



Universidad de Valladolid



**ESCUELA DE INGENIERÍAS
INDUSTRIALES**

**UNIVERSIDAD DE VALLADOLID
ESCUELA DE INGENIERÍAS INDUSTRIALES**

Grado en Ingeniería Mecánica

**Instalación experimental para la simulación
de eventos respiratorios**

Autor:

Huerga Giménez, Javier

Tutor:

**Villafruela Espina, José Manuel
Departamento de Ingeniería
Energética y Fluidomecánica**

Valladolid, septiembre de 2021

AGRADECIMIENTOS

Deseo expresar mi más profundo agradecimiento a mi familia, en especial a mi madre. Me han brindado su apoyo y han depositado una gran confianza en mí durante estos años de carrera. Sin su constante apoyo hubiera sido mucho más difícil conseguirlo.

Al profesor Dr. D. José Manuel Villafruela Espina, por concederme la oportunidad de realizar el trabajo fin de grado bajo su supervisión, y por la orientación, la ayuda y su total disponibilidad durante la realización de este trabajo.

A José Ángel Moneo y Eric Américo Sánchez por su ayuda continua y el buen ambiente de trabajo durante el montaje y la puesta en marcha de la instalación experimental.

A mis amigos de toda la vida y compañeros de clase, los cuales me han acompañado en estos bonitos años, estando en los buenos y en los malos momentos.

Al profesor Dr. D. Andrés Melgar Bachiller, por haberme dado los conocimientos y las pautas necesarios para la realización del análisis numérico con el programa de simulación AVL BOOST.

Al profesor Dr. D. Kazuhide Ito, por proporcionarme la nube de puntos del tracto respiratorio humano con la que se ha realizado el modelo de la cabeza humana con las cavidades y geometría que definen el tracto respiratorio en los seres humanos.

Asimismo, agradecer a todos los profesores que me han impartido clase durante estos años de carrera.

RESUMEN

Este trabajo se encuentra en la línea de investigación, del Área de Mecánica de Fluidos de la Universidad de Valladolid, sobre el riesgo de infección cruzada entre personas en espacios interiores. En este trabajo se diseña y construye un dispositivo que permite simular los eventos respiratorios principales: la respiración, la tos y el estornudo, en maniquíes térmicos respiratorios. Durante la realización de los eventos respiratorios se generan aerosoles, en los cuales pueden ir inmersos patógenos infecciosos. Se describen los diferentes mecanismos de generación de aerosoles, así como los factores que influyen en su transmisión por vía aérea. Se realiza un análisis, desde el punto de vista fluidodinámico, de los resultados obtenidos en diferentes investigaciones experimentales sobre los eventos respiratorios, con el objetivo de determinar los requisitos que debe cumplir el dispositivo experimental. Se realiza un estudio experimental y un análisis numérico de una serie de ciclos.

Por otra parte, se obtienen las imágenes procedentes de un escáner del tracto respiratorio humano, a partir de las cuales se genera un sólido con la geometría real del tracto respiratorio. Posteriormente se realiza un prototipo de una cabeza humana con las cavidades y conductos que definen las vías superiores del sistema respiratorio, y se hace un análisis previo de los posibles procesos de fabricación.

PALABRAS CLAVE: Eventos respiratorios, aerosoles, riesgo de infección, instalación experimental, sistema respiratorio.

ABSTRACT

This work is in the line of research, of the Fluid Mechanics Area of the University of Valladolid, on the risk of cross infection between people in indoor spaces. In this work, a device is designed and built that allows the simulation of the main respiratory events: respiration, coughing and sneezing, in respiratory thermal manikins. During respiratory events, aerosols are generated, in which infectious pathogens can be immersed. The different mechanisms of aerosol generation are described, as well as the factors that influence their transmission by air. An analysis is carried out, from the fluid-dynamic point of view, of the results obtained in different experimental investigations on respiratory events, in order to determine the requirements that the experimental device must meet. An experimental study and a numerical analysis of a series of cycles are carried out.

On the other hand, images are obtained from a scanner of the human respiratory tract, from which a solid is generated with the real geometry of the respiratory tract. Subsequently, a prototype of a human head is made with the cavities and ducts that define the upper respiratory tract, and a previous analysis of the possible manufacturing processes is made.

KEYWORDS:

Respiratory events, aerosols, risk of infection, experimental installation, respiratory system.

Índice general

1. INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS	1
1.1. Introducción	1
1.2. Objetivos	1
1.3. Contenido del trabajo	2
2. CONTEXTUALIZACIÓN Y AEROSOLES	5
2.1. Contextualización.....	5
2.2. Los aerosoles	10
2.2.1. Formación de gotas.....	10
2.2.2. Generación de las gotas respiratorias	14
2.2.3. Características iniciales de las gotas respiratorias.....	16
3. EVENTOS RESPIRATORIOS	19
3.1. Respiración.....	19
3.2. Habla.....	24
3.3. Tos.....	26
3.4. Estornudo	29
3.4.1. Definición y causas del estornudo	29
3.4.2. Caracterización de los estornudos.....	30
4. INSTALACIÓN EXPERIMENTAL	35
4.1. Requisitos que debe cumplir del dispositivo experimental diseñado.....	35
4.2. Instalaciones experimentales utilizadas por otros investigadores	35
4.3. Diseño del dispositivo de respiración.....	39
4.4. Sistema de cilindros	40
4.4.1. Descripción del sistema	40
4.4.2. Funcionamiento del sistema de cilindros.....	43
4.4.3. Comandos utilizados para la programación.....	45
5. CARACTERIZACIÓN EXPERIMENTAL	47
5.1. Ciclos experimentales. Cálculo teórico.....	47
5.2. La medida de la velocidad del aire.....	48
5.3. Válvula antirretorno	49
5.4. Resultados experimentales.....	51
5.4.1. Estudio de la repetitividad del tubo de Prandtl.....	51

5.4.2. Comparación distintas velocidades lineales de desplazamiento de los émbolos	53
5.4.3. Comparación función continua y discontinua	55
5.4.4. Simulación numérica.....	57
5.4.5. Comparación resultados teóricos y experimentales	63
6. ANATOMÍA Y MODELO DEL SISTEMA RESPIRATORIO HUMANO	67
6.1. Anatomía del aparato respiratorio.....	67
6.2. Secciones cavidad nasal (modelo)	73
6.3. Modelo 3D sistema respiratorio humano	76
7. CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS	91
7.1. Conclusiones	91
7.2. Trabajos futuros	92
8. PRESUPUESTO.....	93
8.1. Costes directos.....	93
8.2. Costes indirectos	94
8.3. Coste total	94
Bibliografía	95
ANEXO I. PLANOS DE FABRICACIÓN	101
ANEXO II. PLANOS DE LA INSTALACIÓN	103
ANEXO III. CÓDIGOS DE PROGRAMACIÓN DE LOS CICLOS EN EL MR CONFIGURATOR2.....	105

Índice de Figuras

Figura 1. Maniquís térmicos respiratorios.....	5
Figura 2. Geometría del maniquí utilizado. Izq.: cuadrícula numérica, Dcha.: dimensiones del maniquí en mm.	6
Figura 3. Maniquí térmico respiratorio más realista.	7
Figura 4. Tubo conductor del aire en el interior del maniquí térmico respiratorio.	7
Figura 5. Dimensiones de los agujeros de la nariz y la boca existentes en el maniquí..	8
Figura 6. Resultado de la simulación CFD de la exhalación de contaminantes por parte del maniquí fuente.....	8
Figura 7. Flujo instantáneo inhalado y exhalado por cada maniquí en un ciclo respiratorio de 12 s.	9
Figura 8. Configuración experimental utilizada en la investigación sobre los contaminantes exhalados en una habitación de hospital.	9
Figura 9. Posibles formas de ruptura de un chorro de líquido en función de la velocidad de salida.....	11
Figura 10. Proceso secuencial típico de desintegración de una lámina líquida.....	12
Figura 11. Diferentes mecanismos de ruptura de gotas grandes.	13
Figura 12. Esquema del proceso de transformación del volumen de líquido inicial durante un estornudo, como respuesta a las fuerzas aerodinámicas.	13
Figura 13. Transformación del volumen líquido exhalado durante un estornudo....	14
Figura 14. Evolución del volumen de líquido exhalado durante un estornudo.....	14
Figura 15. Diferentes mecanismos de generación de gotas en diferentes partes del sistema respiratorio humano.....	15
Figura 16. Presencia de patógenos infecciosos en las gotas respiratorias.	17
Figura 17. Proceso de evaporación durante la evolución de una gota a través del aire.	18
Figura 18. Diagrama P-V de una expansión isoterma en un sistema cerrado.....	20
Figura 19. Curva característica P-V de un ciclo respiratorio.	21
Figura 20. Evolución temporal del caudal exhalado durante la respiración normal.	22
Figura 21. Ángulos para la caracterización dirección del flujo exhalado durante la respiración nasal.	22
Figura 22. Ángulos para la caracterización dirección del flujo exhalado durante la respiración bucal.	23
Figura 23. Caudal medido para un sujeto a través de la boca cuando este leía un pasaje, b) caudal medido para un sujeto a través de la nariz cuando este leía un pasaje.	25
Figura 24 Resultados experimentales de la evolución temporal del caudal exhalado por 25 sujetos durante un tosido.	27
Figura 25. Evolución temporal del caudal (l/s) exhalado durante un tosido típico..	27

Figura 26. Ángulos para la caracterización de la dirección flujo exhalado en un tosido.....	28
Figura 27. Resultado experimental de la evolución temporal de la velocidad a la salida de la boca para un sujeto sano.	30
Figura 28. Evolución temporal del caudal de aire exhalado durante un estornudo..	30
Figura 29. Configuración experimental para la simulación de estornudos.	36
Figura 30. Instalación experimental con una bomba manual para la simulación de eventos respiratorios en seres humanos.	37
Figura 31. Instalación experimental para la simulación de la respiración humana basada en un cilindro.....	37
Figura 32. Instalación experimental para la simulación de eventos respiratorios humanos basada en dos cilindros.	38
Figura 33. Instalación experimental para la simulación de la respiración en seres humanos.	38
Figura 34 Diseño del dispositivo de respiración de un maniquí térmico respiratorio.	39
Figura 35. Vista en perspectiva del modelo CAD de la instalación mecánica.	40
Figura 36 Vistas principales del modelo CAD del dispositivo experimental diseñado: a) Alzado, b) Planta y c) Perfil derecho.....	41
Figura 37. Fotografía de la instalación experimental construida en el laboratorio..	41
Figura 38. Vista en corte del alzado de la instalación mecánica, con sus cotas más representativas.....	42
Figura 39. Esquema simplificado para la definición del sentido de avance de los émbolos y las correspondientes entradas y salidas de aire en los cilindros.	43
Figura 40. Evolución temporal de la velocidad de salida a través del conducto para las diferentes velocidades lineales de los émbolos.....	47
Figura 41. Evolución temporal de la velocidad de salida a través del conducto para el ciclo ejecutado en dos secuencias con una velocidad lineal del émbolo de 0.083 m/s.	48
Figura 42. Esquema simplificado del Tubo de Prandtl colocado en la salida del conducto de aire.....	48
Figura 43. Esquema general de la válvula antirretorno.	50
Figura 44. Resultados del ciclo continuo para una velocidad lineal de desplazamiento de los émbolos de 0.042 m/s.	50
Figura 45. Relación existente entre el caudal [l/min], la caída de presión [MPa] y la presión de alimentación [MPa] de la válvula antirretorno disponible.	51
Figura 46. Ciclo utilizado para el estudio de la repetitividad.	51
Figura 47. Velocidad del fluido a la salida del conducto a lo largo del tiempo para los 8 experimentos.	52
Figura 48. Resultados experimentales de las velocidades de salida por el conducto de aire para el ciclo continuo para diferentes velocidades lineales de los émbolos.	54

Figura 49. Resultados experimentales de las velocidades de salida por el conducto de aire para el ciclo a trozos para las diferentes velocidades lineales de los émbolos.....	55
Figura 50. Comparación de la función continua y discontinua para una velocidad lineal de los émbolos de 0.042 m/s.....	56
Figura 51. Retraso temporal en la finalización del ciclo programado con dos secuencias de operaciones para una velocidad lineal de los émbolos de 0.042 m/s.	56
Figura 52. Modelo creado en el BOOST para la simulación de los diferentes ciclos.	58
Figura 53. Evolución temporal del volumen de aire en el interior del cilindro para cada uno de los tres ciclos estudiados.	59
Figura 54. Evolución temporal de la velocidad de salida a través del conducto de aire para cada velocidad lineal del émbolo.	60
Figura 55. Evolución temporal del número adimensional V_s/V_p para cada una de las velocidades lineales del émbolo.	60
Figura 56. Evolución temporal de la presión en las diferentes secciones donde se encuentran los puntos de medida para una velocidad lineal de los émbolos de 0.166 m/s.....	61
Figura 57. Evolución temporal de la presión en el punto de medida 4 en función de las longitudes del conducto para una velocidad lineal de los émbolos de 0.166 m/s.	62
Figura 58. Evolución temporal de la velocidad de salida para las diferentes longitudes del conducto, para una velocidad lineal de los émbolos de 0.166 m/s.	63
Figura 59. Evolución temporal de la velocidad de salida: teórica, experimental y numérica, del conducto de aire para el ciclo continuo con una velocidad lineal de los émbolos de 0.042 m/s.	64
Figura 60. Evolución temporal de la velocidad de salida: teórica, experimental y numérica, del conducto de aire para el ciclo continuo con una velocidad lineal de los émbolos de 0.083 m/s.	64
Figura 61. Evolución temporal de la velocidad de salida: teórica, experimental y numérica, del conducto de aire para el ciclo continuo con una velocidad lineal de los émbolos de 0.166 m/s.	65
Figura 62. Evolución temporal de la velocidad de salida: teórica y experimental, del conducto de aire para el ciclo continuo con una velocidad lineal de los émbolos de 0.25 m/s.	65
Figura 63. Vías superiores e inferiores del sistema respiratorio humano.	68
Figura 64. Partes que conforman la cavidad nasal.	68
Figura 65. Secciones de la cavidad nasal en seres humanos en diferentes planos de corte coronales.....	69
Figura 66. Paredes de la cavidad nasal del modelo procedente de la nube de puntos.....	69
Figura 67 Tomografía realizada por un plano coronal de la cavidad nasal de un ser humano.	70

