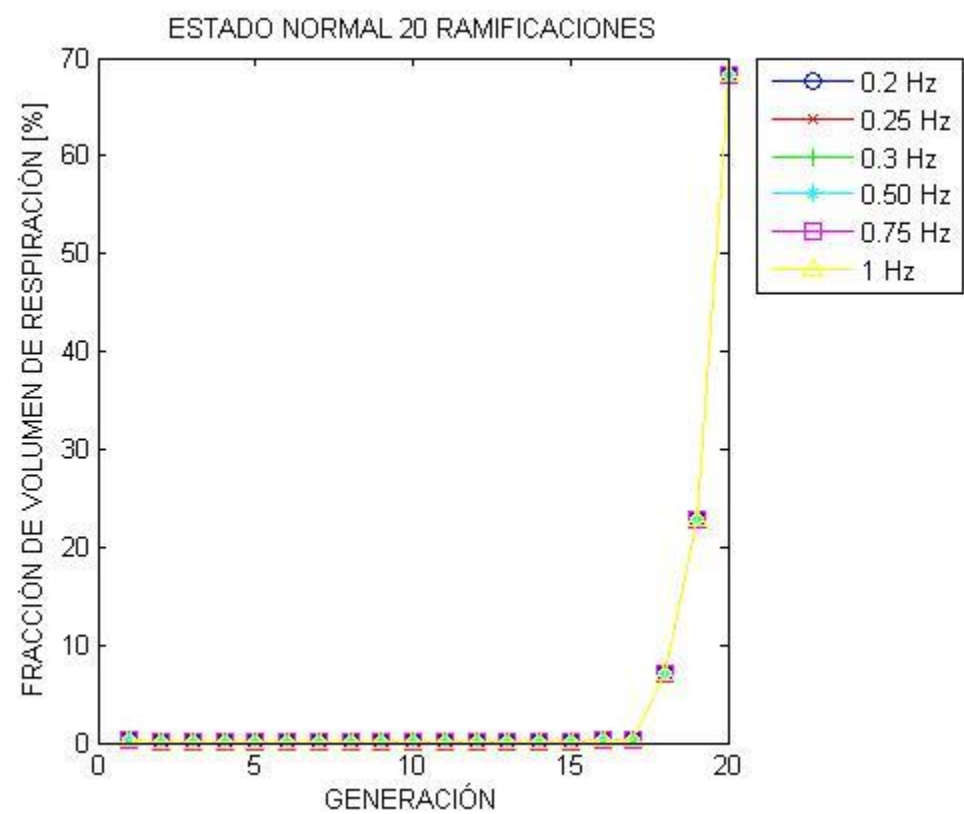


Figura 82 Volumen del sistema por cada frecuencia desde 0.2 Hz a 1 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

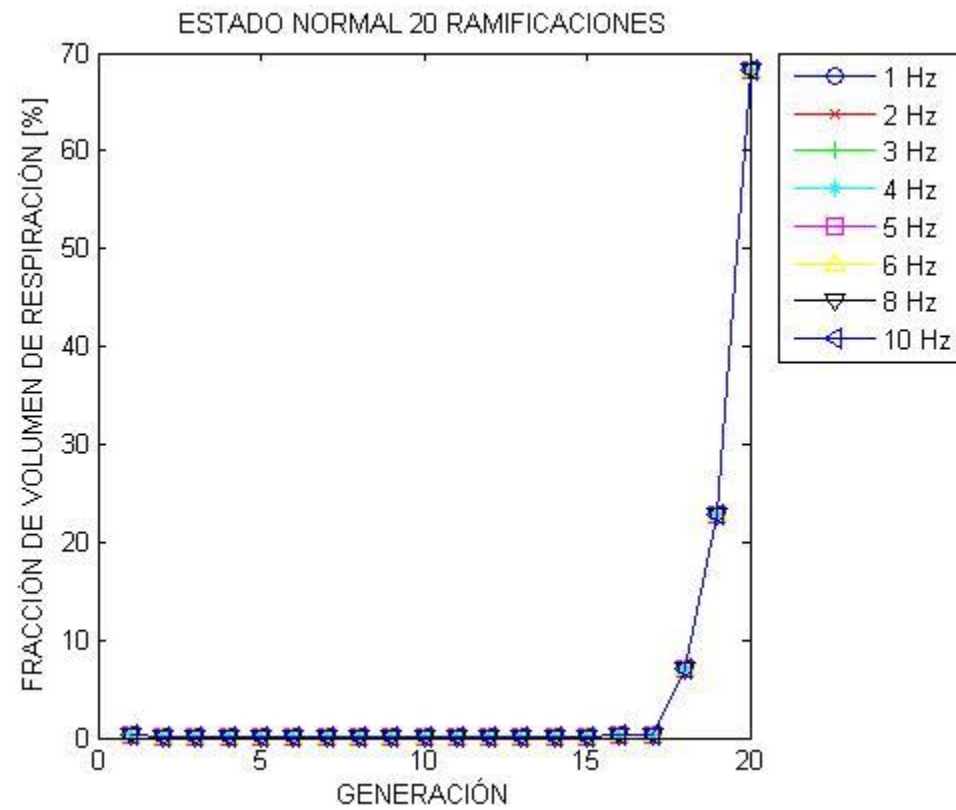


Figura 83 Volumen del sistema por cada frecuencia desde 1 Hz a 10 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

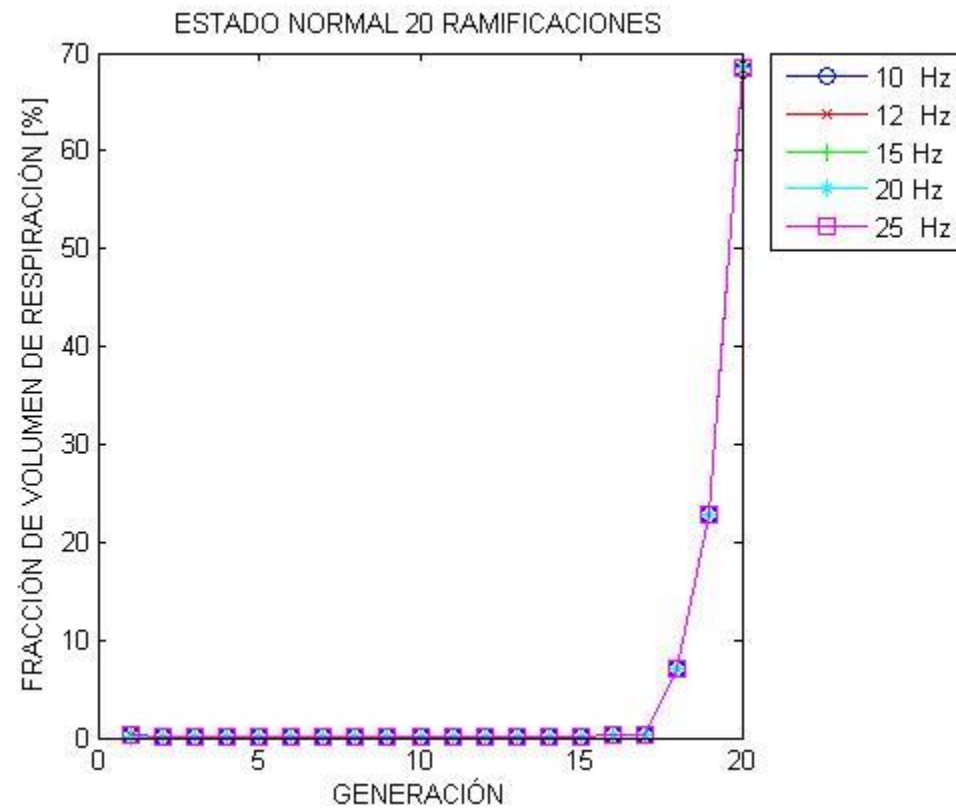


Figura 84 Volumen del sistema por cada frecuencia desde 10 Hz a 25 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

F [Hz]	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
0.20	0,33051979	0,12046093	0,044511	0,05886793	0,03498304	0,03565996	0,03839292	0,04375148	0,04819034	0,05574677
0.25	0,3305011	0,12045699	0,04451	0,05886708	0,03498276	0,03565978	0,0383928	0,0437514	0,04819029	0,05574674
0.30	0,33047825	0,12045218	0,04450877	0,05886604	0,03498242	0,03565957	0,03839266	0,04375131	0,04819024	0,05574671
0.50	0,33034535	0,12042416	0,04450166	0,05885997	0,03498046	0,03565831	0,03839184	0,04375077	0,04818991	0,05574653
0.75	0,33008577	0,12036943	0,04448778	0,05884811	0,03497663	0,03565585	0,03839024	0,04374972	0,04818928	0,05574618
1	0,32972235	0,12029281	0,04446834	0,05883151	0,03497126	0,0356524	0,03838801	0,04374824	0,04818839	0,05574569
2	0,32723053	0,11976746	0,04433506	0,05871769	0,03493445	0,03562878	0,03837266	0,0437381	0,04818229	0,05574232
3	0,32307803	0,11889197	0,04411293	0,058528	0,0348731	0,0355894	0,03834709	0,0437212	0,04817214	0,0557367
4	0,31726575	0,11766647	0,043802	0,05826244	0,03478721	0,03553428	0,03831128	0,04369755	0,04815791	0,05572883
5	0,30979507	0,11609119	0,0434023	0,05792106	0,03467678	0,0354634	0,03826524	0,04366713	0,04813962	0,05571871
6	0,30066807	0,11416643	0,0429139	0,05750386	0,03454182	0,03537677	0,03820896	0,04362994	0,04811726	0,05570633
8	0,27745884	0,1092703	0,04167131	0,0564422	0,0341983	0,03515623	0,03806567	0,04353524	0,0480603	0,05567479
10	0,2476842	0,10298362	0,04007523	0,05507793	0,03375668	0,03487264	0,03788136	0,04341339	0,04798699	0,05563416
12	0,21144835	0,09531651	0,03812731	0,05341174	0,03321701	0,03452596	0,03765596	0,04326431	0,04789722	0,05558435
15	0,14567284	0,08127301	0,03455222	0,0503489	0,03222374	0,0338874	0,03724045	0,04298919	0,04773128	0,05549191
20	0,04729495	0,05163629	0,0269017	0,0437452	0,03006795	0,03249368	0,03632582	0,04237491	0,04735077	0,05526685
25	0,20473539	0,02208422	0,0174575	0,03528067	0,02723075	0,03061569	0,03504709	0,04146235	0,04672314	0,05481545

Tabla 47 Volumen del sistema por cada frecuencia y desde la 1ª hasta la 10ª generación del modelo con 20 ramificaciones.