Figura 68. Faringe y partes que la conforman en los seres humanos.	71
Figura 69. Laringe y partes que la conforman en los seres humanos.	71
Figura 70. Tráquea en los seres humanos.	72
Figura 71. Pulmones, caja torácica y diafragma en los seres humanos.....	73
Figura 72. Imagen procedente de una tomografía de los pulmones.	73
Figura 73. Planos de corte coronales en el modelo del tracto respiratorio sólido. ...	74
Figura 74. Secciones coronales por los PLANOS A (izquierda) y B (derecha).....	74
Figura 75. Secciones coronales por los PLANOS C (izquierda) y D (derecha).....	75
Figura 76. Secciones coronales por los PLANOS E (izquierda) y F (derecha).	75
Figura 77. Imagen TC del alzado (izquierda) y perfil (derecha) del sistema respiratorio.....	76
Figura 78. Cavity nasal y otras partes del modelo del tracto respiratorio.	77
Figura 79. Modelo del tracto respiratorio humano importado al CATIA V5 R6. Alzado del modelo (izquierda) y vista lateral trasera (derecha).	78
Figura 80. Nube de puntos que define el tracto respiratorio humano procedente del escáner.....	79
Figura 81. Selección de los puntos de interés (color rojo) con los que se va a trabajar en este proyecto.	79
Figura 82. Malla (color marrón) generada a partir de la nube de puntos (puntos verdes).....	80
Figura 83. Superficie generada a partir de la malla (izquierda) y sólido generado a partir de la superficie (derecha).	81
Figura 84. Modelo de la cabeza humana a tamaño real importado al CATIA V5 6R.	81
Figura 85. a) Dimensiones de la elipse que define la geometría de apertura de la boca, b) Conducto elíptico generado mediante una extrusión negativa de la elipse.	82
Figura 86. Planos utilizados para la definición de los orificios de la nariz.....	83
Figura 87. Vista en corte del modelo de la cabeza humana por un plano paralelo al de simetría de la cabeza humana.	84
Figura 88. Vista de los conductos generados para hacer posible la exhalación e inhalación del aire en el maniquí.	85
Figura 89. Careta seleccionada en el Meshmixer.....	85
Figura 90. Nube de puntos que definen la careta importada al CATIA.	86
Figura 91. Superficie generada a partir de la malla (izquierda) y sólido generado a partir de la superficie (derecha).	86
Figura 92. Agujeros elípticos realizados en la nariz y la boca del sólido generado a partir de la nube de puntos que definen la careta.	87
Figura 93. Fotografía de la parte superior del tracto respiratorio impreso en 3D....	88
Figura 94. Fotografía de las dos partes que constituyen el modelo del tracto respiratorio.....	88
Figura 95. Fotografía del tracto respiratorio completo impreso en 3D.	89

Índice de Tablas

Tabla 1. Velocidades obtenidas del flujo exhalado durante la respiración humana en investigaciones experimentales llevadas a cabo por distintos autores.	24
Tabla 2. Velocidades obtenidas del flujo exhalado a través de la boca durante el habla en investigaciones experimentales llevadas a cabo por distintos autores. ...	26
Tabla 3. Velocidades obtenidas del flujo exhalado a través de la boca durante un tosido humano en investigaciones experimentales llevadas a cabo por diferentes autores.	28
Tabla 4. Velocidades obtenidas del flujo exhalado a través de la boca durante un estornudo humano en investigaciones experimentales llevadas a cabo por diferentes autores.	31
Tabla 5. Parámetros estadísticos estudiados y sus expresiones matemáticas.	53
Tabla 6. Resultados obtenidos para los parámetros estadísticos estudiados.	53
Tabla 7. Dimensiones más generales del modelo.	77
Tabla 8. Costes de personal.	93
Tabla 9. Costes de material.	93
Tabla 10. Coste licencia de CATIA V5 6R.	94
Tabla 11. Resumen de los costes.	94

1. INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS

1.1. Introducción

Existen numerosas enfermedades infecciosas que se transmiten a través del aire, como la gripe [1, 2], la tuberculosis [3] o la reciente enfermedad COVID-19 [4]. La transmisión de las enfermedades infecciosas a través del aire se efectúa por medio de los patógenos infecciosos, que van inmersos en los aerosoles presentes en el flujo de aire exhalado durante los diferentes eventos respiratorios. Los eventos respiratorios que pueden actuar como fuentes de emisión de partículas infecciosas son la respiración, el habla, la tos y el estornudo. Estos eventos, como se verá a lo largo de este trabajo, presentan grandes diferencias entre ellos desde el punto de vista fluidodinámico.

El contagio de una persona sana, susceptible de contagiarse, se produce cuando ésta inhala los aerosoles inmersos en el aire, cargados de patógenos infecciosos, que han sido exhalados por una persona enferma y éstos se depositan en su tracto respiratorio. El mayor o menor riesgo que corre la persona susceptible de contagiarse va a depender de una serie de parámetros. Dentro de los parámetros, unos dependen de la biología del individuo y del patógeno infeccioso y otros dependen del nivel de exposición al patógeno infeccioso por parte del individuo susceptible.

Por tanto, debido a la gran influencia que tienen los eventos respiratorios humanos en la transmisión de enfermedades infecciosas por vía aérea, se tiene la necesidad de conocer y caracterizar, desde el punto de vista fluidodinámico, el flujo exhalado que se tiene como resultado de la realización de cada evento respiratorio.

1.2. Objetivos

Este trabajo fin de grado, tiene como objetivo principal el diseño y la construcción de un dispositivo experimental que permita simular los diferentes eventos respiratorios que pueden tener lugar en los seres humanos, en especial, la respiración, la tos y los estornudos, para su posterior implantación en maniqués térmicos respiratorio que se utilizan en ensayos experimentales del riesgo de infección cruzada por vía aérea entre personas en espacios interiores.

Para ello, se requiere la realización de un análisis y un estudio de la bibliografía existente sobre los diferentes eventos respiratorios, desde el punto de vista fluidodinámico, con el objetivo de definir los requisitos de la instalación a construir.

Por otra parte, se realizará un análisis de las diferentes instalaciones experimentales utilizadas anteriormente por otros autores para la simulación de los eventos

respiratorios [37-41]. Dichas instalaciones sirven como base para el diseño y construcción de la instalación en este trabajo.

Con el fin de que en futuros trabajos sea posible realizar un estudio más realista de la posible dispersión de contaminantes como consecuencia de los diferentes eventos respiratorios, se pretende obtener un modelo sólido de las vías respiratorias superiores a partir de las imágenes procedentes de un escáner del sistema respiratorio de un ser humano. Este es un paso previo para la futura construcción de una cabeza a escala natural que sustituye a la de los maniqués actuales.

1.3. Contenido del trabajo

En el Capítulo 2, se estudian los antecedentes y se realiza una contextualización de este trabajo dentro de la línea de investigación del Área de Mecánica de Fluidos de la Universidad de Valladolid. Por otra parte, se describen los aerosoles que pueden ir inmersos en el flujo de aire exhalado por los seres humanos, y son la principal vía para la transmisión de enfermedades infecciosas a través del aire. También se estudian sus mecanismos de formación dentro del sistema respiratorio humano.

En el Capítulo 3 se describen los principales eventos respiratorios que se dan en los seres humanos, así como sus principales características desde el punto de vista fluidodinámico. A partir su estudio, se determinan los requerimientos que debe cumplir el dispositivo experimental a construir.

El Capítulo 4 trata sobre el diseño de la instalación experimental. Se describen los requisitos que debe cumplir la instalación y se realiza un análisis de las instalaciones utilizadas por otros investigadores con el objetivo de que sirva de ayuda para diseñar la de este trabajo. Más adelante se describe el diseño del dispositivo de respiración y las investigaciones que se quieren llevar a cabo. Por último, se describe la instalación diseñada, su funcionamiento y los comandos principales utilizados para la programación de las curvas características de los eventos respiratorios.

En el Capítulo 5 se describe el proceso de caracterización experimental. Se describe la técnica de medida utilizada, y se muestran los resultados experimentales obtenidos. Por otra parte, se realiza un análisis numérico utilizando el programa AVL BOOST.

En el Capítulo 6 se realiza un estudio de la anatomía y fisiología del sistema respiratorio humano, para observar los conductos y las cavidades que atraviesa el flujo de aire durante los eventos respiratorios. A partir de los datos procedentes de un escáner médico, se obtiene un modelo sólido de las vías superiores del sistema respiratorio humano, y se crea un prototipo de una cabeza humana para su posterior fabricación.

En el Capítulo 7 se presentan las conclusiones más relevantes a las que se ha llegado durante la realización de este trabajo. A continuación, se proponen una serie de trabajos futuros que se pueden realizar para mejorar la instalación construida en este proyecto y poder continuar en la línea de investigación.

En el Capítulo 8 se realiza el estudio económico del presente trabajo fin de grado, con el fin de obtener el coste que ha conllevado el diseño y la construcción del dispositivo experimental.

2. CONTEXTUALIZACIÓN Y AEROSOLES

2.1. Contextualización

En el área de Mecánica de Fluidos de la Universidad de Valladolid, en la cual se ha realizado este trabajo fin de grado, se han realizado numerosas investigaciones sobre el riesgo de infección cruzada por vía aérea entre personas en espacios interiores. Muchas de las investigaciones se han desarrollado conjuntamente entre la Universidad de Valladolid y la Universidad de Córdoba, dando continuidad a determinados estudios iniciados en la Universidad de Aalborg (Dinamarca). Las investigaciones han sido llevadas a cabo tanto experimentalmente, haciendo uso de maniqués térmicos respiratorios, como computacionalmente mediante técnicas CFD (dinámica de fluidos computacional). En las siguientes líneas, se van a exponer de manera secuencial algunas de las investigaciones desarrolladas en esta línea de investigación, justificando finalmente la contribución de este trabajo fin de grado.

El trabajo con maniqués térmicos respiratorios empezó con el diseño de Erik Bjorn, en la Universidad de Aalborg [5]. El maniqué estaba compuesto íntegramente por formas geométricas simples (Figura 1).

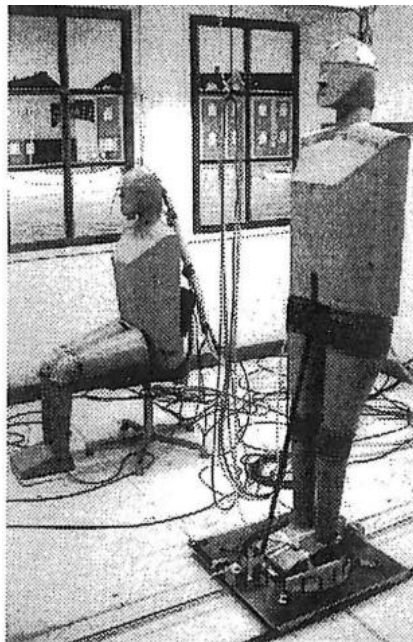


Figura 1. Maniqués térmicos respiratorios. [5]

El maniqué era hueco, y su interior estaba equipado con dos ventiladores y con 15 m de hilo calefactor distribuido uniformemente. Gracias a los ventiladores el aire circulaba rápidamente. El hilo calefactor garantizaba una distribución uniforme de la temperatura en la superficie del maniqué. El maniqué se conectaba a un pulmón artificial con el que se simulaba la respiración, que consistía en un cilindro con un pistón impulsado por un motor eléctrico. Las fosas nasales constaban de dos

agujeros circulares de 12 mm diámetro, teniendo la boca también forma circular de 12 mm de diámetro.

Olmedo et al. [6] estudiaron experimentalmente la distribución en el ambiente de contaminantes exhalados, y la consecuente exposición personal en una habitación. Para ello, se usaron maniqués térmicos respiratorios, con la geometría y las dimensiones de los maniqués definidos por Bjorn en su artículo [5].

Villafruela et al. [7] estudiaron mediante técnicas CFD la dispersión de los contaminantes exhalados por humanos en ambientes interiores, prestando especial atención al chorro de exhalación y su interacción con el patrón de flujo de aire interior para diferentes configuraciones de ventilación del interior. Para la simulación de los seres humanos, utilizaron un modelo de maniquí térmico respiratorio que reproducía el modelo diseñado por Bjorn (Figura 2).

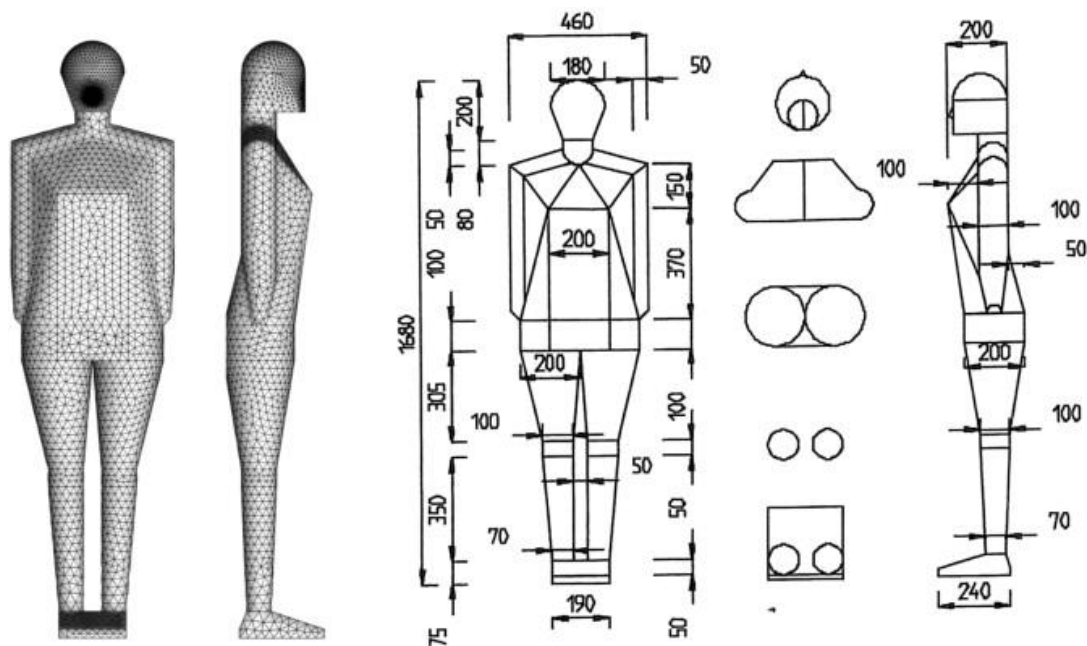


Figura 2. Geometría del maniquí utilizado. Izq.: cuadrícula numérica, Dcha.: dimensiones del maniquí en mm. [7]

Como se ha comentado en líneas anteriores, el maniquí diseñado por Bjorn [5] estaba compuesto por formas geoméricamente simples. Berlanga et al. [8] diseñaron un maniquí térmico con una geometría más próxima a la de un ser humano real, con el objeto de obtener resultados más realistas en las investigaciones posteriores. La geometría del maniquí se corresponde de manera aproximada a la de una mujer de compleción media. El maniquí térmico permite regular de forma independiente cuatro zonas: cabeza, brazos, tronco y piernas. La altura del maniquí es de 1,70 m y su superficie exterior es de 1,4395 m². En la Figura 3 se muestra el maniquí térmico respiratorio.

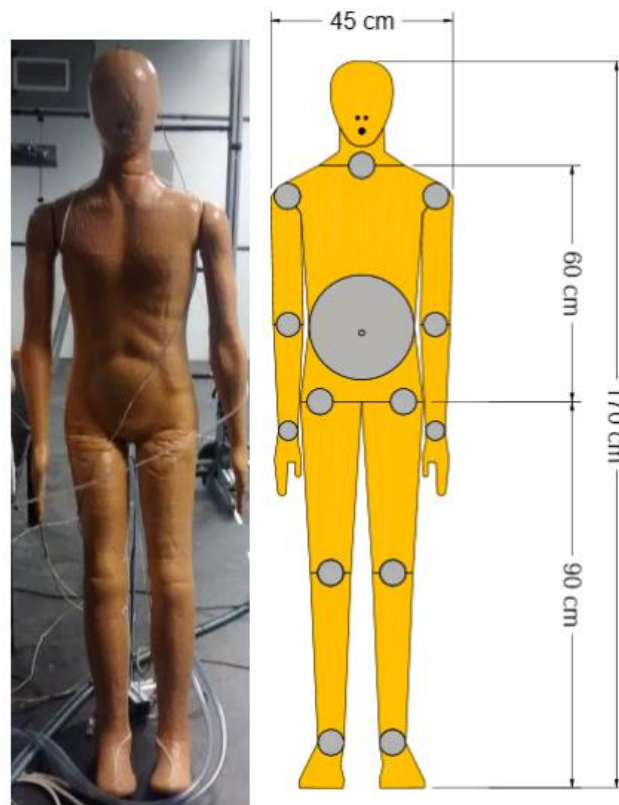


Figura 3. Maniquí térmico respiratorio más realista. [8]

Berlanga et al. [9] estudiaron de forma experimental la velocidad del aire y la dispersión de contaminantes de los flujos de exhalación humanos. Para el estudio utilizaron el maniquí térmico diseñado en [8]. El maniquí tenía durante la investigación un sistema de respiración independiente que permitía simular diferentes flujos respiratorios. El flujo exhalado era emitido a través de la boca del maniquí, que tenía una forma circular de 121 mm^2 colocada en un plano horizontal. El flujo de exhalación se conducía a la boca mediante un tubo circular recto de 100 mm de longitud (Figura 4) y 12,4 mm de diámetro (Figura 5).

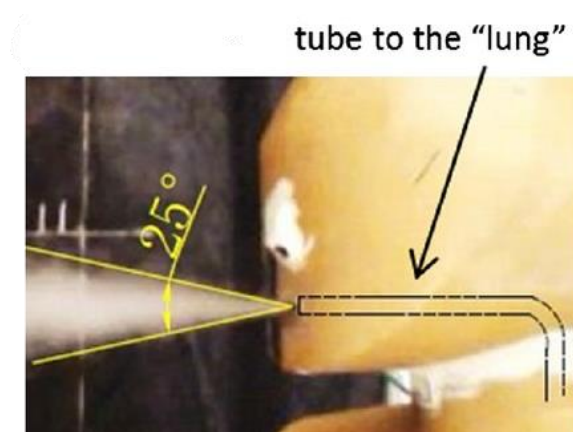


Figura 4. Tubo conductor del aire en el interior del maniquí térmico respiratorio. [8]

La inhalación se lograba a través de dos fosas nasales, las cuales tenían una forma circular, con un área de 20 mm^2 (Figura 5).

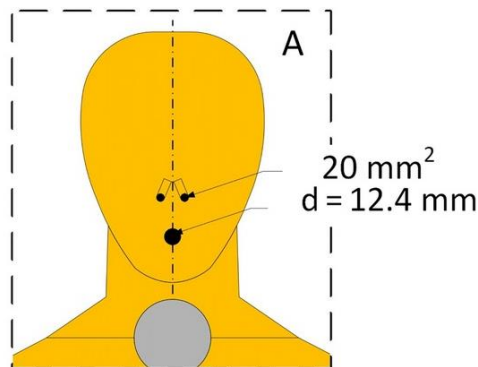


Figura 5. Dimensiones de los agujeros de la nariz y la boca existentes en el maniquí. [9]

Villafruela et al. [10] analizaron de forma computacional el problema que estudiaron experimentalmente [6], con el objetivo de validar el modelo computacional creado y analizar las diferencias entre los resultados obtenidos en ambos experimentos. Se utilizaron para la simulación CFD dos maniqués iguales a los utilizados en [7]. La configuración experimental utilizada en [6] y en esta investigación, fue la de dos maniqués térmicos colocados uno frente a otro en una sala de pruebas. Se quería estudiar, como se ha comentado anteriormente, la exposición del maniquí susceptible a los contaminantes exhalados por el maniquí fuente, y por tanto el riesgo de infección al que estaba expuesto el maniquí susceptible. El maniquí fuente (color marrón) se encuentra exhalando contaminantes, que pueden alcanzar al maniquí susceptible (color azul) (Figura 6).

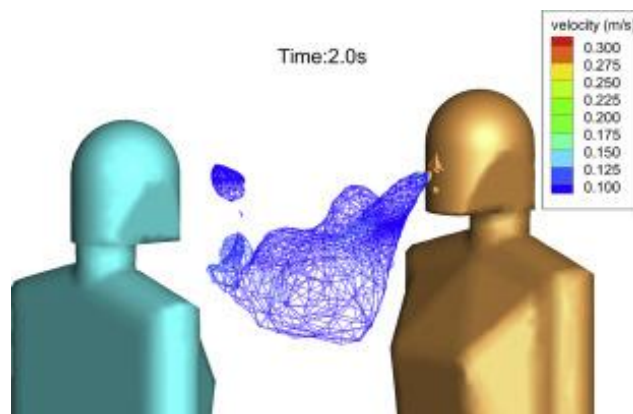


Figura 6. Resultado de la simulación CFD de la exhalación de contaminantes por parte del maniquí fuente. [10]

En relación con uno de los objetivos principales de este Trabajo Fin de Grado, uno de los objetivos que tenían Villafruela et al. [10] fue el análisis de la situación de riesgo al que estaba expuesto el maniquí objetivo (TM), cuando se modificaban sus modos de respiración. Las modificaciones en el modo de respiración influían de manera determinante en la dispersión de contaminantes, y, por lo tanto, en la exposición al virus del maniquí susceptible a contagiarse (TM). Caracterizaron la respiración

humana como un onda sinusoidal (Figura 7). Los semiperíodos de exhalación de aire contaminado por el SM están sombreados en rojo, y los semiperíodos de inhalación de aire contaminado por el TM están sombreados en azul.

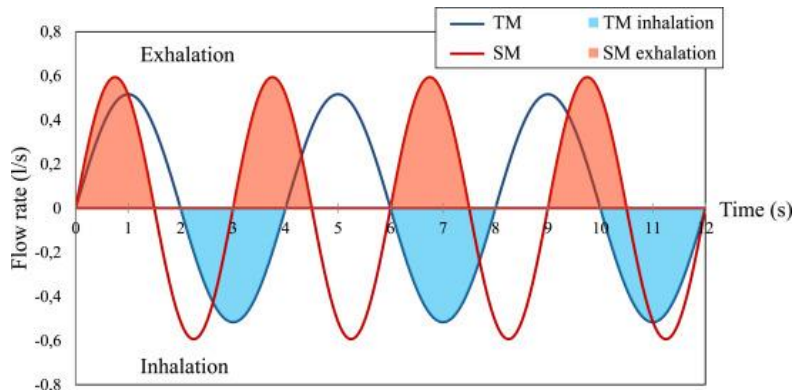


Figura 7. Flujo instantáneo inhalado y exhalado por cada maniquí en un ciclo respiratorio de 12 s. [10]

Más adelante, se han realizado numerosos estudios sobre la ventilación de quirófanos, con el objetivo de minimizar el riesgo de infección del personal sanitario cuando se encuentra trabajando con pacientes con algún tipo de enfermedad transmisible a través del aire. Olmedo et al. [11] estudiaron la concentración de contaminantes exhalados en una habitación de hospital, utilizando dos maniqués térmicos de respiración, para simular a un trabajador del hospital y a un paciente en reposo. Se quería medir la concentración de contaminante en la habitación y en la inhalación del trabajador sanitario. El maniquí que está tumbado (Figura 8) representa al paciente en reposo, y el maniquí que está de pie representa al trabajador sanitario, pudiendo este último cambiar de posición, para así estudiar la concentración de contaminante inhalado en distintas situaciones.

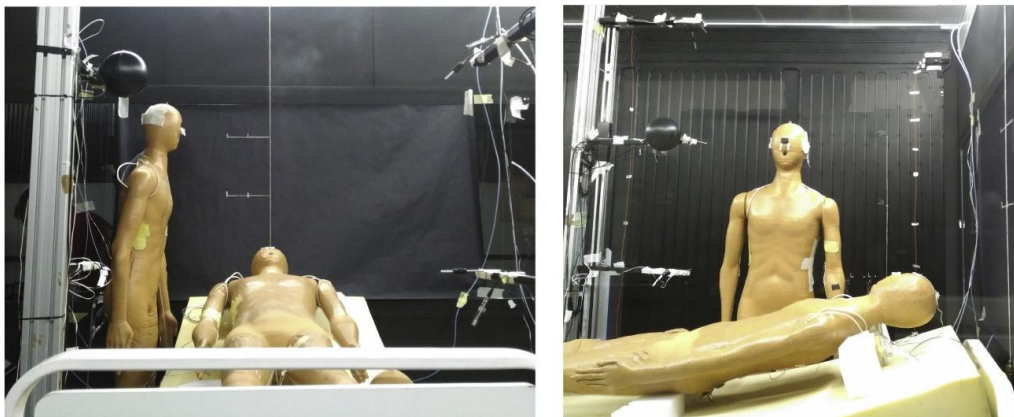


Figura 8. Configuración experimental utilizada en la investigación sobre los contaminantes exhalados en una habitación de hospital. [11]

Con este trabajo fin de grado, se pretende dar una continuidad al estudio de los eventos respiratorios en el Área de Mecánica de Fluidos de la Universidad de Valladolid. Para ello, se va a diseñar y construir una instalación experimental que

permite simular los eventos respiratorios principales, para hacer posible su caracterización fluidodinámica.

2.2. Los aerosoles

Los aerosoles que se generan en el tracto respiratorio en los seres humanos, que posteriormente son exhaladas debido a las diferentes actividades respiratorias, son una fuente muy importante para la propagación de enfermedades infecciosas a través del aire. Las gotas pueden tener dimensiones muy diferentes, según el mecanismo de formación de estas, y según la persona. A continuación, se van a definir desde un punto de vista físico, los tipos de mecanismos de formación de las gotas que se dan en los seres humanos.

2.2.1. Formación de gotas

Desde el punto de vista de la mecánica de fluidos, la formación de las gotas resulta de la evolución dinámica de chorros, láminas o gotas de mayor tamaño. Se describen en lo siguiente los mecanismos [12] más generales de formación de gotas.

Ruptura de chorros de líquido

Ocurre cuando un chorro de líquido se expone a diversas inestabilidades, y como resultado de esa exposición, se tiene la ruptura del chorro. Un ejemplo de inestabilidad es la que presenta un chorro de líquido cuando se descarga en un ambiente de aire en reposo. Esto se puede dar en un chorro que puede ser exhalado por un ser humano durante un estornudo, cuando el individuo se encuentra en un ambiente con escasa corriente de aire. Las gotas que resultan de la ruptura del chorro líquido pueden tener diferentes propiedades, que dependen fundamentalmente del perfil de velocidad que tenga el chorro, la turbulencia que se genere en la zona donde se produce la descarga del chorro, y de los estados termodinámicos y físicos que presenten tanto el líquido como el ambiente de descarga.

Existen varios regímenes de ruptura del chorro, descritos en base a la teoría de la estabilidad. A continuación, se van a diferenciar de una manera general, mediante el flujo del chorro a la salida de una boquilla.

Cuando la velocidad del chorro es razonablemente baja, el líquido tiende a acumularse en la salida de la boquilla, hasta que la boquilla gotea. Este se conoce como régimen de goteo. Si aumenta la velocidad del chorro, éste tiende a romperse a una determinada distancia de la boquilla, generándose una serie de gotas. Esto es lo que se conoce como régimen de Rayleigh. Cuando la velocidad del chorro, es razonablemente mayor que la del régimen de Rayleigh, la fricción que se produce entre el chorro y el aire, es determinante en la ruptura del chorro (en el régimen de goteo y en el régimen de Rayleigh no tenía influencia, debido a la nula o poca trayectoria recorrida por el chorro antes de la ruptura). Debido a la fricción entre el

chorro y el aire, el chorro se deforma de forma asimétrica, disminuyéndose también debido a la fricción, la longitud a la que se produce la ruptura del chorro. Este se conoce como primer régimen inducido por el viento. Cuando la velocidad de salida es aún más elevada que la del primer régimen, la fricción con el aire es mayor (la fricción entre el chorro y el aire es creciente con la velocidad del chorro). Debido a esta elevada fricción, el chorro presenta una evolución compleja, rompiéndose de una forma compleja en gotas que se separan de la superficie del chorro. Este es conocido como segundo régimen inducido por el viento. Cuando se da este régimen, el chorro ya no se considera unidimensional. Cuando se tiene una velocidad extremadamente alta a la salida de la boquilla, da lugar al régimen de atomización, en el cual el chorro se desintegra a la salida de la boquilla, en muchas gotas pequeñas.