F [Hz]	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
0.20	0,06767983	0,08067936	0,10371368	0,12644348	0,17543904	0,24270731	0,33096451	7,10589045	22,7388495	68,2165487
0.25	0,06767982	0,08067936	0,1037137	0,1264435	0,17543908	0,24270736	0,3309646	7,10589224	22,7388553	68,2165661
0.30	0,0676798	0,08067936	0,10371372	0,12644353	0,17543913	0,24270744	0,3309647	7,10589443	22,7388624	68,2165874
0.50	0,06767973	0,08067938	0,10371381	0,1264437	0,17543941	0,24270785	0,33096528	7,10590716	22,7389035	68,2167113
0.75	0,06767959	0,08067941	0,103714	0,12644403	0,17543994	0,24270865	0,33096642	7,10593203	22,7389838	68,2169532
1	0,06767938	0,08067945	0,10371426	0,1264445	0,1754407	0,24270977	0,33096801	7,10596686	22,7390962	68,2172919
2	0,06767799	0,08067972	0,10371607	0,12644768	0,17544587	0,24271748	0,33097892	7,10620563	22,7398671	68,2196142
3	0,06767568	0,08068017	0,10371907	0,126453	0,17545449	0,24273033	0,33099711	7,10660355	22,7411517	68,2234844
4	0,06767243	0,0806808	0,10372327	0,12646043	0,17546655	0,24274831	0,33102257	7,10716052	22,7429498	68,2289016
5	0,06766825	0,0806816	0,10372868	0,12646999	0,17548205	0,24277142	0,3310553	7,10787643	22,7452611	68,2358647
6	0,06766314	0,08068258	0,10373527	0,12648166	0,17550099	0,24279965	0,33109528	7,10875111	22,7480849	68,2443721
8	0,0676501	0,08068504	0,10375202	0,12651133	0,17554914	0,24287145	0,33119696	7,1109756	22,7552666	68,2660086
10	0,06763325	0,08068812	0,10377347	0,12654937	0,17561092	0,24296358	0,33132744	7,1138302	22,7644828	68,2937747
12	0,0676125	0,08069171	0,10379948	0,12659563	0,1756861	0,24307574	0,33148632	7,11730655	22,7757068	68,3275905
15	0,06757347	0,0806974	0,10384623	0,12667945	0,17582267	0,24327972	0,33177541	7,12363342	22,7961365	68,3891447
20	0,06745852	0,08067334	0,10390063	0,12680382	0,17603911	0,24361167	0,33225176	7,13412066	22,8300934	68,491589
25	0,06711277	0,08040563	0,10366564	0,12659161	0,1758008	0,24332363	0,33188927	7,12667034	22,8067613	68,4223268

Tabla 48 Volumen del sistema por cada frecuencia y desde la 11ª hasta la 20ª generación con 20 ramificaciones.

- Con 19 Ramificaciones

Los resultados de impedancia obtenidos al realizar la simplificación del circuito a 19 ramificaciones fueron:

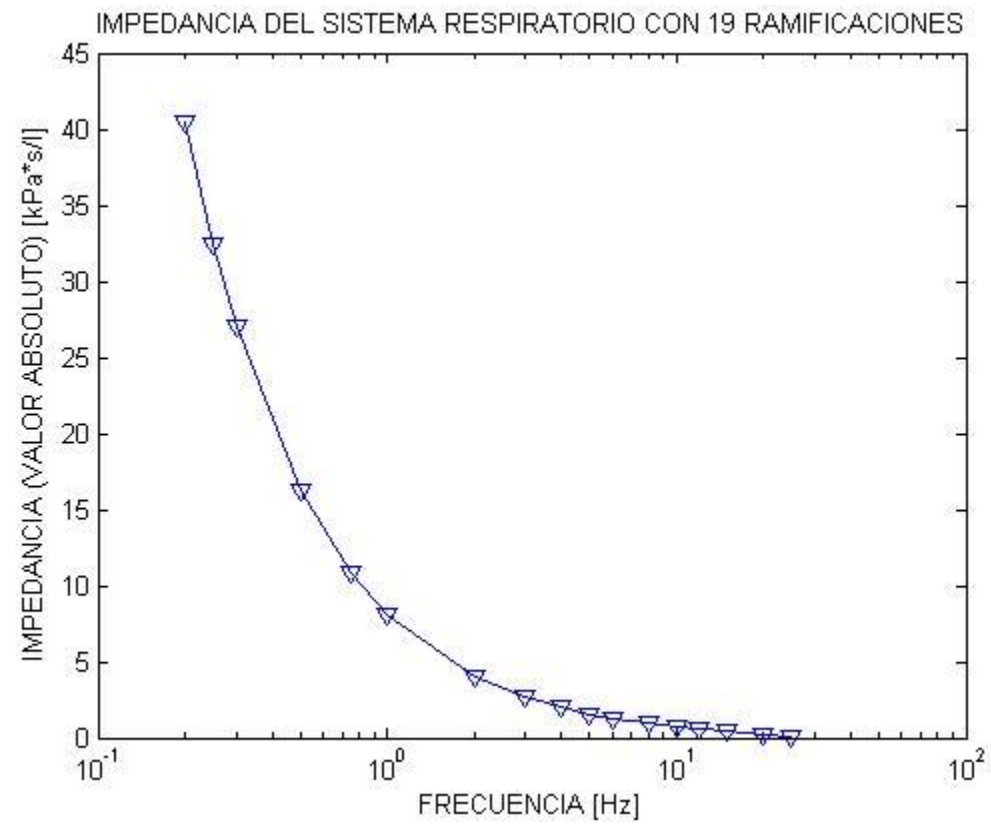


Figura 85 Impedancia total del sistema por cada frecuencia con 19 ramificaciones.

Frecuencia [Hz]	Impedancia Total
0.20	40,5090629
0.25	32,4065029
0.30	27,0046579
0.50	16,2001374
0.75	10,7966315
1	8,09384053
2	4,0344637
3	2,67580131
4	1,99231692
5	1,57890308
6	1,30052382
8	0,94631465
10	0,72713446
12	0,57546463
15	0,41546433
20	0,23881588
25	0,11644067

Tabla 49 Impedancia total del sistema por cada frecuencia con 19 ramificaciones.

Los resultados de presión obtenidos al realizar la simplificación del circuito a 19 ramificaciones fueron:

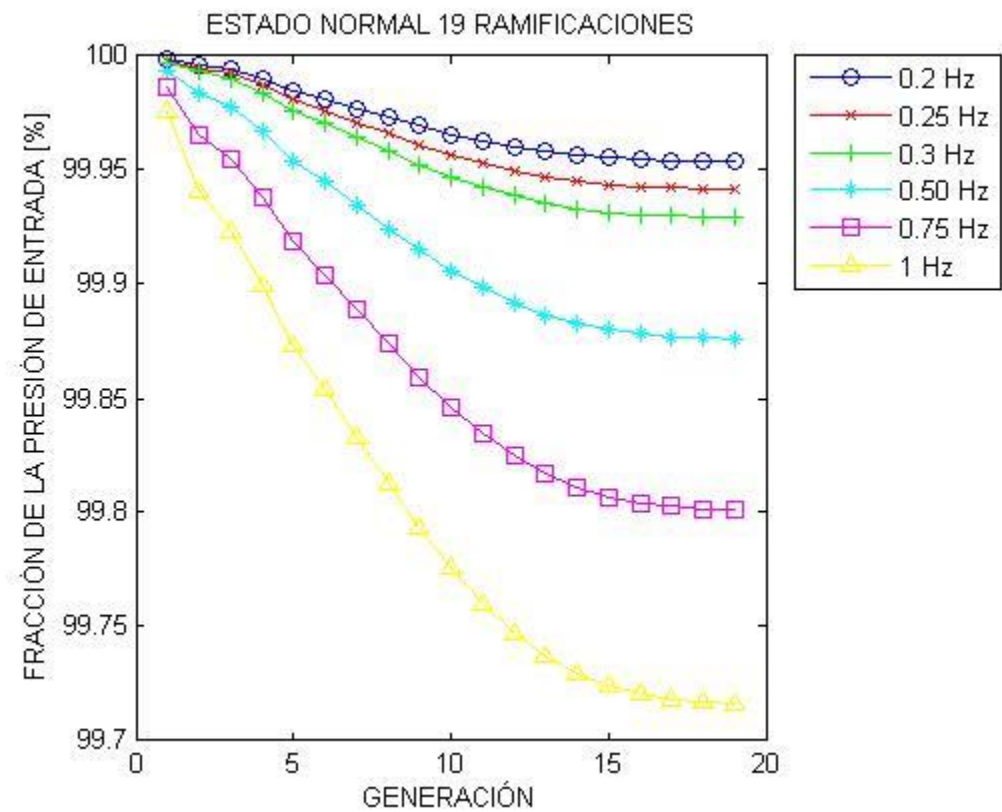


Figura 86 Presión del sistema por cada frecuencia desde 0.2 Hz a 1 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

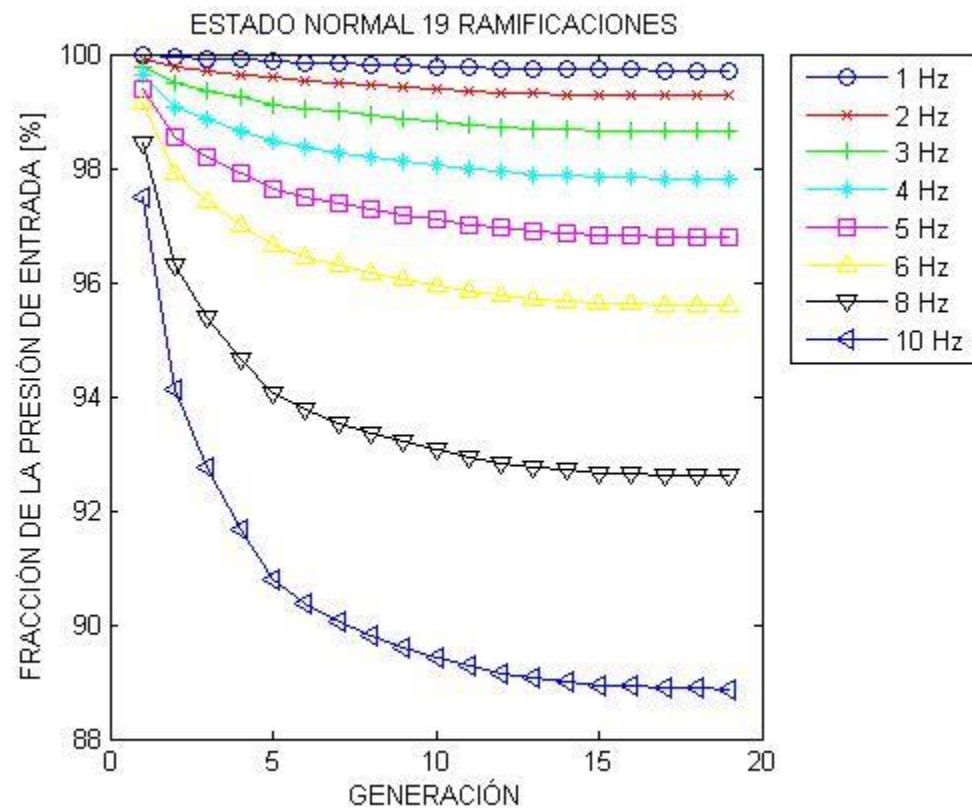


Figura 87 Presión del sistema por cada frecuencia desde 1 Hz a 10 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