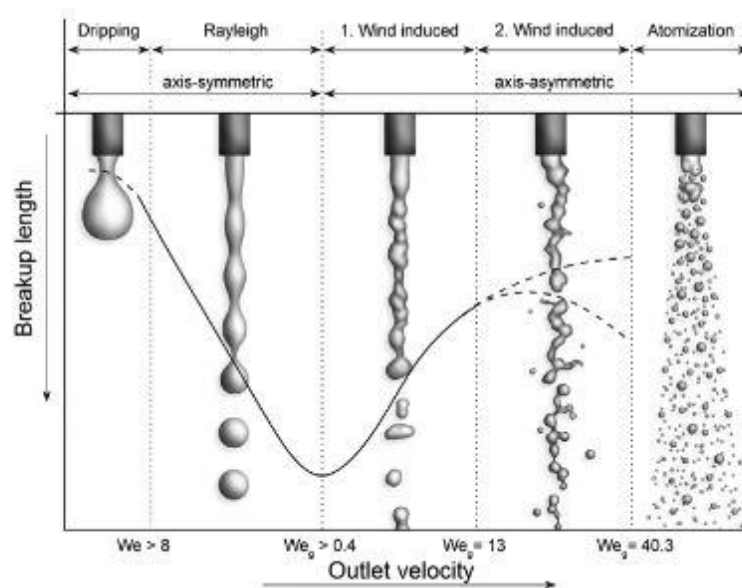


Figura 9. Posibles formas de ruptura de un chorro de líquido en función de la velocidad de salida. [12]

Se puede apreciar de manera distintiva (Figura 9) la longitud de ruptura del chorro (*Breakup length*) en función de la velocidad a la que el chorro es descargado al ambiente (*Outlet velocity*), y, por tanto, en función del régimen de ruptura del chorro.

Desintegración de láminas líquidas

Se denomina lámina líquida a una superficie bidimensional de líquido, con un espesor limitado en todas las direcciones. El proceso de desintegración de una lámina líquida, se produce en dos fases, denominadas ruptura primaria y ruptura secundaria. Dependiendo de la energía que posee el flujo de líquido inicialmente, serán las fases más o menos importantes.

Dombrowski y Johns [13] explicaron que el proceso de desintegración de una lámina líquida, debida a la acción de un viento cortante, tenía lugar de forma secuencial (Figura 10).

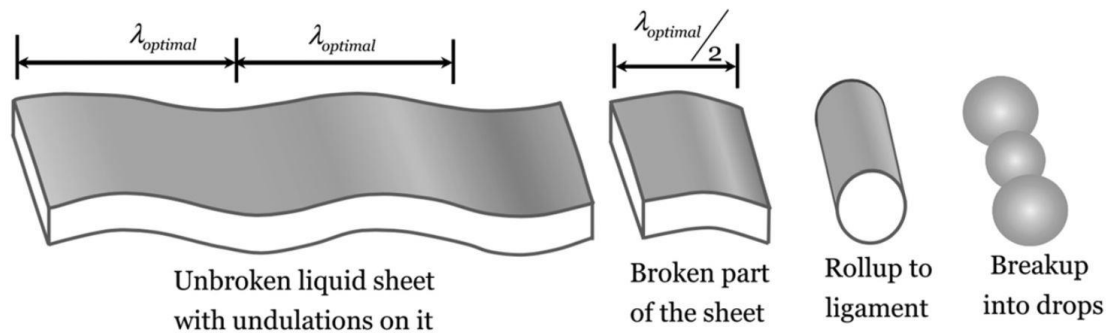


Figura 10. Proceso secuencial típico de desintegración de una lámina líquida. [12]

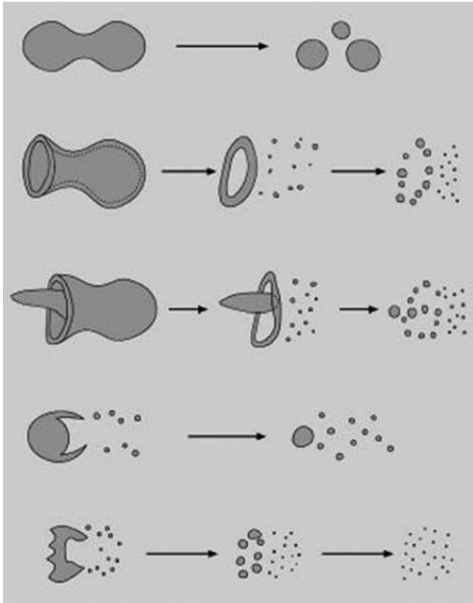
Los investigadores opinaron que, la ruptura primaria tenía como resultado la formación de ligamentos extendidos, y era en las rupturas subsiguientes, donde debido a las inestabilidades existentes, se formaban las gotas. De todas formas, el parámetro más influyente en la forma con la que se produce la desintegración de las láminas es la velocidad relativa entre la lámina de líquido y el aire en el que se encuentra la lámina. Cuando la velocidad relativa es razonablemente elevada, la desintegración de la lámina se produce de una manera diferente a la que se ha comentado en el párrafo anterior.

Rompimiento de gotas más grandes

La visión que se tiene de las gotas respiratorias es la de un volumen esférico de líquido, con unas dimensiones pequeñas en todas las direcciones (el radio de la esfera en todas las direcciones), en comparación con la longitud considerada en el estudio, como puede ser la longitud de la trayectoria que siguen las mismas, debido a la descarga del flujo a través de una boquilla. Sin embargo, en el estudio de este mecanismo, se deben considerar las gotas como volúmenes de líquido deformables. Este mecanismo de ruptura, suele ser el proceso más complejo, debido a que las propiedades que tienen las gotas pueden ser las que presenta un chorro de líquido, o las que presenta una lámina.

El inicio de la ruptura de las gotas es debido a la presencia de una distribución de presión no uniforme alrededor de la gota. Debido a la no uniformidad de la distribución de presión actuante, las gotas experimentan deformaciones, con la consecuente transformación a gotas con formas diferentes a la forma inicial. La nueva forma adquirida, va a determinar la forma con la que se van a romper en gotas más pequeñas.

En el flujo de aire respiratorio, se tiene un fluido newtoniano (viscosidad constante). Existen cinco mecanismos de ruptura, para el caso de las gotas de fluido newtoniano (Figura11), que son (i) ruptura vibratoria, (ii) ruptura de la bolsa, (iii) ruptura de la bolsa y el estambre, (iv) ruptura por adelgazamiento de la hoja y (v) ruptura catastrófica.



Como resultado de la ruptura vibratoria (i), se tiene la división de una gota, en otras más pequeñas con tamaños comparables.

Mediante el mecanismo de ruptura de la bolsa (ii), se forma una bolsa delgada y hueca unida a un borde toroidal grueso. La bolsa se rompe en multitud de gotas muy pequeñas, y el borde toroidal se desintegra en menos gotas, siendo éstas más grandes que las resultantes de la descomposición de la bolsa.

La ruptura de bolsa y estambre (iii), es similar a la ruptura de la bolsa (ii), añadiéndose la ruptura del estambre, de una manera similar a la ruptura del borde toroidal.

Figura 11. Diferentes mecanismos de ruptura de gotas grandes. [12]

Estos mecanismos de formación de gotas se dan en los instantes posteriores a los estornudos de los seres humanos.

Como se ha definido anteriormente, el flujo exhalado durante los estornudos se puede entender como una mezcla bifásica, en la que coexisten aire respiratorio y agua. El volumen de agua coexistente junto al aire respiratorio sufre estos mecanismos de formación de gotas cuando es exhalado (Figura 12), la mayor parte de él a través de la boca, en los estornudos.

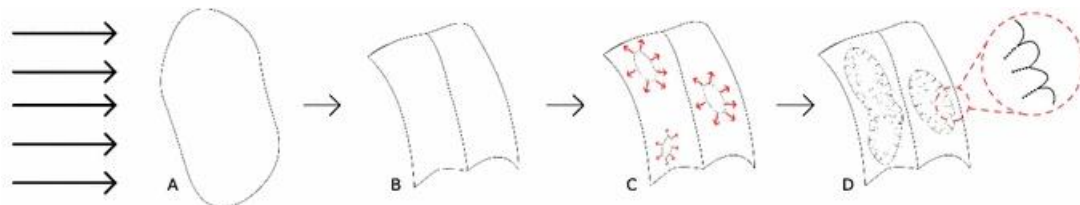


Figura 12. Esquema del proceso de transformación del volumen de líquido inicial durante un estornudo, como respuesta a las fuerzas aerodinámicas. [14]

Scharfman et al. [14] visualizaron de forma experimental el proceso de fragmentación del líquido, y la consecuente formación de gotas, exhalado durante un estornudo humano. Las imágenes (Figura 13) fueron captadas por cámaras de alta velocidad.

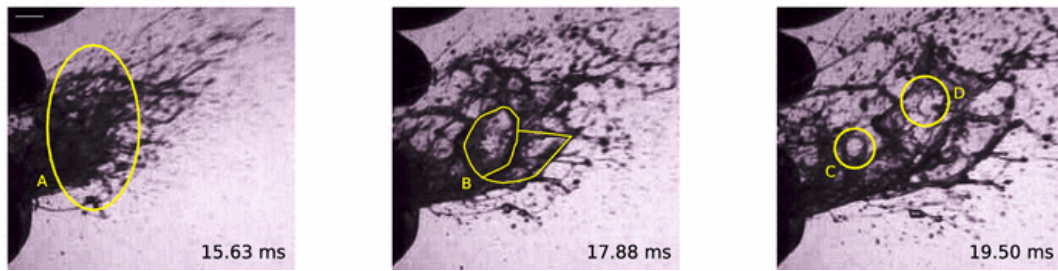


Figura 13. Transformación del volumen líquido exhalado durante un estornudo. [14]

Se puede observar (Figura 13) cómo el volumen inicial de líquido (A) se aplana transformándose en una hoja (B). Al cabo de un pequeño instante de tiempo, en la hoja líquida (B), se forman agujeros (C). Debido a las diferentes inestabilidades, se forman ligamentos a partir de la configuración anterior, finalmente desintegrándose en gotitas (D). [14]

En la Figura 14, se muestran las fotografías del volumen de líquido exhalado durante un estornudo, donde se pueden apreciar los mecanismos de formación de gotas a partir de un volumen líquido.

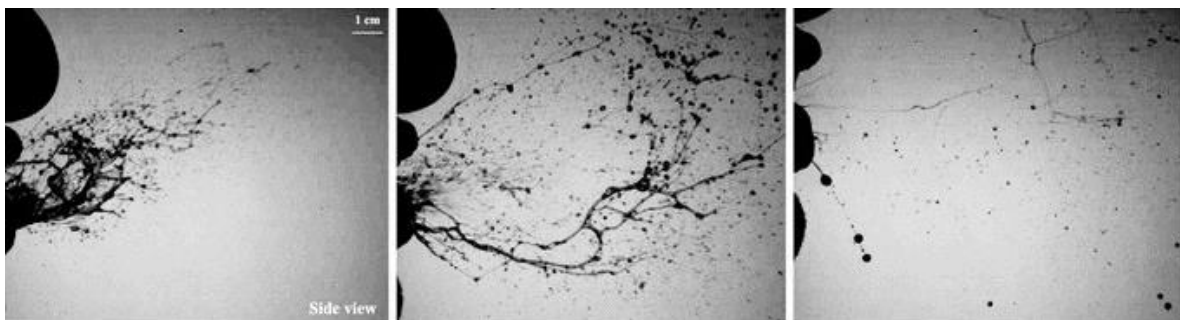


Figura 14. Evolución del volumen de líquido exhalado durante un estornudo. [14]

La primera imagen presenta el estallido de la hoja inicial de líquido y la bolsa, 8 milisegundos después de la eyección del líquido. La segunda imagen muestra la formación de ligamentos, su elongación y la formación de gotas 21 milisegundos después de la eyección. La tercera imagen muestra la etapa final de fragmentación en gotitas, 117 milisegundos después de la eyección. [14]

Una vez se han entendido los diferentes mecanismos de formación de las gotas, se van a comentar los distintos procesos de generación de las gotas respiratorias, debidos a la acción conjunta de los mecanismos de formación de gotas, de los principios fisiológicos de las acciones respiratorias y a la naturaleza del sistema respiratorio.

2.2.2. Generación de las gotas respiratorias

Como se ha indicado antes, normalmente, las gotas se generan debido a la acción conjunta de los mecanismos de formación de gotas, los principios fisiológicos de las acciones respiratorias y la naturaleza del sistema respiratorio.

Existen varios mecanismos de generación de las gotas en las diferentes partes del tracto respiratorio humano (Figura 15), siendo los más comunes e importantes el cierre y posterior reapertura de las vías respiratorias, y la ruptura, debido a una inestabilidad, de la película líquida con la que se encuentra recubierta el sistema respiratorio.

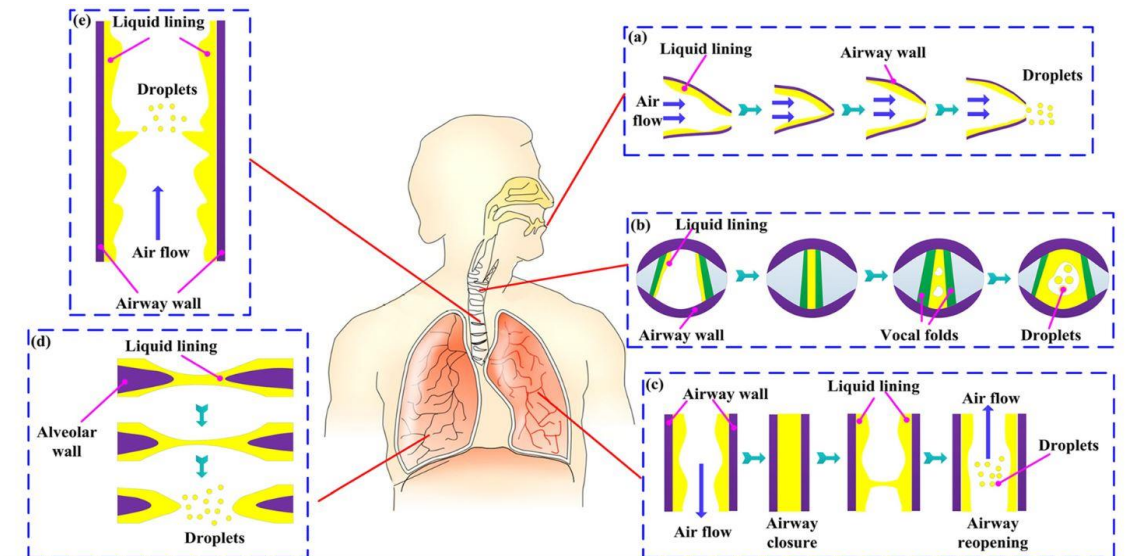


Figura 15. Diferentes mecanismos de generación de gotas en diferentes partes del sistema respiratorio humano. [12]

Cada zona del tracto respiratorio presenta unas características específicas, como pueden ser la longitud y diámetro de los conductos, el volumen que presenta cada cavidad, el recubrimiento y rugosidad de las paredes o la velocidad a la que atraviesa el flujo de aire esas zonas. Debido a esto, se tienen diferentes tipos de mecanismos de generación de las gotas respiratorias, en las diferentes partes del sistema. En la Figura 15, se pueden distinguir 5 mecanismos de generación de gotas [12], que son: (a) cierre y reapertura de la boca, (b) cierre y reapertura de las cuerdas vocales, (c) cierre y reapertura de pequeñas vías respiratorias, (d) cierre y reapertura de los poros de Kohn, y (e) ruptura de la película líquida que recubre el tracto respiratorio.