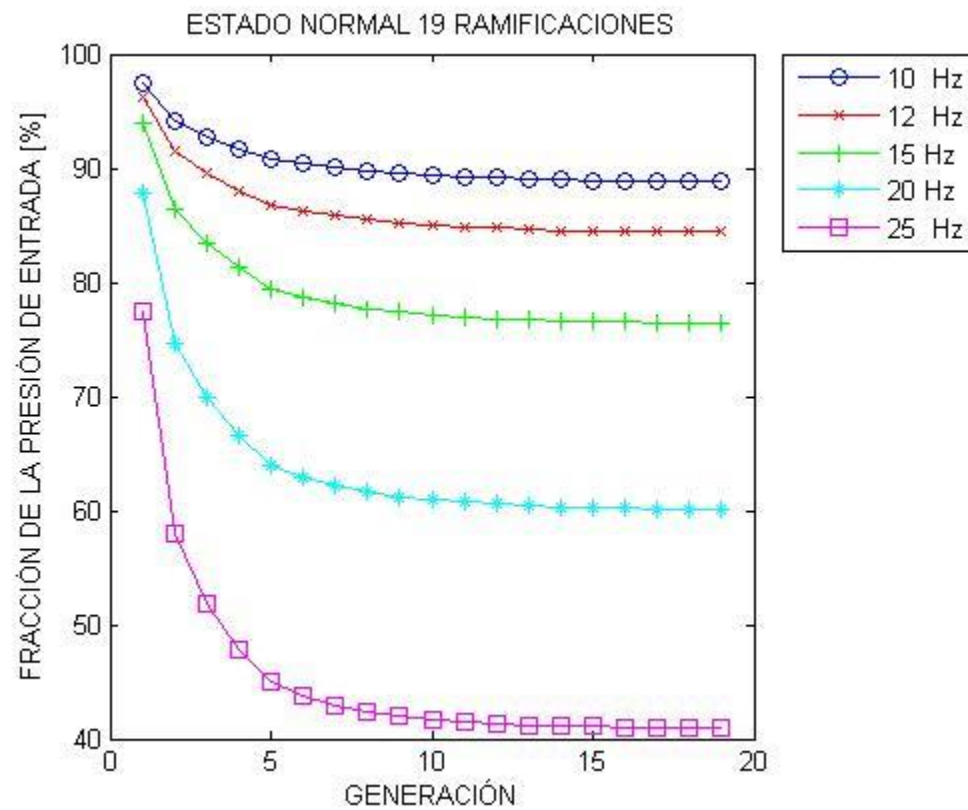


Figura 88 Presión del sistema por cada frecuencia desde 10 Hz a 25 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

F [Hz]	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19
0.20	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
0.25	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	99,9	99,9	99,9	99,9	99,9	99,9	99,9	99,9
0.30	100	100	100	100	100	100	100	100	100	99,9	99,9	99,9	99,9	99,9	99,9	99,9	99,9	99,9	99,9
0.50	100	100	100	100	100	99,9	99,9	99,9	99,9	99,9	99,9	99,9	99,9	99,9	99,9	99,9	99,9	99,9	99,9
0.75	100	100	100	99,9	99,9	99,9	99,9	99,9	99,9	99,8	99,8	99,8	99,8	99,8	99,8	99,8	99,8	99,8	99,8
1	100	99,9	99,9	99,9	99,9	99,9	99,9	99,8	99,8	99,8	99,8	99,8	99,7	99,7	99,7	99,7	99,7	99,7	99,7
2	99,9	99,8	99,7	99,6	99,6	99,5	99,5	99,5	99,4	99,4	99,4	99,3	99,3	99,3	99,3	99,3	99,3	99,3	99,3
3	99,8	99,5	99,3	99,2	99,1	99,1	99	98,9	98,9	98,8	98,8	98,7	98,7	98,7	98,7	98,6	98,6	98,6	98,6
4	99,6	99,1	98,8	98,6	98,5	98,4	98,3	98,2	98,1	98	98	97,9	97,9	97,9	97,8	97,8	97,8	97,8	97,8
5	99,4	98,6	98,2	97,9	97,6	97,5	97,4	97,3	97,2	97,1	97	96,9	96,9	96,9	96,8	96,8	96,8	96,8	96,8
6	99,1	97,9	97,4	97	96,6	96,4	96,3	96,2	96	95,9	95,8	95,8	95,7	95,7	95,6	95,6	95,6	95,6	95,6
8	98,4	96,3	95,4	94,7	94,1	93,8	93,5	93,4	93,2	93,1	92,9	92,8	92,8	92,7	92,7	92,6	92,6	92,6	92,6
10	97,5	94,1	92,7	91,7	90,8	90,4	90	89,8	89,6	89,4	89,3	89,2	89,1	89	88,9	88,9	88,9	88,9	88,9
12	96,3	91,5	89,5	88	86,8	86,2	85,8	85,5	85,2	85	84,9	84,7	84,6	84,6	84,5	84,5	84,4	84,4	84,4
15	93,9	86,4	83,4	81,2	79,5	78,7	78,1	77,7	77,4	77,2	77	76,8	76,7	76,6	76,5	76,5	76,5	76,5	76,4
20	87,8	74,7	69,9	66,6	64	62,9	62,1	61,6	61,2	60,9	60,7	60,5	60,4	60,3	60,2	60,2	60,2	60,2	60,1
25	77,4	58	51,9	47,8	44,9	43,7	42,9	42,3	42	41,7	41,5	41,3	41,2	41,1	41,1	41	41	41	41

Tabla 50 Presión del sistema por cada frecuencia y en cada una de las generación con 19 ramificaciones.

Los resultados de volumen obtenidos al realizar la simplificación del circuito a 19 ramificaciones fueron:

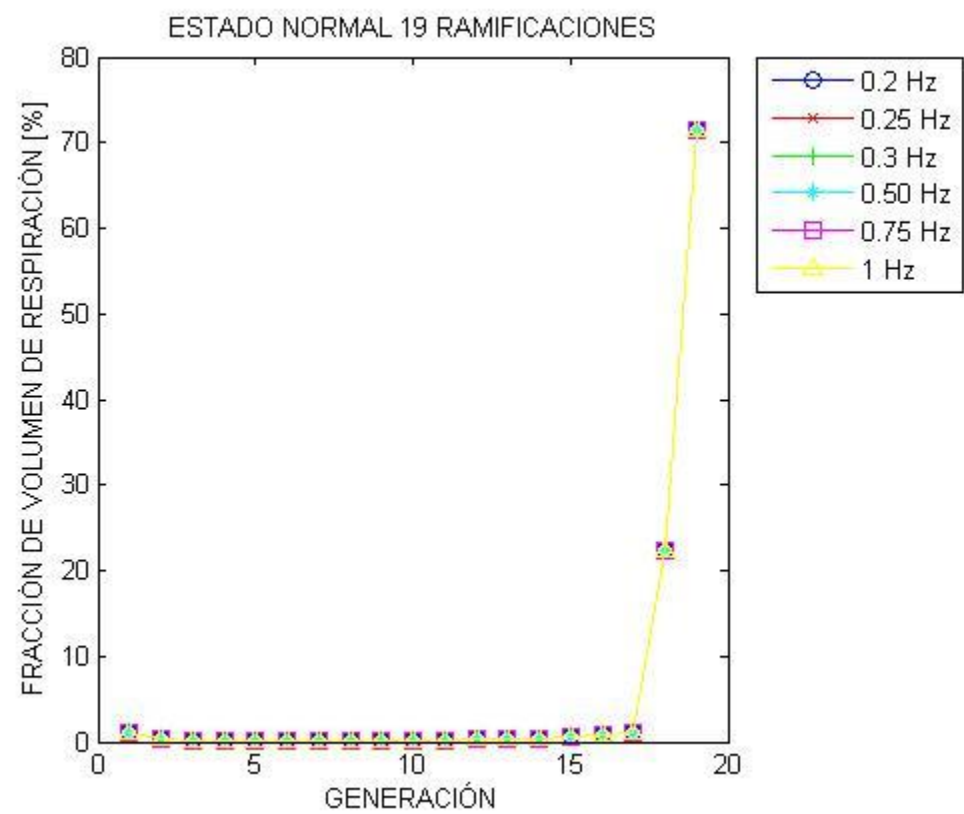


Figura 89 Volumen del sistema por cada frecuencia desde 0.2 Hz a 1 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