En lo siguiente, se van a describir los dos mecanismos más habituales de generación de gotas [12], que como se ha indicado anteriormente, son el cierre y reapertura de las vías respiratorias, y la rotura del revestimiento líquido a lo largo de las vías respiratorias.

Cierre y reapertura de las vías respiratorias.

Existen determinadas situaciones, en las que las vías respiratorias pueden ocluirse durante la actividad respiratoria. Cuando se produce la apertura de la vía ocluida, se suelen formar películas líquidas, las cuales generan gotitas respiratorias, tras sufrir una desestabilización. Otro ejemplo de este mecanismo se da en la boca humana, a la salida de la cavidad oral. Debido al movimiento y el contacto existente entre la lengua y los labios, se generan bolsas de líquido, las cuales se extienden por la boca

y sellan la cavidad bucal. Estas bolsas se hinchan, y en un determinado instante estallan en forma de gotitas salivales. También se tiene este mecanismo en el proceso de la fonación, en el que, debido al cierre de la glotis, se genera una película líquida que atraviesa los espacios existentes entre las cuerdas vocales. Es posible que, debido al flujo de aire respiratorio, dicha película se deforme, rompiéndose finalmente en gotitas.

Rotura del revestimiento líquido a lo largo de las vías respiratorias.

Se tiene cuando se da una evolución no oclusiva de la película líquida que recubre el tracto respiratorio. El revestimiento del fluido anular a lo largo de una vía aérea está sujeto a la gravedad, la propulsión ciliar y el flujo de aire oscilatorio. Como se muestra en la Figura 15, en el punto (e), el revestimiento de fluido puede fragmentarse en gotitas respiratorias, debido al desarrollo de una inestabilidad en la superficie de separación entre el aire y el fluido. No obstante, para que se desencadene dicha inestabilidad, la velocidad del flujo de aire, debe ser superior a un valor crítico. El valor crítico varía en función del grosor y las propiedades viscoelásticas del moco, y de la tensión superficial que presenta la interfaz moco-aire.

Debido a que la velocidad del flujo tiene que ser elevada, se ha considerado que este mecanismo tiene lugar en las actividades respiratorias bruscas, como son la tos y el estornudo. Durante la respiración normal (cuando se está en reposo), el flujo de aire es insuficiente para inducir la inestabilidad.

2.2.3. Características iniciales de las gotas respiratorias

Generalmente, los patógenos infecciosos están contenidos en las gotas respiratorias que son expulsadas durante la exhalación del flujo de aire respiratorio que tiene lugar en las diferentes actividades respiratorias. La transmisión de enfermedades infecciosas por vía aérea se debe a la dispersión de estos patógenos exhalados en el aire.

Las características iniciales de las gotas exhaladas que se tienen en la salida de la nariz o la boca son muy determinantes en el proceso de transmisión de enfermedades infecciosas por vía aérea, siendo determinante también las propiedades que tenía el flujo de aire respiratorio en el que van inmersas las gotas que contienen los patógenos infecciosos. En lo siguiente, se va a dar una descripción de las gotas respiratorias de manera individual, para una posterior descripción de una agrupación de gotas, que llamaremos enjambre de gotas, que como se ha visto anteriormente, es como suelen ir en el flujo de aire respiratorio.

Descripción de gotitas respiratorias individuales

El transporte y evolución de las gotas, está determinado por una serie de parámetros, que son el tamaño, la forma, la densidad, las propiedades físicas, la composición y

las características de la superficie. El tamaño de una partícula esférica viene definido por su diámetro (d_p), adoptándose un diámetro equivalente cuando se tienen partículas con formas irregulares. El diámetro utilizado desde la perspectiva mecánica de las partículas es el diámetro aerodinámico. Este diámetro es el diámetro que tiene una partícula esférica con la densidad del agua, que se asienta a la misma velocidad terminal que la de la partícula de interés.

El tamaño de las gotas va a determinar de una manera notable la forma en la que se da la interacción de las gotas con las moléculas de gas que las rodean. El número adimensional que caracteriza la forma con la que se produce dicha interacción, es el número de Knudsen (Kn), que para una partícula esférica viene definido por la expresión (1), donde l es el camino libre medio de las moléculas de gas.

$$Kn = \frac{l}{d_p} \quad (1)$$

Otra propiedad de elevada importancia es la velocidad de las partículas, que determina el intercambio de movimiento entre las partículas y el medio ambiente. En la interacción de las gotas con el medio ambiente, se produce un intercambio de calor, por lo que la temperatura de las gotas es también determinante. Otras propiedades importantes de las gotas, que requieren una atención especial, son la densidad, la composición del núcleo y la distribución de la carga. En el interior de las gotas pueden ir inmersos patógenos infecciosos (Figura 16), que actúan como el agente infeccioso en la transmisión de las enfermedades por vía aérea.

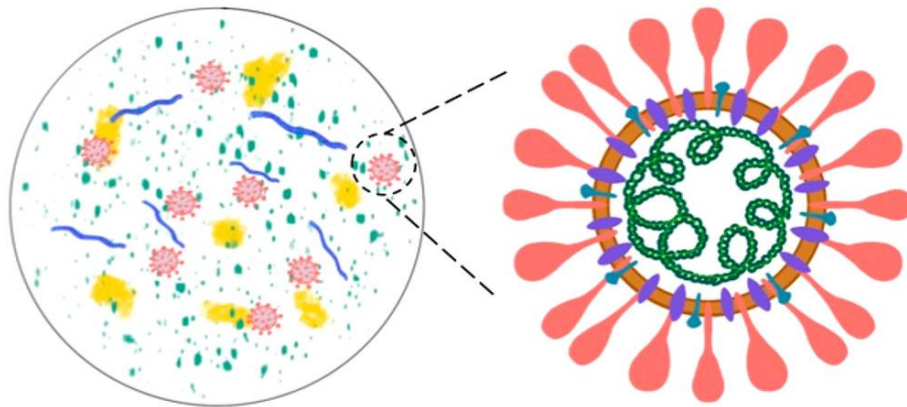


Figura 16. Presencia de patógenos infecciosos en las gotas respiratorias. [15]

Los elementos típicos de los que están compuestas las gotas [15] cargadas de virus son el virus y proteínas. Las gotas se contraen durante la evaporación de esta, por lo que los elementos que la componen se concentran. Finalmente, como resultado de la evaporación, las partículas de virus se incrustan en una masa semiseca, que es denominada “núcleo” (Figura 17). Al principio, los patógenos infecciosos presentan una baja concentración dentro de la gota [15], debido al elevado volumen (relativo

al volumen de los patógenos) de la misma. Cuando parte del líquido se evapora, la concentración va aumentando hasta que se forma el núcleo.

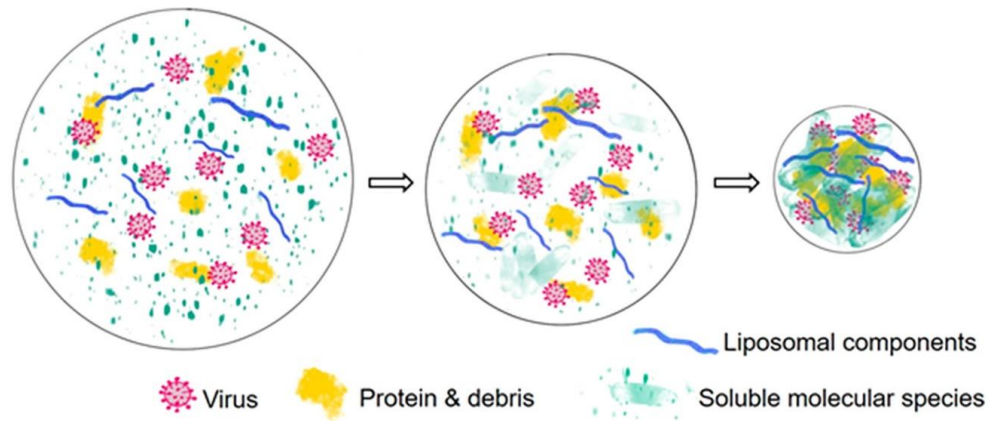


Figura 17. Proceso de evaporación durante la evolución de una gota a través del aire. [15]

Descripción del enjambre de gotitas respiratorias

Como se ha mencionado anteriormente, las actividades respiratorias suelen generar una agrupación de gotas, que se denominará en lo siguiente enjambre de gotas. Estos enjambres, están compuestos de muchas gotitas respiratorias de diferentes tamaños. El transporte y la distribución en el espacio de los enjambres de gotas influyen de una manera determinante en la transmisión de enfermedades infecciosas.

Cuando se estudia el riesgo de infección que presentan las personas susceptibles, debido a un enjambre de gotas con patógenos infecciosos, lo primero que se debe considerar es el número y la concentración de las gotas presentes en ese enjambre. Por otra parte, el riesgo de infección que tiene una persona que ha inhalado cierta cantidad de gotas respiratorias, depende de la cantidad de patógenos incluidos en las gotas respiratorias. Es complicado evaluar la cantidad de patógenos incluidos en una gota respiratoria, por tanto, se considera el número de gotas como indicador de la probabilidad de transmisión de la enfermedad infecciosa.

Como se ha dicho, los enjambres están formados por gotas de diferentes tamaños. La distribución de tamaños de las gotas presentes en un enjambre tiene elevada importancia en la transmisión de enfermedades infecciosas. Otro parámetro importante, a la hora del estudio de la conservación de la masa durante el transporte y evolución de los enjambres, es la distribución de la masa.

3. EVENTOS RESPIRATORIOS

En este capítulo, se describen los cuatro eventos respiratorios principales. Estos eventos respiratorios son la respiración, el habla, la tos y el estornudo. Se van a ir describiendo y caracterizando en este orden.

Hay que tener en cuenta, que, aunque la tos y los estornudos sean considerados fuentes explosivas de aerosoles infecciosos, son eventos que ocurren rara vez en la vida diaria de los seres humanos. Sin embargo, la respiración se hace de manera continua, por eso también es de vital importancia conocer sus características fluidodinámicas. [16]

3.1. Respiración

Se denomina ventilación pulmonar al proceso a través del cual se produce el intercambio de gases entre la atmósfera y los alveolos pulmonares. El flujo de aire tiene que atravesar el complejo tracto respiratorio en su trayectoria desde la atmósfera hasta los alveolos. El intercambio de aire se logra mediante acciones respiratorias cíclicas. Un ciclo respiratorio, consta de una fase de inhalación, seguida de una fase de exhalación, pudiendo existir una fase de reposo intermedia. El flujo de aire que se tiene entre la atmósfera y los pulmones es debido a diferencias de presión alternadas, que generan la contracción y relajación de los músculos auxiliares de la respiración. En lo siguiente denominaremos a este flujo de aire, flujo de aire respiratorio.

La tensión que se tiene en la superficie alveolar, la distensibilidad de los pulmones y la resistencia debida a la rugosidad de las vías respiratorias, influyen de una manera determinante en la magnitud del flujo de aire respiratorio y el esfuerzo necesario para efectuar la respiración. La resistencia al paso del flujo de aire respiratorio que presentan los conductos de los que está compuesto el tracto respiratorio, es debido a que la superficie de los mismos no es perfectamente lisa, si no que presenta rugosidades que generan tensiones cortantes en las paredes, y por consiguiente, se producen pérdidas de carga.

Como se ha comentado en líneas anteriores, el flujo de aire se da debido a gradientes de presión. Por lo tanto, el aire entra a los pulmones cuando la presión en los mismos es menor que la presión que atmosférica, y sale de los mismos cuando la presión intrapulmonar es mayor que la atmosférica. Se van a describir a continuación de una manera general los procesos de inspiración y espiración.

Inspiración

Es el proceso de la ventilación pulmonar mediante el que entra aire a los pulmones. En un instante anterior al inicio de la inspiración, la presión intrapulmonar es aproximadamente igual a la presión que se tiene en la atmósfera donde se encuentra

el individuo (1 atmósfera a nivel del mar). Para que el aire entre a los pulmones, la presión en los mismos debe disminuir, de manera que aparezca un gradiente de presión y generándose así un flujo de aire hacia los pulmones. Esta disminución de la presión se consigue con el aumento del volumen pulmonar. La ley que rige la relación entre la presión y el volumen de un recipiente cerrado (consideramos el volumen pulmonar como un recipiente cerrado para esta explicación) es la conocida Ley de Boyle, según la expresión (2).

$$P_1 \cdot V_1 = P_2 \cdot V_2 \quad (2)$$

De la expresión anterior se deduce que la presión de un gas en un sistema cerrado es inversamente proporcional al volumen de gas confinado. Por ello, un aumento del volumen pulmonar tiene como consecuencia una disminución de la presión (Figura 18). La trayectoria que sigue la curva es la que se tiene en una evolución isoterma.

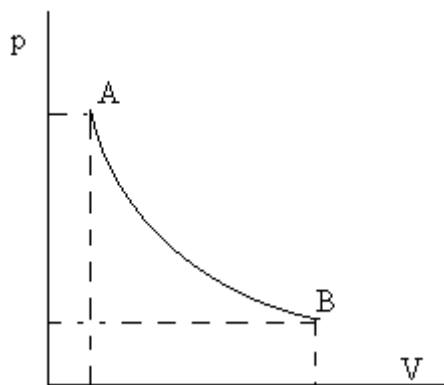


Figura 18. Diagrama P-V de una expansión isoterma en un sistema cerrado.

Como se ha visto anteriormente, los gradientes de presión entre la atmósfera y los pulmones se producen debido a las variaciones del volumen pulmonar.

Espiración.

Por el contrario, la espiración (o exhalación), es el proceso por el cual el flujo de aire atraviesa el tracto respiratorio desde los pulmones hasta la atmósfera. En este caso, la presión intrapulmonar es superior a la de la atmósfera, generándose el gradiente de presión en la dirección opuesta al que se generaba durante la inspiración.