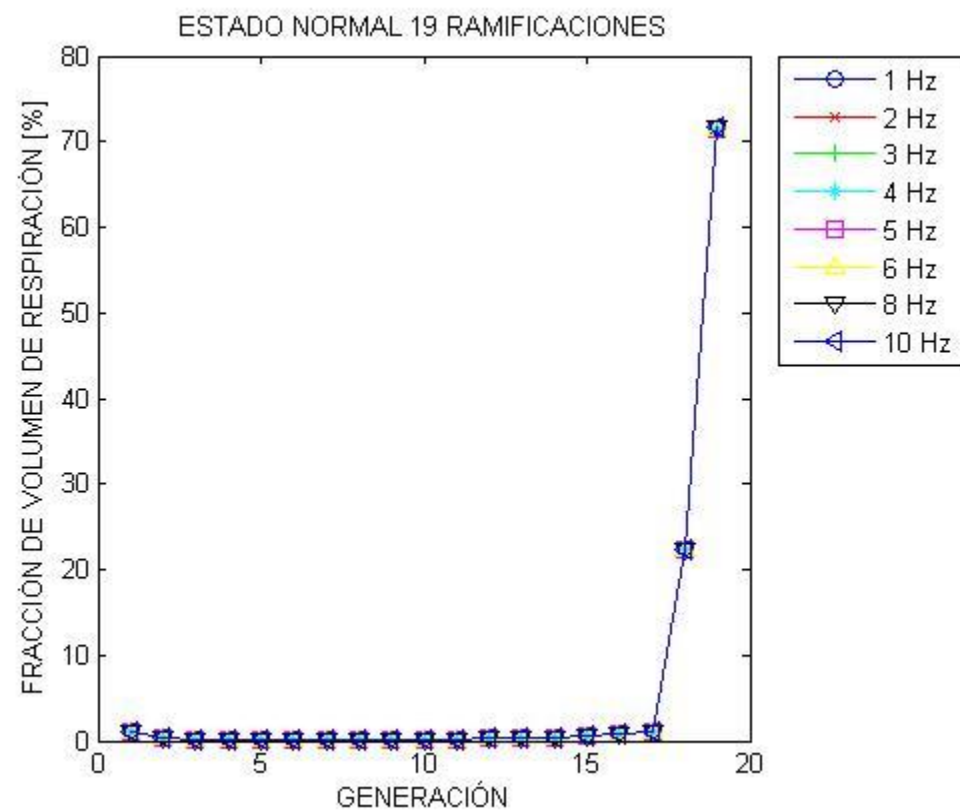


Figura 90 Volumen del sistema por cada frecuencia desde 1 Hz a 10 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

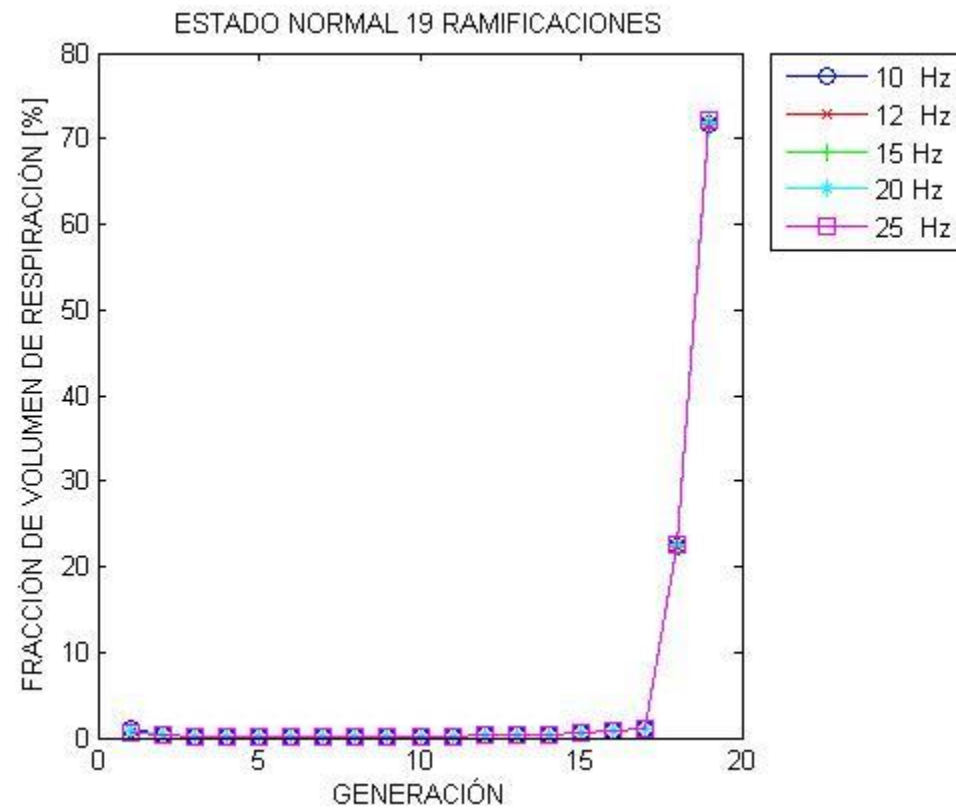


Figura 91 Volumen del sistema por cada frecuencia desde 10 Hz a 25 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

F [Hz]	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
0.20	1,03998229	0,37901999	0,14004828	0,1852188	0,1100678	0,11219723	0,12079566	0,1376551	0,15162091	0,17539555
0.25	1,03996384	0,37901612	0,1400473	0,18521798	0,11006754	0,11219707	0,12079556	0,13765505	0,15162089	0,17539555
0.30	1,03994128	0,37901139	0,14004611	0,18521697	0,11006723	0,11219687	0,12079544	0,13765498	0,15162087	0,17539556
0.50	1,03981005	0,37898386	0,14003916	0,1852111	0,11006538	0,11219573	0,12079476	0,1376546	0,15162072	0,17539559
0.75	1,03955373	0,3789301	0,14002559	0,18519964	0,11006177	0,11219351	0,12079342	0,13765385	0,15162044	0,17539565
1	1,03919489	0,37885483	0,14000659	0,18518359	0,11005673	0,11219039	0,12079155	0,13765281	0,15162003	0,17539574
2	1,03673417	0,37833869	0,13987631	0,18507356	0,11002211	0,11216903	0,12077872	0,13764562	0,15161728	0,17539632
3	1,03263275	0,37747841	0,13965915	0,18489016	0,1099644	0,11213343	0,12075733	0,13763365	0,1516127	0,17539729
4	1,02689027	0,37627388	0,1393551	0,18463338	0,10988361	0,11208358	0,12072738	0,13761688	0,15160628	0,17539865
5	1,01950624	0,374725	0,13896412	0,18430317	0,10977971	0,11201948	0,12068887	0,13759532	0,15159803	0,17540039
6	1,01048003	0,37283161	0,13848618	0,18389951	0,1096527	0,11194111	0,12064179	0,13756896	0,15158793	0,17540252
8	0,98749798	0,36801051	0,13726917	0,18287163	0,10932927	0,11174155	0,12052189	0,13750183	0,15156223	0,17540794
10	0,95793679	0,3618087	0,13570357	0,18154927	0,10891316	0,1114848	0,12036762	0,13741544	0,15152913	0,1754149
12	0,92178759	0,3542238	0,13378873	0,17993183	0,10840417	0,11117071	0,12017889	0,13730975	0,15148863	0,17542339
15	0,85519004	0,34024692	0,1302599	0,17695077	0,10746597	0,11059173	0,11983095	0,13711485	0,15141389	0,17543893
20	0,71113118	0,3099926	0,12261959	0,17049486	0,10543367	0,10933732	0,1190769	0,13669225	0,15125155	0,17547214
25	0,52583878	0,27099417	0,11276527	0,16216374	0,10280977	0,10771711	0,11810237	0,13614544	0,15104064	0,17551352

Tabla 51 Volumen del sistema por cada frecuencia y desde la 1ª hasta la 10ª generación del modelo con 19 ramificaciones.

F [Hz]	11	12	13	14	15	16	17	18	19
0.20	0,21294036	0,2538406	0,32631321	0,39782767	0,55198184	0,76362719	1,04130981	22,3571804	71,5429773
0.25	0,21294038	0,25384064	0,32631328	0,39782776	0,55198198	0,76362738	1,04131007	22,3571861	71,5429955
0.30	0,21294041	0,2538407	0,32631336	0,39782787	0,55198214	0,76362761	1,04131039	22,357193	71,5430178
0.50	0,2129406	0,25384103	0,32631386	0,39782853	0,5519831	0,76362897	1,04131226	22,3572334	71,5431473
0.75	0,21294096	0,25384166	0,32631484	0,39782983	0,55198497	0,76363161	1,04131591	22,3573122	71,5434003
1	0,21294147	0,25384256	0,3263162	0,39783164	0,55198759	0,76363532	1,04132102	22,3574225	71,5437545
2	0,21294495	0,25384868	0,32632556	0,39784405	0,55200556	0,76366073	1,04135607	22,3581793	71,5461833
3	0,21295075	0,25385889	0,32634116	0,39786473	0,55203552	0,76370309	1,04141449	22,3594407	71,5502314
4	0,21295886	0,25387318	0,32636299	0,3978937	0,55207746	0,76376239	1,04149628	22,3612067	71,5558994
5	0,2129693	0,25389155	0,32639107	0,39793094	0,55213138	0,76383864	1,04160145	22,3634776	71,5631877
6	0,21298206	0,25391401	0,3264254	0,39797647	0,5521973	0,76393186	1,04173001	22,3662536	71,5720969
8	0,21301454	0,2539712	0,32651279	0,39809239	0,55236515	0,7641692	1,04205736	22,3733218	71,5947815
10	0,21305631	0,25404475	0,32662521	0,39824149	0,55258105	0,7644745	1,04247843	22,3824137	71,6239611
12	0,21310737	0,25413468	0,32676267	0,39842383	0,55284508	0,76484785	1,04299335	22,3935324	71,6596453
15	0,2132014	0,25430035	0,32701591	0,39875976	0,55333152	0,76553572	1,04394208	22,4140178	71,7253915
20	0,21340452	0,25465856	0,32756368	0,39948649	0,55438393	0,76702397	1,04599474	22,4583405	71,8676416
25	0,21366499	0,25511899	0,32826827	0,40042158	0,5557383	0,76893938	1,04863666	22,515388	72,050733

Tabla 52 Volumen del sistema por cada frecuencia y desde la 11ª hasta la 19ª generación con 19 ramificaciones.