Durante la espiración, se produce la relajación de los músculos inspiratorios. Los pulmones y la caja torácica son estructuras elásticas, que tras la expansión (aumento del volumen de los pulmones) que se produce en la inspiración, tienden a volver a su posición de equilibrio. Debido a la elasticidad de la caja torácica, se reduce el volumen del tórax, generando en su interior una presión mayor que la atmosférica. Debido a este incremento de presión, se produce el flujo de aire desde el interior de los pulmones hasta la atmósfera.

Existe una curva característica, que representa la presión y el volumen, que caracteriza el proceso de ventilación pulmonar. A partir de esta curva, se define la distensibilidad (entiéndase por distensibilidad la propiedad que permite el alargamiento o distensión de una estructura) pulmonar C_L . La distensibilidad pulmonar, se define según la expresión (3). [12]

$$C_L = \frac{\Delta V}{\Delta P} \quad (3)$$

La expresión anterior relaciona la variación de volumen pulmonar con la variación de presión intrapulmonar. Existe una curva característica (Figura 19) que relaciona el volumen de aire en los pulmones y la presión intrapulmonar.

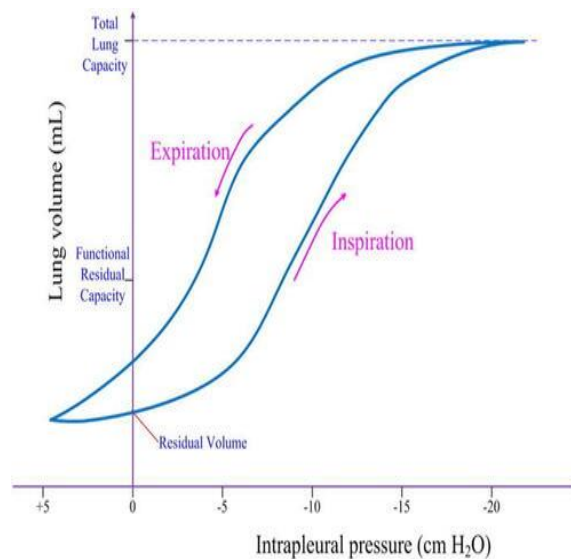


Figura 19. Curva característica P-V de un ciclo respiratorio. [12]

Se han realizado estudios que han tratado de caracterizar el caudal de aire inhalado y exhalado por los seres humanos durante la respiración normal. Gupta et al. [17] observaron durante sus investigaciones, que la tasa de flujo respiratorio normal se puede representar mediante una onda sinusoidal. Durante la investigación, todas las mediciones fueron realizadas con 12 mujeres y 13 hombres sanos. Gupta et al. obtuvieron [17] la curva característica que representa un ciclo de respiración normal en los seres humanos (Figura 20), la cual tiene forma de onda sinusoidal.

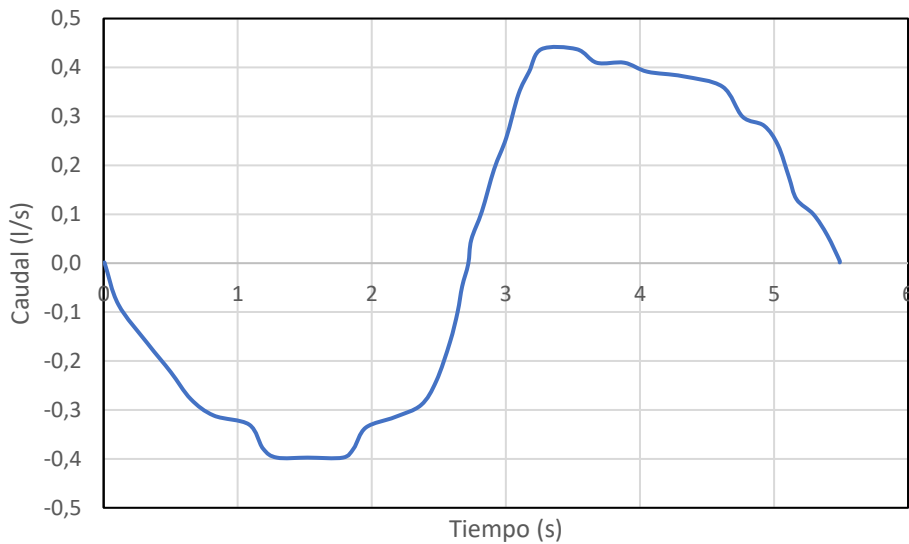


Figura 20. Evolución temporal del caudal exhalado durante la respiración normal. [17]

Gupta et al. también investigaron [17] sobre la dirección que tenía el flujo de aire respiratorio, cuando la respiración se llevaba a cabo a través de la cavidad nasal, y cuando la respiración se realizaba a través de la boca. Mediante las mediciones del flujo durante la respiración a través de la nariz, llegaron a la conclusión de que los chorros se podían definir utilizando dos ángulos en la vista frontal del sujeto, y otros dos en la vista lateral del sujeto (Figura 21). Para la correcta visualización del flujo exhalado, se utilizó humo de cigarrillo. θ_m es el ángulo medio lateral, Φ_m es el ángulo medio frontal, Φ_s es el ángulo de extensión frontal y θ_s es el ángulo de extensión lateral (Figura 21).

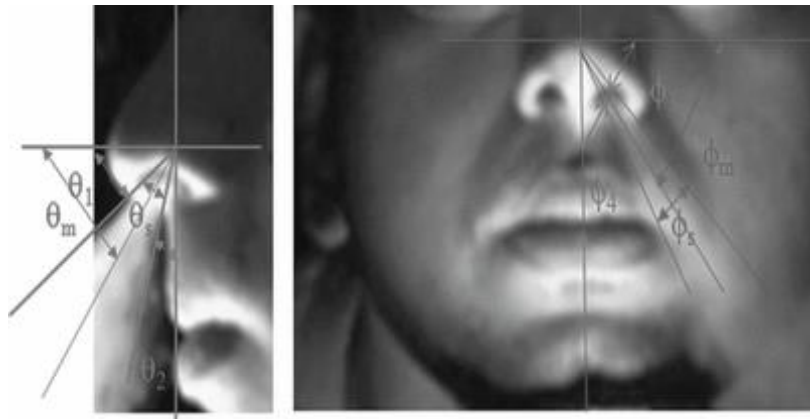


Figura 21. Ángulos para la caracterización dirección del flujo exhalado durante la respiración nasal. [17]

Los ángulos que obtuvieron como resultado de las mediciones realizadas [17], fueron los que se indican en forma de intervalo a continuación.

Los ángulos medios se definen según las expresiones (4) y (5). Los ángulos de extensión se definen según las expresiones (6) y (7).

$$\theta_m = 60^\circ \pm 6^\circ \quad (4)$$

$$\Phi_m = 69^\circ \pm 8^\circ \quad (5)$$

$$\theta_s = 23^\circ \pm 14^\circ \quad (6)$$

$$\Phi_s = 21^\circ \pm 10^\circ \quad (7)$$

De la misma manera, se estudió la dirección del flujo de aire, cuando la respiración se realizaba a través de la boca. Para la dirección del chorro exhalado durante la respiración bucal, asumieron que era aproximadamente horizontal. Para este tipo de respiración se definieron dos ángulos, ambos en la vista lateral del sujeto (Figura 22).

Los valores obtenidos para estos ángulos fueron diferentes para cada sujeto. Llegaron a la conclusión de que la extensión angular del chorro se podía definir con un ángulo total, que era la suma de los dos (Figura 22), como indica la expresión (8). [17]

$$\theta_s = \theta_1 + \theta_2 \quad (8)$$

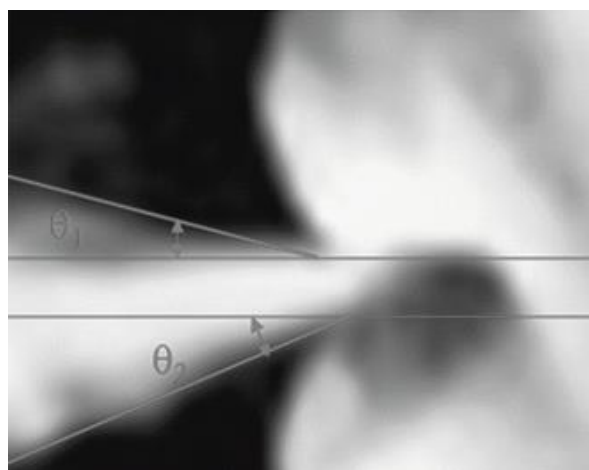


Figura 22. Ángulos para la caracterización dirección del flujo exhalado durante la respiración bucal. [17]

De los resultados obtenidos para θ_1 y θ_2 en cada sujeto, se dedujo que θ_s valía aproximadamente 30° . En la investigación, también se estudiaron las áreas de las secciones a través de las cuales se exhalaba el flujo durante la respiración. Encontraron que el área de la abertura de la nariz no variaba durante la respiración normal de los sujetos, pero sí que existía variación entre los sujetos sobre los que se estudió este parámetro. La principal diferencia se encontró entre hombres y mujeres, observándose que el área media de la apertura de la nariz era más pequeña que el de los hombres. El área de la abertura de la boca también fue constante para cada individuo durante el evento respiratorio, encontrándose también que el área media era mayor en los hombres que en las mujeres.

Tang et al. [16] realizaron investigaciones sobre la velocidad del flujo de aire exhalado durante la respiración en seres humanos. Encontraron que la máxima velocidad del flujo de aire era de 1.4 metros por segundo cuando la respiración se realizaba por la nariz, y de 1.3 metros por segundo cuando se realizaba por la boca.

X. Xie et al. [18] también investigaron sobre la velocidad del flujo exhalado durante la respiración en los seres humanos. A diferencia de Tang et al. [16], encontraron que la velocidad a la que se exhalaba el flujo durante la respiración normal era de 1 metro por segundo.

A continuación, en la Tabla 1, se muestran los resultados obtenidos por los investigadores sobre la velocidad del flujo exhalado durante la respiración, para una clara y rápida visualización por parte de los lectores.

Tabla 1. Velocidades obtenidas del flujo exhalado durante la respiración humana en investigaciones experimentales llevadas a cabo por distintos autores.

GRUPO DE INVESTIGADORES	VELOCIDAD DEL FLUJO EXHALADO [m/s]
Xie et al. (2007)	1.4 en la respiración a través de la nariz 1.3 en la respiración a través de la boca.
Tang et al. (2013)	1.0

3.2. Habla

Durante el habla, también se generan y exhalan gotas, las cuales pueden ser una fuente importante en la transmisión de enfermedades infecciosas por vía aérea. Por esto, también se han realizado numerosas investigaciones que han tratado de caracterizar esta actividad.

Gupta et al. [17] estudiaron experimentalmente el caudal exhalado, la dirección del chorro de aire y el área de apertura de la boca en 25 seres humanos cuando éstos conversaban. El estudio constó de tres partes, que fueron: contar del uno al diez, la pronunciación de seis letras y leer un pasaje.

Como es evidente, encontraron que la mayor parte del flujo exhalado tenía lugar a través de la boca, mientras que la mayor parte del flujo inhalado tenía lugar a través de la nariz.

Observaron [17] que el caudal exhalado presentaba grandes diferencias, dependiendo del número o letra que se pronunciase. Encontraron que el máximo caudal exhalado, tenía lugar cuando se pronunciaban el número dos y el número diez (en inglés) y era del orden de 2.5 litros por segundo. El mínimo caudal se tenía cuando se pronunciaba el número nueve (en inglés), y era del orden de 0.3 litros por segundo. También caracterizaron el flujo de aire a lo largo del tiempo que duraba la actividad del habla (Figura 23), cuando un sujeto realizaba la lectura de un pasaje.

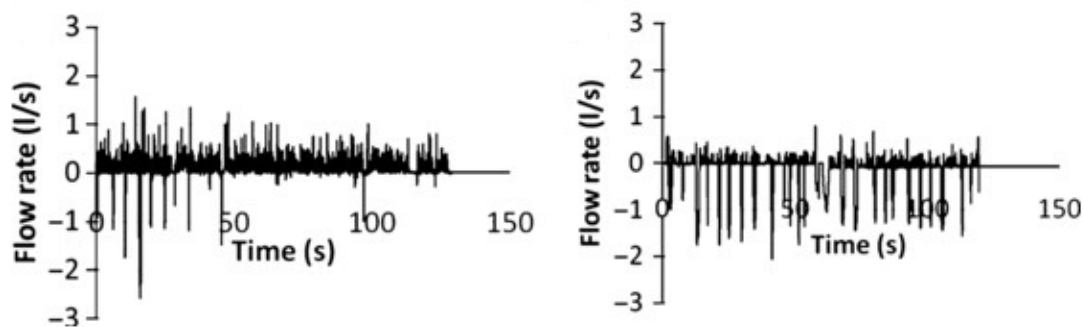


Figura 23. Caudal medido para un sujeto a través de la boca cuando este leía un pasaje, b) caudal medido para un sujeto a través de la nariz cuando este leía un pasaje. [17]

La apertura de la boca durante una conversación se entiende como el área entre los labios, a través de la cual va a circular el aire (exhalación), que se tiene cuando los seres humanos hablan. La apertura de la boca es variable con el tiempo, debido a que el movimiento de los labios es continuo.

Gupta et al. [17] estudiaron la variación que experimentaba el área de apertura de la boca, para un sujeto que contó los números del uno al diez (en inglés). Encontraron que la menor área de apertura de la boca se tenía cuando el sujeto pronunciaba el número dos (“two” en inglés), que era como máximo de 1 centímetro cuadrado. La mayor área se tenía cuando el sujeto pronunciaba el número cuatro (“four” en inglés), que era como máximo 5.3 centímetros cuadrados.

Kwon et al. [19] estudiaron la velocidad inicial del flujo exhalado durante el habla, en 17 hombres y 9 mujeres, todos ellos sanos. Encontraron que la velocidad inicial media del flujo exhalado debido al habla era de 4.07 metros por segundo para los hombres y de 2.31 metros por segundo para las mujeres.

También estudiaron Chao et al. [20] la velocidad inicial del flujo de aire exhalado durante el habla para diferentes voluntarios. Entre los voluntarios había hombres y mujeres. Obtuvieron que la velocidad máxima del flujo exhalado fue de 4.6 metros por segundo para el hombre, y de 3.6 metros por segundo para la mujer. La velocidad media para ambos sexos se consideró de 3.9 metros por segundo.

A continuación, en la Tabla 2, se muestran los resultados obtenidos por los investigadores sobre la velocidad del flujo exhalado durante el habla, para una clara y rápida visualización por parte de los lectores.

Tabla 2. Velocidades obtenidas del flujo exhalado a través de la boca durante el habla en investigaciones experimentales llevadas a cabo por distintos autores.

GRUPO DE INVESTIGADORES	VELOCIDAD DEL FLUJO EXHALADO [m/s]
Chao et al. (2009)	4.6 para el hombre 3.6 para la mujer
Kwon et al. (2012)	4.07 para los hombres 2.31 para las mujeres

3.3. Tos

La maniobra de la tos, desde un punto de vista físico, incluye una inhalación profunda inicial, seguida de una fase de compresión. En la fase de compresión, como se ha indicado en el apartado de la respiración, la contracción de los músculos de la pared torácica y el cierre de la glotis, producen un aumento rápido de la presión intratorácica.

Posteriormente, se produce la fase espiratoria, en la cual la glotis se abre de manera repentina, y la elevada presión generada en la fase anterior, promueve un flujo de aire respiratorio (que puede llegar hasta 12 litros por segundo), que es exhalado a través de la boca [21]. La tos, puede deberse a varias causas, entre las que destacan los resfriados y las gripes, las alergias y el asma, el goteo posnasal o el reflujo ácido. [22]

El flujo de aire exhalado durante este tipo de evento respiratorio puede contener gotas, en las cuales pueden ir inmersas partículas infecciosas, en el caso de producirse el evento en una persona infectada. La tos tiene una elevada influencia en la transmisión de enfermedades infecciosas a través del aire, debido a la gran cantidad de gotas que van inmersas en el flujo de aire exhalado y a la velocidad a la que se exhala el mismo. Por esto, se han hecho multitud de investigaciones y estudios acerca de este evento respiratorio.

Gupta et al. [23] han realizado investigaciones sobre la tasa de flujo exhalado durante un tosido en los seres humanos. Realizaron la investigación de la tasa de flujo de aire exhalado con 25 sujetos sanos, 12 mujeres y 13 hombres (Figura 24).

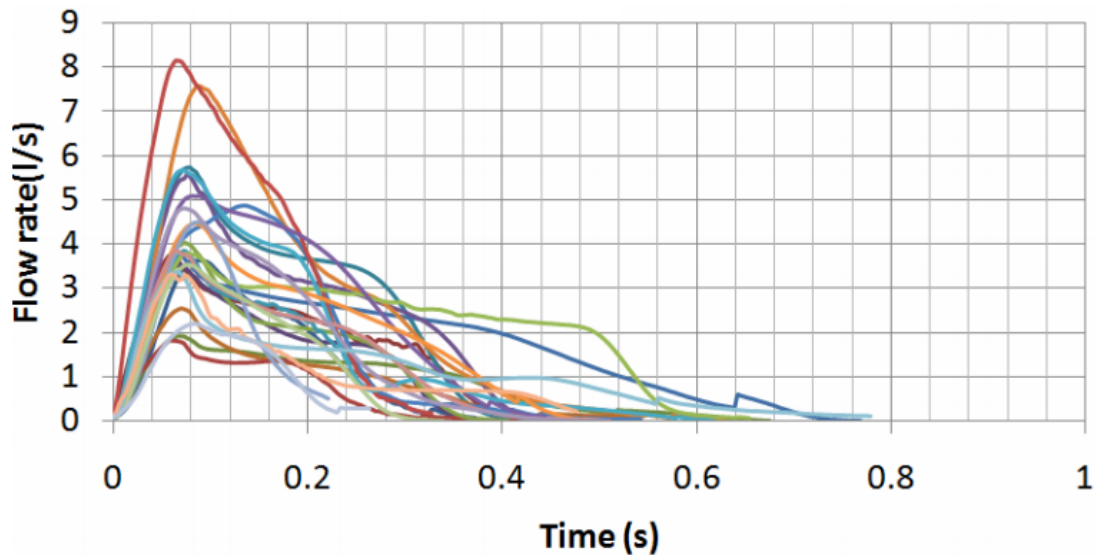


Figura 24 Resultados experimentales de la evolución temporal del caudal exhalado por 25 sujetos durante un tosido. [23]

Se ha seleccionado como curva característica (Figura 25) entre las 25 curvas, la que se ha considerado más crítica de cara al diseño del dispositivo experimental.

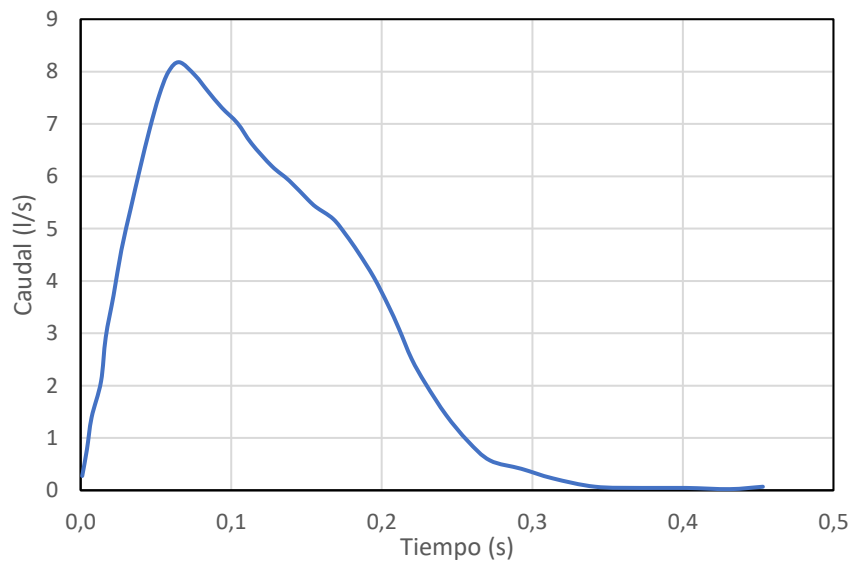


Figura 25. Evolución temporal del caudal (l/s) exhalado durante un tosido típico. [23]

Por otra parte, han sido numerosos los investigadores que han estudiado la velocidad del flujo debido a la tos. Se van a presentar los resultados de una serie de estudios realizados sobre la velocidad del flujo debido a la tos.

Shengwei Zhu et al. [24], estudiaron experimentalmente la velocidad inicial del flujo de aire de un tosido, obteniendo que ésta oscilaba entre 6 y 22 metros por segundo. Obtuvieron un promedio de 11.2 metros por segundo. Los experimentos fueron realizados para tres varones sanos.

Las investigaciones experimentales llevadas a cabo por Kwon et al. [19] obtuvieron como resultado que la velocidad inicial de la tos era de 15.3 metros por segundo para los hombres, y de 10.6 metros por segundo para las mujeres. También encontraron que el ángulo del aire tosido era de alrededor de 38° para los hombres, y de 32° para las mujeres.

Chao et al. [20], caracterizaron en su investigación el flujo de aire exhalado para diferentes eventos respiratorios. Encontraron que la velocidad media del flujo en un tosido era de 11.7 metros por segundo.

Durante el estudio experimental de los tosidos de 20 individuos: 10 mujeres y 10 hombres, Tang et al. [16] encontraron que la velocidad máxima del flujo durante la tos de las mujeres estaba comprendida entre 2.2 y 5 metros por segundo. La velocidad del flujo durante la tos de los hombres fue mayor, encontrándose la máxima entre 3.2 y 14 metros por segundo.

A continuación, en la Tabla 3, se muestran los resultados obtenidos por los investigadores sobre la velocidad del flujo exhalado durante la tos, para una clara y rápida visualización por parte de los lectores.

Tabla 3. Velocidades obtenidas del flujo exhalado a través de la boca durante un tosido humano en investigaciones experimentales llevadas a cabo por diferentes autores.

GRUPO DE INVESTIGADORES	VELOCIDAD DEL FLUJO EXHALADO [m/s]
Zhu et al. (2006)	6-22, con un promedio de 11.2
Kwon et al. (2012)	Hombres: 15.3 Mujeres: 10.6
Chao et al. (2009)	11.7
Tang et al. (2012)	Mujeres: 2.2 - 5 Hombres: 3.2 - 14

De la misma forma con la que Gupta et al [17], estudiaron la dirección del flujo exhalado durante la respiración normal, también la estudiaron para la tos en los seres humanos, definiendo los ángulos necesarios para la caracterización del chorro. Gupta et al. [23] afirmaron que el chorro descendente que generan los tosidos se podía definir mediante dos ángulos (Figura 26).

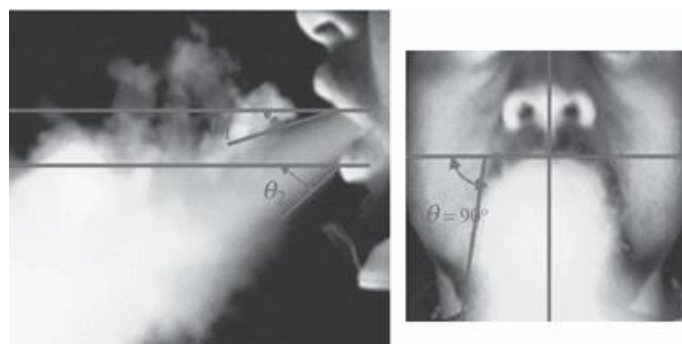


Figura 26. Ángulos para la caracterización de la dirección flujo exhalado en un tosido. [18]

Los valores que resultaron de las medidas realizadas [23] para los 20 individuos llegaron a la conclusión que ambos ángulos se podían definir según las expresiones (9) y (10).

$$\theta_1 = 15^\circ \pm 5^\circ \quad (9)$$

$$\theta_2 = 40^\circ \pm 4^\circ \quad (10)$$

3.4. Estornudo

3.4.1. Definición y causas del estornudo

La acción de estornudar se define como, despedir o arrojar con violencia el aire de los pulmones, por la espiración involuntaria y repentina promovida por un estímulo que actúa sobre la membrana pituitaria, según la RAE. Un estornudo se puede entender como una ráfaga de aire-agua repentina, contundente e incontrolada a través de la nariz y la boca.

Rajiv Dhand [25] ha descrito recientemente el proceso del estornudo en seres humanos en un artículo sobre la enfermedad infecciosa COVID-19. Ha indicado que la irritación de las mucosas de la nariz o la garganta produce una inspiración profunda, seguida de la depresión del paladar blando con elevación del dorso de la lengua que cierra parcialmente el paso de la boca. El aire irrumpe repentinamente a través de los pulmones con una fuerza variable, expulsando mocos que contienen partículas extrañas o irritantes de la cavidad nasal.

La principal causa del estornudo es la irritación de las membranas mucosas de la nariz o garganta. Esta irritación puede deberse a varias razones, entre las que se encuentran la alergia al polen (rinitis alérgica) y al polvo, la inhalación de corticosteroides (ciertos aerosoles nasales) o a los resfriados o a la gripe. Los estornudos también pueden desencadenarse [26] por la exposición repentina a luz brillante, un estómago particularmente lleno y estimulantes físicos del nervio trigémino, como resultado de patologías del sistema nervioso central como la epilepsia.

El estudio de los diferentes parámetros que caracterizan los estornudos es algo que se ha realizado con especial a lo largo del tiempo, debido a la elevada influencia de este evento respiratorio en la transmisión de enfermedades infecciosas. Se han construido numerosas instalaciones que han permitido la simulación de estornudos para su caracterización fluidodinámica. También se han hecho experimentos con maniquís respiratorios y personas reales para el análisis de las propiedades y características del flujo exhalado debido al estornudo.

3.4.2. Caracterización de los estornudos

Como se ha indicado, se han realizado numerosos estudios sobre las características fluidodinámicas del flujo exhalado durante los estornudos en seres humanos. Como se va a ver en este apartado, existen diferencias entre los resultados obtenidos en los diferentes estudios. Las principales características que se han estudiado son la velocidad del flujo en la salida de la boca y el tamaño de las gotas presentes en dicho flujo.

Tang et al. [16] investigaron sobre la velocidad del flujo de aire exhalado durante los estornudos de 10 hombres y 10 mujeres, todos ellos sanos. Obtuvieron diferentes resultados para cada individuo. La velocidad máxima del flujo de aire que se obtuvo durante el estudio experimental fue en torno a 4 m/s (Figura 27). No dieron el área de apertura de la boca de los individuos, por lo que no es de gran utilidad este gráfico.

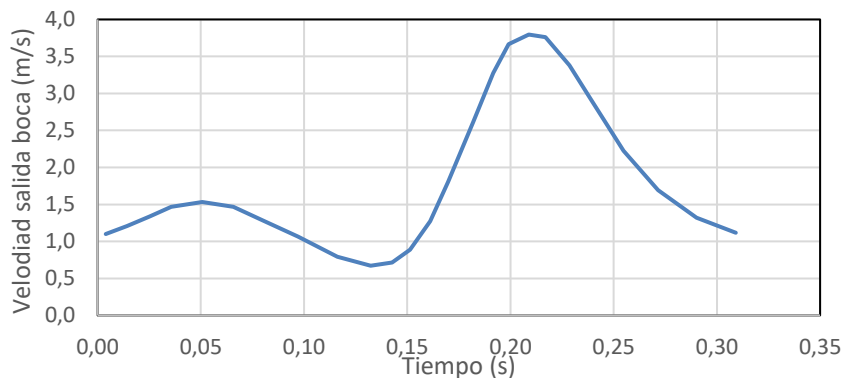


Figura 27. Resultado experimental de la evolución temporal de la velocidad a la salida de la boca para un sujeto sano. [16]

Fujio Akagi et al, [27] en su investigación estudiaron de forma computacional el estornudo y sus efectos en la dispersión de contaminantes infecciosos. La evolución temporal del caudal de aire exhalado durante el estornudo que obtuvieron experimentalmente (Figura 28) fue la que consideraron para la persona infectada (con una boca de forma circular de 40 milímetros de diámetro).