- Con 18 Ramificaciones

Los resultados de impedancia obtenidos al realizar la simplificación del circuito a 18 ramificaciones fueron:

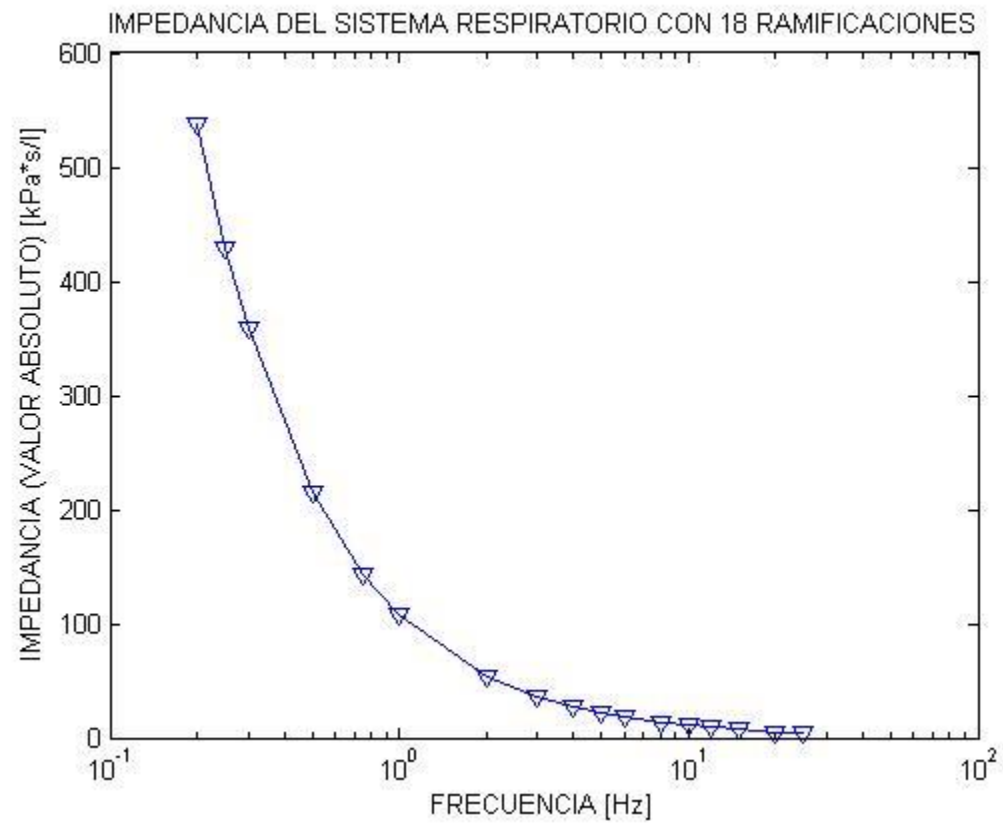


Figura 92 Impedancia total del sistema por cada frecuencia con 18 ramificaciones.

Frecuencia [Hz]	Impedancia Total
0.20	537,173973
0.25	429,738613
0.30	358,114935
0.50	214,866951
0.75	143,242016
1	107,428763
2	53,7049566
3	35,792832
4	26,8336272
5	21,4555898
6	17,8681355
8	13,3790994
10	10,680641
12	8,87746663
15	7,06797874
20	5,24582572
25	4,13980601

Tabla 53 Impedancia total del sistema por cada frecuencia con 18 ramificaciones.

Los resultados de presión obtenidos al realizar la simplificación del circuito a 18 ramificaciones fueron:

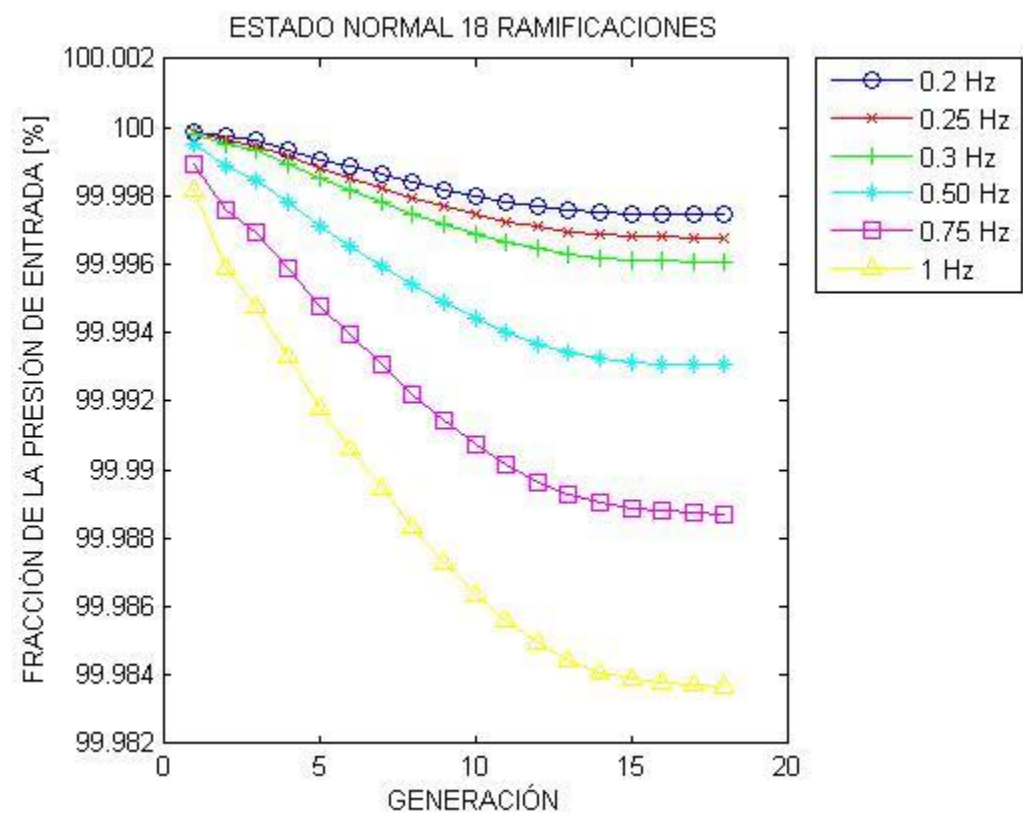


Figura 93 Presión del sistema por cada frecuencia desde 0.2 Hz a 1 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

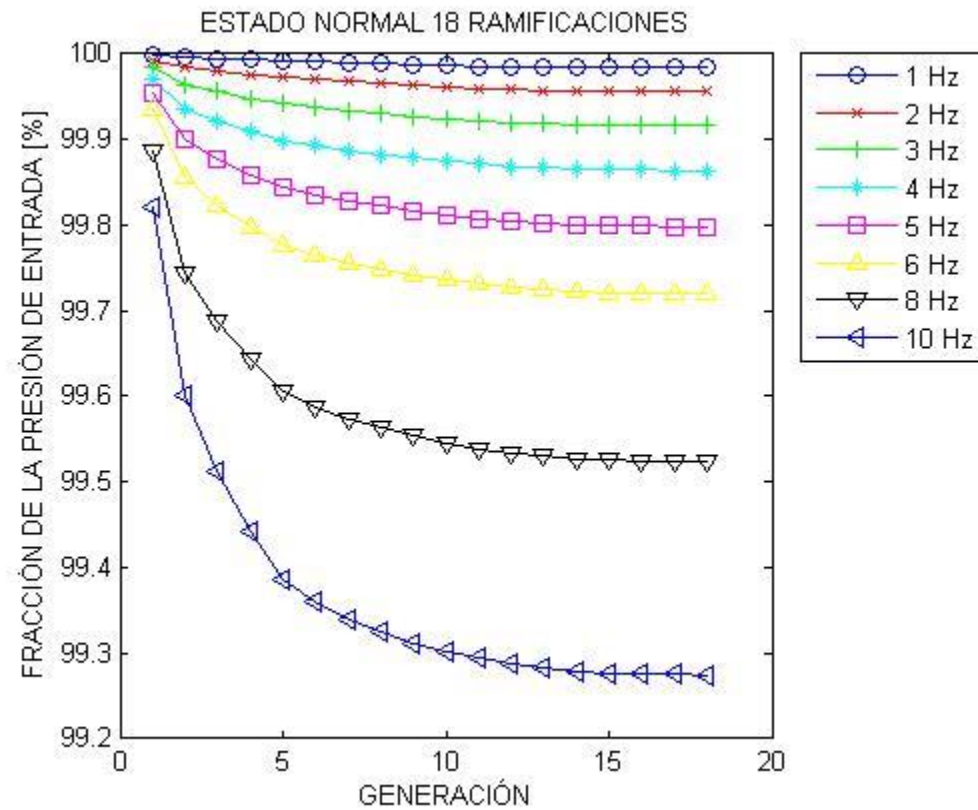


Figura 94 Presión del sistema por cada frecuencia desde 1 Hz a 10 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

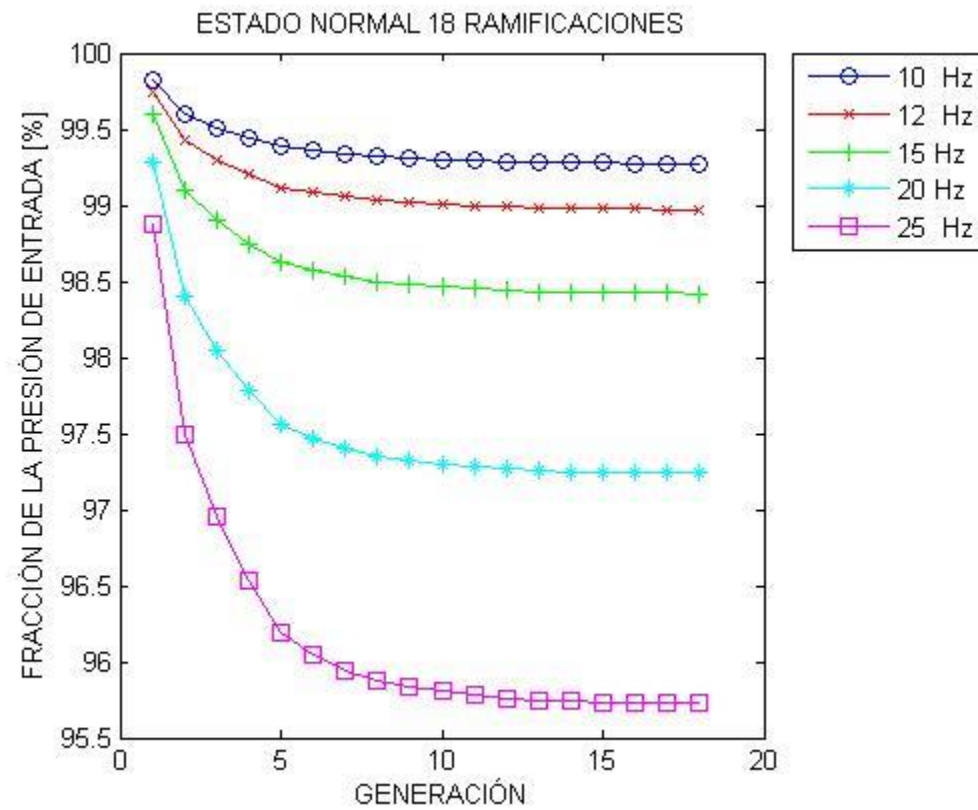


Figura 95 Presión del sistema por cada frecuencia desde 10 Hz a 25 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

F [Hz]	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18
0.20	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
0.25	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
0.30	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
0.50	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
0.75	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
1	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
2	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
3	100	100	100	99,9	99,9	99,9	99,9	99,9	99,9	99,9	99,9	99,9	99,9	99,9	99,9	99,9	99,9	99,9
4	100	99,9	99,9	99,9	99,9	99,9	99,9	99,9	99,9	99,9	99,9	99,9	99,9	99,9	99,9	99,9	99,9	99,9
5	100	99,9	99,9	99,9	99,8	99,8	99,8	99,8	99,8	99,8	99,8	99,8	99,8	99,8	99,8	99,8	99,8	99,8
6	99,9	99,9	99,8	99,8	99,8	99,8	99,8	99,7	99,7	99,7	99,7	99,7	99,7	99,7	99,7	99,7	99,7	99,7
8	99,9	99,7	99,7	99,6	99,6	99,6	99,6	99,6	99,6	99,5	99,5	99,5	99,5	99,5	99,5	99,5	99,5	99,5
10	99,8	99,6	99,5	99,4	99,4	99,4	99,3	99,3	99,3	99,3	99,3	99,3	99,3	99,3	99,3	99,3	99,3	99,3
12	99,7	99,4	99,3	99,2	99,1	99,1	99,1	99	99	99	99	99	99	99	99	99	99	99
15	99,6	99,1	98,9	98,7	98,6	98,6	98,5	98,5	98,5	98,5	98,4	98,4	98,4	98,4	98,4	98,4	98,4	98,4
20	99,3	98,4	98	97,8	97,6	97,5	97,4	97,4	97,3	97,3	97,3	97,3	97,3	97,2	97,2	97,2	97,2	97,2
25	98,9	97,5	96,9	96,5	96,2	96	95,9	95,9	95,8	95,8	95,8	95,8	95,7	95,7	95,7	95,7	95,7	95,7

Tabla 54 Presión del sistema por cada frecuencia y en cada una de las generación con 18 ramificaciones.

Los resultados de volumen obtenidos al realizar la simplificación del circuito a 18 ramificaciones fueron:

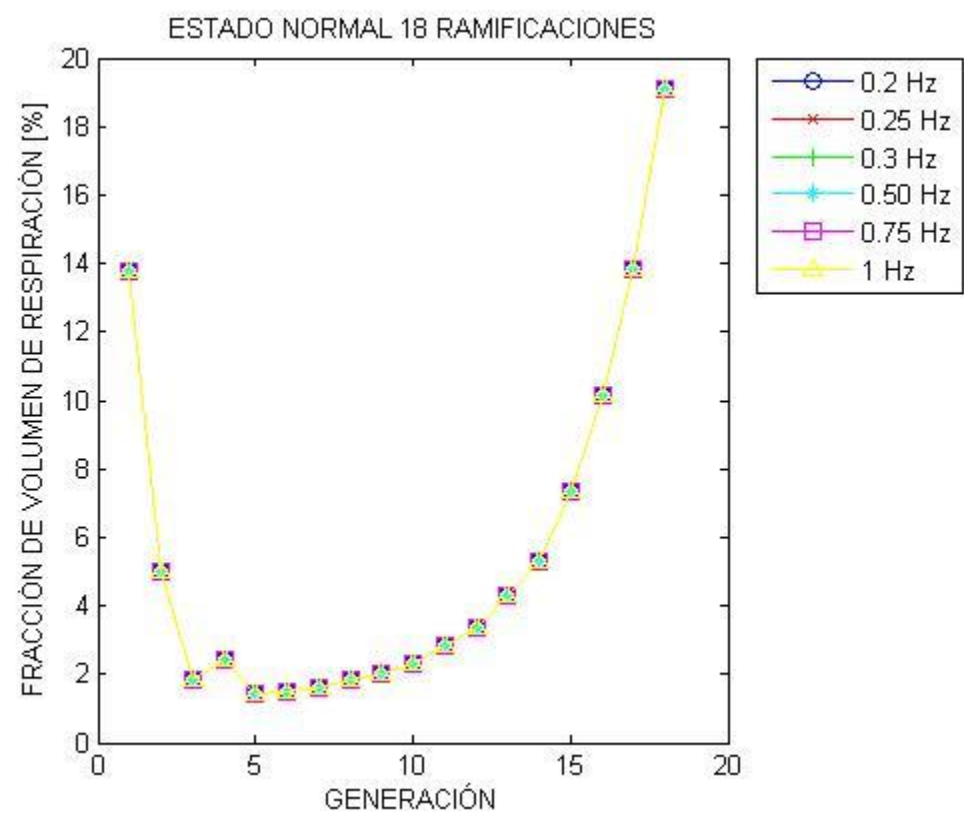


Figura 96 Volumen del sistema por cada frecuencia desde 0.2 Hz a 1 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

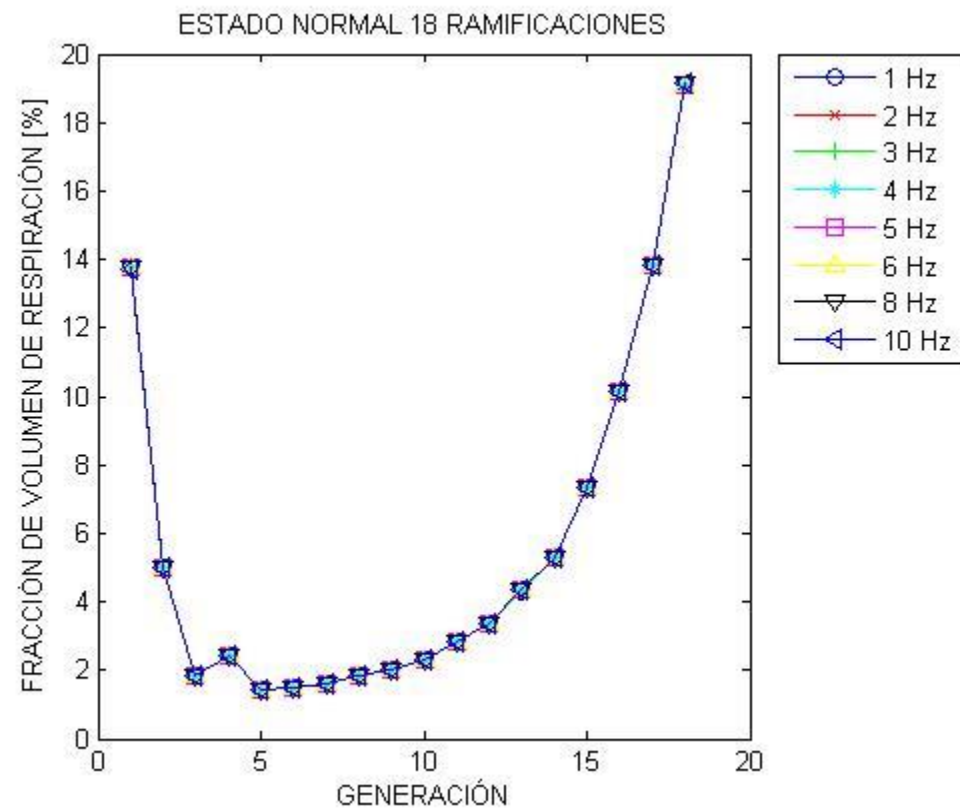


Figura 97 Volumen del sistema por cada frecuencia desde 1 Hz a 10 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

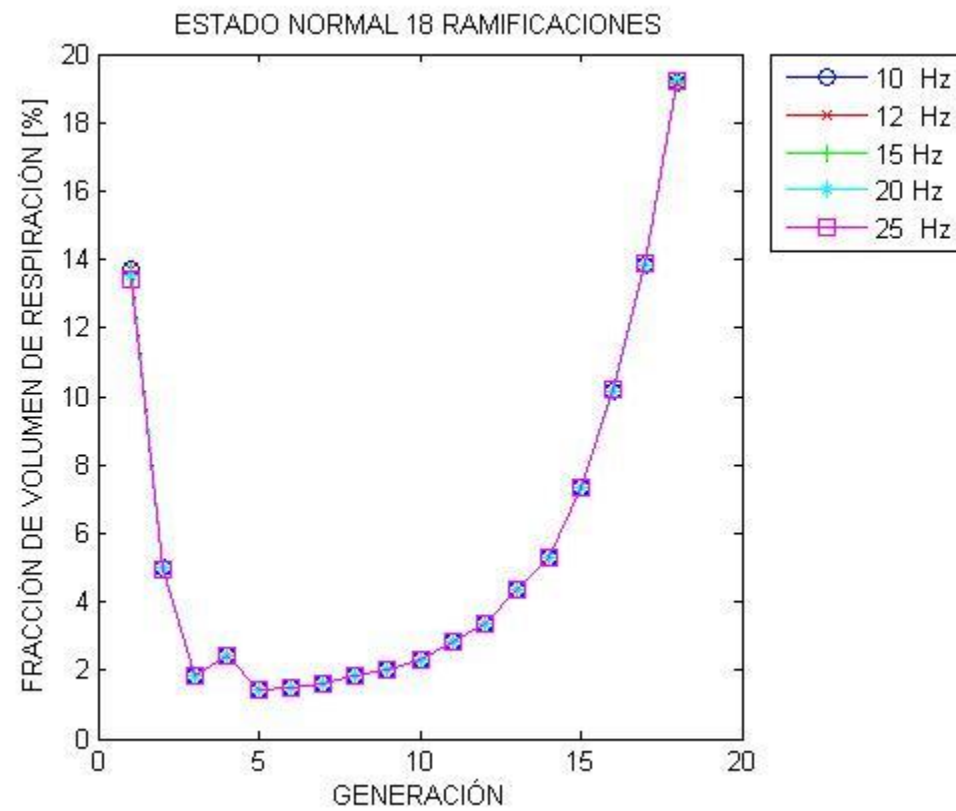


Figura 98 Volumen del sistema por cada frecuencia desde 10 Hz a 25 Hz y en cada una de las generaciones del modelo del sistema respiratorio del ing. Martin Rozanek, Ph. D.

F [Hz]	1	2	3	4	5	6	7	8	9
0.20	13,7906557	5,02592092	1,85707299	2,45603436	1,45951359	1,48774773	1,60176215	1,82531882	2,01050583
0.25	13,7906431	5,02591881	1,85707258	2,4560342	1,45951367	1,4877479	1,60176239	1,82531914	2,01050621
0.30	13,7906276	5,02591623	1,85707209	2,45603401	1,45951378	1,48774811	1,60176268	1,82531953	2,01050667
0.50	13,7905379	5,02590124	1,85706921	2,45603288	1,4595144	1,48774932	1,60176439	1,82532177	2,01050934
0.75	13,7903627	5,02587195	1,85706357	2,45603068	1,45951561	1,48775167	1,60176773	1,82532615	2,01051456
1	13,7901175	5,02583095	1,85705569	2,45602759	1,4595173	1,48775497	1,60177241	1,82533229	2,01052188
2	13,7884355	5,02554978	1,85700163	2,45600644	1,4595289	1,48777756	1,60180447	1,82537439	2,01057202
3	13,785632	5,02508113	1,85691151	2,45597118	1,45954824	1,48781523	1,60185791	1,82544455	2,01065559
4	13,7817068	5,02442496	1,85678534	2,45592182	1,45957532	1,48786797	1,60193274	1,82554279	2,0107726
5	13,7766595	5,02358119	1,8566231	2,45585834	1,45961014	1,48793578	1,60202895	1,8256691	2,01092306
6	13,7704896	5,02254973	1,85642476	2,45578073	1,45965269	1,48801868	1,60214657	1,82582352	2,01110698
8	13,7547799	5,01992329	1,85591971	2,45558309	1,45976105	1,48822974	1,60244603	1,82621669	2,0115753
10	13,7345718	5,01654452	1,85526996	2,45532878	1,4599004	1,48850123	1,60283124	1,82672244	2,01217772
12	13,709858	5,01241198	1,85447521	2,45501765	1,46007079	1,48883323	1,60330233	1,82734096	2,01291447
15	13,6643191	5,00479593	1,8530104	2,454444	1,46038467	1,48944494	1,60417038	1,82848069	2,01427208
20	13,565741	4,98830408	1,84983788	2,45320075	1,46106368	1,4907689	1,60604938	1,83094792	2,01721105
25	13,4386116	4,96702485	1,84574321	2,45159442	1,46193849	1,49247588	1,60847246	1,83412984	2,02100152

Tabla 55 Volumen del sistema por cada frecuencia y desde la 1ª hasta la 9ª generación del modelo con 18 ramificaciones.

F [Hz]	10	11	12	13	14	15	16	17	18
0.20	2,32575883	2,82360546	3,36594548	4,3269375	5,27522438	7,31932007	10,1257529	13,8078449	19,1150784
0.25	2,32575929	2,82360603	3,36594617	4,32693839	5,27522546	7,31932158	10,125755	13,8078478	19,1150823
0.30	2,32575984	2,82360672	3,36594701	4,32693947	5,27522679	7,31932343	10,1257576	13,8078513	19,1150872
0.50	2,32576308	2,82361075	3,36595188	4,32694579	5,27523453	7,31933418	10,1257725	13,8078716	19,1151153
0.75	2,3257694	2,82361862	3,3659614	4,32695813	5,27524963	7,31935518	10,1258015	13,8079112	19,1151702
1	2,32577825	2,82362965	3,36597474	4,3269754	5,27527078	7,31938458	10,1258422	13,8079667	19,1152471
2	2,32583893	2,82370524	3,36606616	4,32709386	5,27541578	7,31958617	10,1261214	13,8083475	19,1157743
3	2,32594008	2,82383123	3,36621854	4,3272913	5,27565747	7,31992217	10,1265866	13,8089822	19,116653
4	2,3260817	2,82400764	3,36643188	4,32756774	5,27599586	7,32039262	10,127238	13,8098708	19,1178834
5	2,32626381	2,82423448	3,36670623	4,32792322	5,276431	7,32099756	10,1280757	13,8110134	19,1194654
6	2,32648642	2,82451177	3,36704159	4,32835775	5,27696292	7,32173704	10,1290996	13,8124102	19,1213994
8	2,32705324	2,82521781	3,36789549	4,32946418	5,2783173	7,32361995	10,1317068	13,8159668	19,1263237
10	2,32778237	2,82612604	3,36899392	4,33088745	5,28005954	7,32604206	10,1350606	13,8205418	19,1326581
12	2,32867409	2,8272368	3,37033729	4,3326281	5,28219028	7,32900429	10,1391623	13,8261371	19,1404051
15	2,33031728	2,82928361	3,37281277	4,33583565	5,28611667	7,33446288	10,1467207	13,8364476	19,1546807
20	2,33387451	2,83371468	3,37817184	4,3427796	5,29461682	7,34628006	10,1630835	13,8587687	19,1855856
25	2,33846249	2,83942978	3,38508391	4,35173585	5,30558029	7,36152184	10,1841883	13,8875584	19,2254468

Tabla 56 Volumen del sistema por cada frecuencia y desde la 10ª hasta la 18ª generación con 18 ramificaciones.

ANEXO B

PROGRAMAS REALIZADOS

1. PROGRAMA DEL MODELO DEL SISTEMA RESPIRATORIO DEL ING. MARTIN ROZANEK, PH. D.

```
%%%% Model Plic %%%%
%modeluje plíce pomoci elektroakusticke analogie
clear, clc

[p,f] = parametry;
[alpoddajnost]=poddajnost;
[prumer,delka,objem]= rozmeryplic;
[rpul,zlpul,zc]=soucastky(prumer,delka,objem,alpoddajnost,f);
[zgenrlpul,zgenc,zgenrl,zgen]=sluc(rpul,zlpul,zc);
[icgenrel]=rozdel(zgenrlpul,zgen,zc,p,f);
[prazdna]= grafy(icgenrel);

%Parametry
%zadavaji se zde parametry ventilator tlak, frekvence
function [ p,f ] = parametry()
    p=1; %Presión
    f=[0.25 5]; %Frecuencia
end

%alveolarni poddajnost
function [alpoddajnost] = poddajnost()
    celkovapoddajnost=2;
    podjanost17=celkovapoddajnost/2^17;
    pocetalveolunabronch=[5 8 12 20 20 20 17];
    pocetalveolu17=pocetalveolunabronch(1);

    for z = 2:7
        pocetalveolu17=pocetalveolu17+2^(z-1)*pocetalveolunabronch(z);
    end

    poddajnostjednohoalveolu=podjanost17/pocetalveolu17;
    alpoddajnost=pocetalveolunabronch*poddajnostjednohoalveolu;
end

%rozmery plic
function [prumer,delka,objem] = rozmeryplic()

rozmery=[0          1      1,8      12      30,53628059      30,53628059
          1          2      1,22      4,76      11,12875268      5,564376342
          2          4      0,83      1,9       4,11206204      1,02801551
          3          8      0,56      2,76      5,438323078      0,679790385
          4         16      0,45      1,27      3,231756363      0,201984773
          5         32      0,35      1,07      3,294274057      0,102946064
          6         64      0,28      0,9       3,546732442      0,055417694
          7        128      0,23      0,76      4,041746913      0,031576148
```


8	256	0,186	0,64	4,451800656	0,017389846
9	512	0,154	0,54	5,149855506	0,010058312
10	1024	0,13	0,46	6,25222177	0,006105685
11	2048	0,109	0,39	7,45310838	0,003639213
12	4096	0,095	0,33	9,58100308	0,002339112
13	8192	0,082	0,27	11,6807652	0,001425875
14	16384	0,074	0,23	16,20694268	0,000989193
15	32768	0,066	0,2	22,42113962	0,000684239
16	65536	0,06	0,165	30,5742813	0,000466527
17	131072	0,054	0,141	42,32592324	0,000322921
18	262144	0,05	0,117	60,22206922	0,000229729
19	524288	0,047	0,099	90,05144985	0,00017176
20	1048576	0,045	0,083	138,4181099	0,000132006
21	2097152	0,043	0,07	213,1840662	0,000101654
22	4194304	0,041	0,059	326,7153287	7,79E-05
23	8388608	0,041	0,05	553,7547945	6,60E-05];

```
prumer=rozmary(:,3)';
delka=rozmary(:,4)';
objem=rozmary(:,6)';
```

end

%soucastky

```
function [rpul,zlpul,zc] = soucastky(prumer,delka,objem,alpoddajnost,f)
```

```
w=2*pi*f';
hustotavzduchu=1.293; %densidad del aire
viskozita =1.84e-5; %viscosidad
rychlostsireni=340; %velocidad
akodpor=(8*viskozita*delka)/(pi*(prumer/2).^4);
akinertance=(4*hustotavzduchu*delka)/(1e4*pi*prumer.^2);
akpoddajnost=objem/(rychlostsireni^2*hustotavzduchu);
```

```
k=[0.25 1];
alpoddajnost=k'*alpoddajnost;
```

```
faktor=[6;1;6;1]*ones(1,length(akodpor));
rpul=akodpor/2;
rpul=ones(2*length(f),1)*rpul;
rpul=faktor.*rpul;
lpul=akinertance/2;
lpul=ones(length(f)*length(k),1)*lpul;
c=akpoddajnost;
c=ones(length(f)*length(k),1)*c;
cal=alpoddajnost;
cal=repmat(cal,length(f),1);
c(:,18:24)=cal;
omega=w*ones(1,length(rpul));
omega=repmat(omega,length(k),1);
omega=[omega(1:2:end,:);
omega(2:2:end,:)];
zlpul=i*omega.*lpul;
```

```

        zc=1./(i*omega.*c);
end

%sluc
function [zgenrlpul,zgenc,zgenrl,zgen] = sluc(rpul,zlpul,zc)
    zrlpul=rpul+zlpul;
    zgenc(:,24)=zc(:,24);
    zgenrlpul(:,24)=zgenc(:,24)+zrlpul(:,24);
    zgenrl(:,24)=zgenrlpul(:,24)+zrlpul(:,24);
    zgen(:,24)=paraelne(zgenrl(:,24),zgenrl(:,24));

    for ix =23:-1:1;

        zgenrlpul(:,ix)=zrlpul(:,ix)+zgen(:,ix+1);
        zgenc(:,ix)=paraelne(zgenrlpul(:,ix),zc(:,ix));
        zgenrl(:,ix)=zgenc(:,ix)+zrlpul(:,ix);
        if ix>1
            zgen(:,ix)=paraelne(zgenrl(:,ix),zgenrl(:,ix));
        else
            zgen(:,1)=zgenrl(:,1);
        end
    end
end

%rozdel
function [ icgenrel ] = rozdel( zgenrlpul,zgen,zc,p,f )
    %Variante 1 (Flujos)
    zgenrlpul=abs(zgenrlpul);
    zgen=abs(zgen);
    zc=abs(zc);
    u=p;
    iy=u./zgen(:,1);
    vstproud=abs(iy);
    vstproud=vstproud*ones(1,length(zgen));

    for j=1:23
        ic(:,j)=iy.*(zgenrlpul(:,j)./(zgenrlpul(:,j)+zc(:,j)));
        iy=iy-ic(:,j);
        iy=iy./2;
        pocetbronchuvgeneraci(j)=2^(j-1);
    end

    ic(:,24)=iy;
    pocetbronchuvgeneraci(24)=2^23;
    ic=abs(ic);
    pocetbronchuvgeneraci=ones(length(f)*2,1)*pocetbronchuvgeneraci;
    icgen=pocetbronchuvgeneraci.*ic;
    icgenrel=100*(icgen./vstproud);
end

%rozdel
function [ prel ] = rozdel2( zrlpul,zgen,zgenc,p,f )
    %Variante 2 (Presión)
    u=p;
    zrlpul=abs(zrlpul);
    zgen=abs(zgen);

```

```

zgenc=abs(zgenc);
vsttlak=u*ones(1,length(zgen));
vsttlak=ones(2*length(f),1)*vsttlak;

for j=1:23
    ubytek1(:,j)=u.*(zrlpul(:,j)./(zrlpul(:,j)+zgenc(:,j)));
    u=u-ubytek1(:,j);
    tlak(:,j)=u;
    ubytek2(:,j)=u.*(zrlpul(:,j)./(zrlpul(:,j)+zgenc(:,j+1)));
    u=u-ubytek2(:,j);
end

tlak(:,24)=u.*zgenc(:,24)./(2*zrlpul(:,24)+zgenc(:,24));
tlak=abs(tlak);
prel=100*(tlak./vsttlak);

end

%grafy
function [ prazdna ] = grafy( icgenrel )
    figure(1);
    plot(icgenrel(1,:), 'bv-');
    hold on
    plot(icgenrel(2,:), 'r^-');
    zoom on
    title('f=0.25 Hz');
    legend('ARDS', 'Normální stav', 2);
    xlabel('GENERACE');
    ylabel('Frakce dechového objemu [%]');

    figure(2);
    plot(icgenrel(3,:), 'bv-');
    hold on
    plot(icgenrel(4,:), 'r^-');
    zoom on
    title('f=5 Hz');
    legend('ARDS', 'Normální stav', 2);
    xlabel('GENERACE');
    ylabel('Frakce dechového objemu [%]');
    prazdna = 0;

end

% par
% funkce pocita impedance paraelni kombinace soucastek
function [c]= paraelne (a,b);
c=(a.*b)./(a+b); % impedance paraelni kombinace

```

2. PROGRAMA CÁLCULO VARIABLES ACÚSTICAS DEL PULMÓN

Para el cálculo de la Compliancia, la Masa y la Resistencia acústica se implementó el siguiente algoritmo.

```
%%%% Variables Acusticas %%%%
% Calculo de las Variables Acusticas
clear, clc

load datos

z(1:24,1)=(datos((1):(24),1)); % ramificación número.
nz(1:24,1)=(datos((1):(24),2)); % número de ductos con esas dimensiones
por ramificacion.
dz(1:24,1)=(datos((1):(24),3)); % diámetro del ducto [cm]
lz(1:24,1)=(datos((1):(24),4)); % longitud del ducto [cm]

%los datos son cercanos y en un caso el n 4 es distinto

%área superficial del ducto s=pi*(r^2) [cm^2].
s=(pi.*(dz/2).^2);
sn=s.*nz; %porque se debe multiplicar por el número de ductos.

%volumen del ducto v=pi*(r^2)*l [cm^3]
v=pi.*((dz/2).^2).*lz;
vn=v.*nz; %porque se debe multiplicar por el número de ductos.

%suma del volumen del ducto [cm^3]
for j=1:length(vn)
    vnz(j,1)=sum(vn(1:j));
end

%valores acústicos
do=1.29; %[Kg/m^3] ellos usaron 1.293
co=343; %[m/s] usaron 340
vis= 1.9e-5; %[Pa*s] usaron 1.84 e-5

% masa acústica ma=do*l/s
% l [m] ; do [Kg/m^3] ; s [m^2]
ma=((do.*lz)./s).*10^(-4);

%compliancia acústica ca=v/(do*co^2)
%v [m^3] ; do [Kg/m^3] ;co [m/s]
ca=v./(do*(co^2));

%resistencia acústica ra=(8*vis*l)/(p*r^4)
%vis [Pa*s] ; l [m] ; r [m]
ra=((8*vis*lz)/(pi*(dz/2).^4));

%-----
%compliancia alveolos
complianciatotal=2;
compliancia17=complianciatotal/(2^17);
```

```

nalveolos=[5 8 12 20 20 20 17];
nalveolos17=nalveolos(1);

for i=2:7
nalveolos17=nalveolos17+2^(i-1)*nalveolos(i);
end

compliancealveolo=compliance17/nalveolos17;
compliance=nalveolos*compliancealveolo;

```

3. PROGRAMA MODELO ELECTROACÚSTICO DEL PULMÓN EN EL SOFTWARE DE SIMULACIÓN MATEMÁTICO.

```

% MODELO ELECTROACUSTICO DEL PULMON
% Español
clear,clc

%Variables de entrada y cargar dimensiones del pulmon.
p=1; %Presion
f=5; %Frecuencia
densidadaire=1.293; %Densidad del aire
viscosidad =1.84e-5; %Viscosidad
velocidad=340; %Velocidad

w=2*pi*f;

load rozmary
diametro=datos(:,3)';
longitud=datos(:,4)';
vn=datos(:,5);%mirar si se usa
volumen=datos(:,6)';

%Calculas los valores acusticos.
resistenciaacustica=(8*viscosidad*longitud)/(pi*(diametro/2).^4);
inertanciaacustica=(4*densidadaire*longitud)/(1e4*pi*diametro.^2);
complianceacustica=volumen/(velocidad^2*densidadaire);

%Calcula la compliance de los alveolos que van desde la
%generacion 17 a la 23
complianceatotal=2;
compliance17=complianceatotal/2^17;
numeroalveolosporbronquio=[5 8 12 20 20 20 17];
numeroalveolo17=numeroalveolosporbronquio(1);

for z = 2:7
    numeroalveolo17=numeroalveolo17+2^(z-
1)*numeroalveolosporbronquio(z);
end

complianceaunalveolo=compliance17/numeroalveolo17;
complianceaalveolos=numeroalveolosporbronquio*complianceaunalveolo;

%Mapeo de variables acusticas a electricas

```

```

rmedios=(resistenciaacustica/2)*ones(1,1);
lmedios=(inertanciaacustica/2)*ones(1,1);
c=complianciaacustica*ones(1,1);
cal=complianciaalveolos;
c(18:24)=cal;

omega=w*ones(1,length(rmedios));
zlmedios=i*omega.*lmedios; %Convercion de impedancia jwl
zc=1./(i*omega.*c); %Convercion de impedancia 1/jwc

%Sumatoria de las impedancias
zrlmedios=rmedios+zlmedios;
zgenic(:,24)=zc(:,24);
zgenrlmedios(:,24)=zgenic(:,24)+zrlmedios(:,24);
zgenrl(:,24)=zgenrlmedios(:,24)+zrlmedios(:,24);
zgen(:,24)=paraelne(zgenrl(:,24),zgenrl(:,24));

for ix =23:-1:1;

    zgenrlmedios(:,ix)=zrlmedios(:,ix)+zgen(:,ix+1);
    zgenic(:,ix)=paraelne(zgenrlmedios(:,ix),zc(:,ix));
    zgenrl(:,ix)=zgenic(:,ix)+zrlmedios(:,ix);
    if ix>1
        zgen(:,ix)=paraelne(zgenrl(:,ix),zgenrl(:,ix));
    else
        zgen(:,1)=zgenrl(:,1);
    end

end

%Calculo de presion y flujo de aire en los pulmones
%Flujo de aire en los pulmones
zgenrlmedios=abs(zgenrlmedios);
zgen=abs(zgen);
zc=abs(zc);
u=p;
iy=u./zgen(:,1);
vstcorriente=abs(iy);
vstcorriente=vstcorriente*ones(1,length(zgen));

for j=1:23

    ic(:,j)=iy.*(zgenrlmedios(:,j)./(zgenrlmedios(:,j)+zc(:,j)));
    iy=iy-ic(:,j);
    iy=iy./2;
    numerobronquiosgeneracion(j)=2^(j-1); %numero ramificaciones

end

ic(:,24)=iy;
numerobronquiosgeneracion(24)=2^23;
ic=abs(ic);
numerobronquiosgeneracion=ones(1,1)*numerobronquiosgeneracion;
icgen=numerobronquiosgeneracion.*ic;
icgenrel=100*(icgen./vstcorriente);

```

```

%Presion en los pulmones
u=p;
zrlmedios=abs(zrlmedios);
zgen=abs(zgen);
zgenc=abs(zgenc);
vstpresion=u*ones(1,length(zgen));
vstpresion=ones(1,1)*vstpresion;

for j=1:23

    disminuir1(:,j)=u.*(zrlmedios(:,j)./(zrlmedios(:,j)+zgenc(:,j)));
    u=u-disminuir1(:,j);
    presion(:,j)=u;
    disminuir2(:,j)=u.*(zrlmedios(:,j)./(zrlmedios(:,j)+zgen(:,j+1)));
    u=u-disminuir2(:,j);

end

presion(:,24)=u.*zgenc(:,24)./(2*zrlmedios(:,24)+zgenc(:,24));
presion=abs(presion);
prel=100*(presion./vstpresion);

%Graficas
figure
plot(icgenrel(1,:), 'bo-');
title('ESTADO NORMAL 24 RAMIFICACIONES');
legend('5 Hz', 'Location', 'NorthEastOutside');
xlabel('GENERACIÓN');
ylabel('FRACCIÓN DE VOLUMEN DE RESPIRACIÓN [%]');
figure
plot(prel(1,:), 'bo-');
title('ESTADO NORMAL 24 RAMIFICACIONES');
legend('5 Hz', 'Location', 'NorthEastOutside');
xlabel('GENERACIÓN');
ylabel('FRACCIÓN DE LA PRESIÓN DE ENTRADA [%]');

presion=prel(1,:);
flujo=icgenrel(1,:);
ramificaciones=[1:24];
figure
plot3(ramificaciones,presion,flujo)
xlabel('RAMIFICACIONES');
ylabel('PRESIÓN');
zlabel('FLUJO');

```

ANEXO E

MODELO ELECTROACÚSTICO DEL PULMÓN