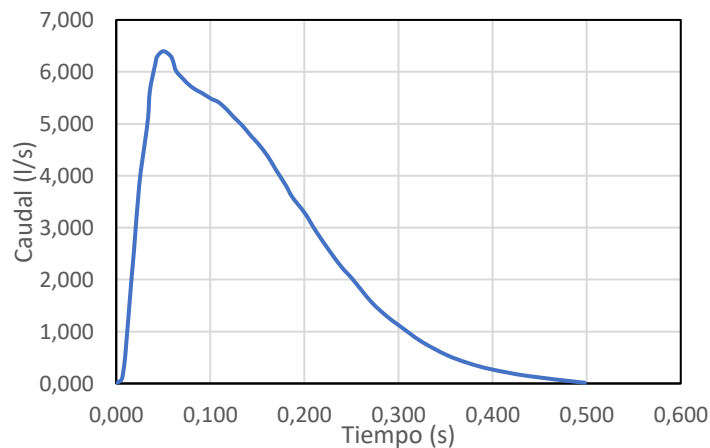


Figura 28. Evolución temporal del caudal de aire exhalado durante un estornudo. [27]

Al igual que para la tos, se han realizado numerosos estudios que han tratado de determinar la velocidad del flujo exhalado durante un estornudo y el tamaño de las gotas inmersas en dicho flujo.

Tang et al. [16] obtuvieron durante sus investigaciones, que la velocidad máxima que tenía el flujo de aire respiratorio, como consecuencia de un estornudo fue de 4.5 metros por segundo. Sin embargo, presentando gran diferencia con lo obtenido de forma experimental en [16], Xie et al. [18] consideraron que la velocidad máxima que puede presentar el flujo en la salida de una boca humana es de 50 metros por segundo durante un estornudo.

Los estudios realizados por L. Bourouiba et al. [14] pusieron de manifiesto que la duración del estornudo era de 150 milisegundo. Los experimentos realizados, revelaron la presencia de ligamentos de varios tamaños en el flujo de aire-agua exhalado durante un estornudo. Los ligamentos más grandes presentes en el flujo [14], tenían 3 centímetros de longitud, siendo expulsados con velocidades hasta de 35 metros por segundo, experimentando estiramientos durante el vuelo. Los diámetros de las gotas oscilaban entre 160 micrómetros y 1 milímetro, observándose una velocidad máxima de 14 metros por segundo.

Nishimura et al. [28] obtuvieron como resultado en sus investigaciones, que la velocidad inicial de las partículas (o agrupaciones de partículas) era superior a 6 metros por segundo, disminuyendo a medida que las partículas avanzaban en su trayectoria. Los estudios realizados por Zhao et al. [29] obtuvieron como resultado, una velocidad del flujo exhalado para un estornudo de 20 metros por segundo.

A continuación, en la Tabla 4, se muestran los resultados obtenidos por los investigadores sobre la velocidad del flujo exhalado durante el estornudo, para una clara y rápida visualización por parte de los lectores.

Tabla 4. Velocidades obtenidas del flujo exhalado a través de la boca durante un estornudo humano en investigaciones experimentales llevadas a cabo por diferentes autores.

GRUPO DE INVESTIGADORES	VELOCIDAD DEL FLUJO EXHALADO [m/s]
Tang et al. (2013)	4.5
Xie et al. (2007)	50
L. Bourouiba et al. (2016)	Ligamentos grandes: 35 Gotas pequeñas: 14
Hidekazu Nishimura et al. (2013)	>6
Bin Zhao et al. (2004)	20

Otro de los parámetros frecuentemente estudiados, es el tamaño de las gotas de líquido que se tienen en el flujo de aire respiratorio, como resultado de las diferentes actividades respiratorias en seres humanos. A continuación, se van a exponer los resultados que han sido obtenidos durante algunas de las investigaciones realizadas sobre este parámetro.

El estado de salud de los seres humanos influye de manera determinante en el tamaño de las gotas presentes en el flujo de aire exhalado durante los estornudos, por eso se va a indicar el estado de salud de los individuos de los que se obtienen los resultados.

MW Jennison [30] estudió el tamaño de las gotas presentes en el flujo respiratorio bifásico, encontrando que los tamaños de las partículas se encontraban en un rango, definido por un tamaño mínimo de 7 micrómetros y un tamaño máximo de 100 micrómetros. El estudio fue realizado tanto para sujetos sanos como para sujetos infectados.

También Duguid et al. [31] estudiaron el tamaño de las gotas presentes en el flujo de aire respiratorio para diferentes individuos, asumiéndose que éstos estaban sanos. Obtuvieron que el tamaño de las partículas estaba contenido entre 100 y 125 micrómetros.

Con el fin de obtener el tamaño de las gotas que exhalaban los seres humanos cuando presentaban alguna enfermedad, Buckland et al. [32] en su estudio solo involucraron individuos enfermos. Obtuvieron un amplio rango de tamaños para las partículas, que abarcaba desde 50 hasta 860 micrómetros.

W.G Weng et al. [33], estudiaron experimentalmente el tamaño de las partículas que se tenían en el flujo de aire-agua exhalado por un ser humano durante un estornudo. Midieron 44 estornudos, de 20 sujetos diferentes. Obtuvieron que 21 estornudos tenían distribuciones de tamaño unimodal basadas en el volumen, mientras que los 23 restantes tenían distribuciones de tamaños bimodales. Observaron que, para la distribución de tamaño unimodal, el tamaño (diámetro) de las partículas estaba comprendido entre 100 y 1000 micrómetros. Para la distribución bimodal, observaron que el tamaño (diámetro) de las partículas está comprendido entre 30 y 1000 micrómetros.

No obstante, el tamaño de las gotas cambia a lo largo del tiempo, debido a su dependencia de las condiciones ambientales. La humedad presente en el aire influye de una manera notable en la tasa de evaporación del líquido del que están formadas las gotas. Como resultado de la evaporación, las gotas experimentan una reducción de tamaño. Este fenómeno se ha mostrado de una manera gráfica en el Capítulo 2, en la Figura 14. Esta reducción de tamaño influye [34] de manera determinante en el transporte de la gota a través del aire.

Como se ha indicado en líneas anteriores, la cantidad de gotas que se generan en los estornudos influye notablemente en el proceso de transmisión de enfermedades infecciosas por vía aérea.

También, el tamaño de las gotas, y los procesos de evaporación que puedan sufrir las mismas, además de la velocidad de exhalación del flujo, influyen en la distancia que son capaces de recorrer durante su trayectoria a través del aire.

Se exponen a continuación los resultados obtenidos en distintas investigaciones sobre la cantidad de gotas que pueden ir inmersas en el flujo bifásico generado por un estornudo.

EC Cole y CE Cook [35], afirman que un estornudo puede producir hasta 40 000 gotas, de tamaños comprendidos entre 0.5 y 12 micrómetros. Estas gotas pueden estar cargadas de patógenos infecciosos, en el caso de que el estornudo proceda de una persona con alguna enfermedad contagiosa a través del aire.

Basándose en los resultados obtenidos durante su investigación experimental sobre los estornudos humanos, WF Wells [36], afirmó que, obtuvo que las partículas podían ser exhaladas a velocidades de hasta 100 metros por segundo, pudiendo recorrer distancias grandes.

X. Xi et al. [18], obtuvieron como resultado de sus investigaciones realizadas sobre los estornudos, que la velocidad a la que se exhalaba el flujo de aire-agua (bifásico) estaba comprendida entre 20 y 50 metros por segundo. Apuntaron que, en su estudio, la boca tenía una forma circular, con un diámetro de 0.04 metros. También encontraron que un estornudo puede generar aproximadamente un millón de gotas de hasta 100 micrómetros de diámetro.

Existe una gran variabilidad en los resultados obtenidos por diferentes autores en sus investigaciones experimentales sobre la caracterización fluidodinámica de los eventos respiratorios. En este trabajo fin de grado se han seleccionado como curvas características, para su futura simulación con ayuda del dispositivo experimental diseñado, las indicadas en las Figuras 20, 25 y 28. Dichas curvas son las que, representando de una manera real cada evento, son sencillas de simular.

4. INSTALACIÓN EXPERIMENTAL

En este Capítulo se describe todo lo referente a la instalación experimental diseñada y construida en este trabajo fin de grado. El Capítulo comienza con la descripción de los requisitos que debe cumplir el dispositivo para que sea posible simular los eventos respiratorios principales en los seres humanos. Una vez se han descrito los requisitos, se procede a realizar un análisis de las instalaciones experimentales que han sido utilizadas por diferentes autores en sus investigaciones experimentales. Una vez se han estudiado las diferentes técnicas existentes para la simulación de los diferentes eventos respiratorios, se explica el diseño y el funcionamiento del dispositivo de respiración construido en este trabajo fin de grado.

4.1. Requisitos que debe cumplir del dispositivo experimental diseñado.

Se ha realizado el análisis de las curvas características de los eventos respiratorios (Figuras 20, 25 y 28), observándose que el caudal máximo instantáneo es de $8.2 \text{ m}^3/\text{s}$. Por tanto, el dispositivo experimental que se ha de diseñar tiene que cumplir el requisito de poder dar un caudal instantáneo como mínimo de $8.2 \text{ m}^3/\text{s}$.

Por otra parte, se han realizado los cálculos del volumen de aire exhalado durante un estornudo o una tos típica en los seres humanos, obteniéndose un resultado de 1.3 dm^3 para un tosido y de 1.2 dm^3 para un estornudo. Por tanto, otro requisito que ha de cumplir el dispositivo experimental es que el volumen de aire total del interior de los cilindros sea por lo menos de 1.3 dm^3 .

4.2. Instalaciones experimentales utilizadas por otros investigadores

En este apartado se comentan una serie de instalaciones utilizadas en diferentes estudios experimentales sobre los eventos respiratorios, y que se han tomado como base para el diseño y construcción de la instalación propuesta en este trabajo. Existen distintos métodos para simular el flujo de aire respiratorio.

La instalación experimental utilizada en [37] se ha utilizado para la simulación de estornudos en seres humanos y para el estudio de la eficacia de diferentes tipos de mascarillas en lo referente a la transmisión de patógenos infecciosos inmersos en los aerosoles generados durante este evento respiratorio. La instalación consta de un compresor, un tanque de aire, un regulador de presión, un trazador de partículas y una electroválvula, conectados a un maniquí de una cabeza humana, a través del cual se expulsa el flujo de aire con las partículas trazadoras (Figura 29). El aire que sale del compresor se almacena durante un tiempo determinado en el tanque de aire, para posteriormente ser expulsado a través del orificio de salida del maniquí experimental. Mediante el regulador de presión existente se ajusta la presión a la

entrada de la electroválvula. Con el objeto de capturar el chorro turbulento formado por el estornudo, se introducen en el flujo las partículas trazadoras, mediante el trazador de partículas del que dispone la instalación.

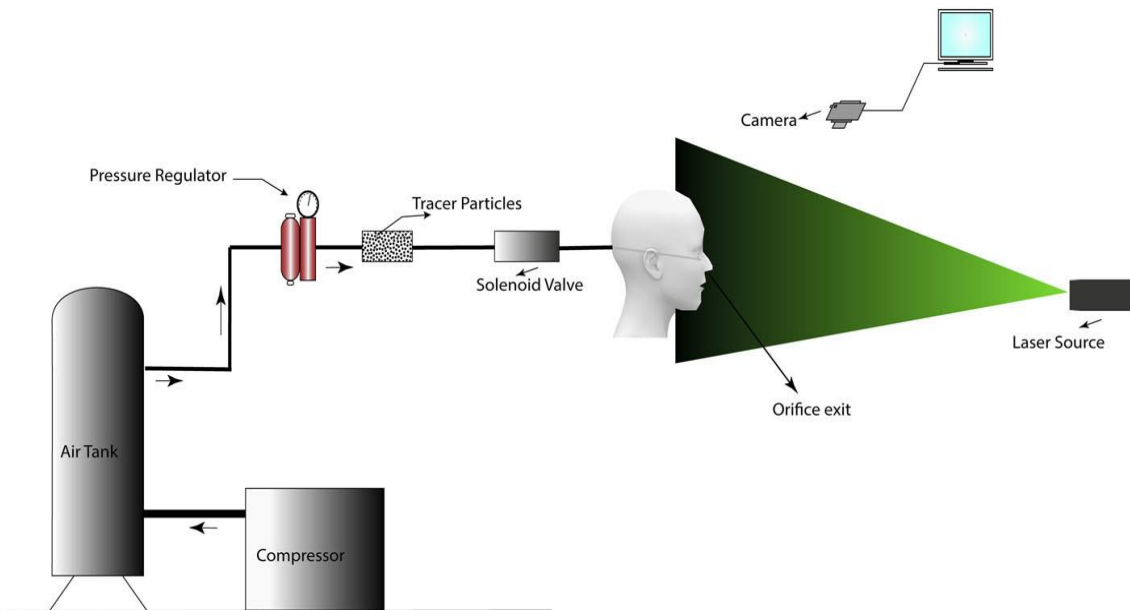


Figura 29. Configuración experimental para la simulación de estornudos. [37]

Otro estudio realizado sobre la evaluación de las mascarillas frente a la propagación del COVID-19 ha sido [38], en el que mediante la instalación experimental (Figura 30) se simulaba un evento respiratorio, como un tosido o un estornudo. A través de la bomba manual de la que consta la instalación, se administra el impulso de presión que es emulado debido a una tos o a un estornudo humano, a diferencia de la instalación [37], en la cual se realizaba mediante un compresor de aire. La capacidad de aire de la bomba es de 500 ml, que es comparable al límite inferior del volumen total expulsado durante la tos, según [23].

Para la visualización de los chorros respiratorios exhalados a través del maniquí, la instalación también disponía de una máquina de humo mediante la cual se generaban partículas utilizando una mezcla líquida de agua destilada y glicerina. La fuente de presión (bomba manual) y la fuente de humo (máquina de humo) se conectaron al maniquí mediante tubos de vinilo transparentes.

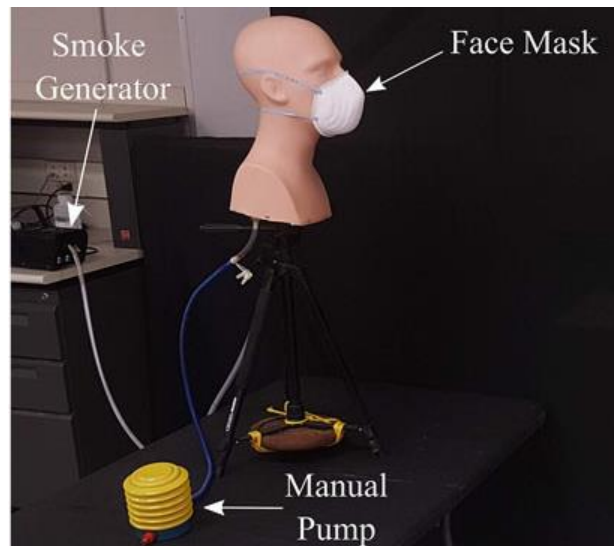


Figura 30. Instalación experimental con una bomba manual para la simulación de eventos respiratorios en seres humanos. [38]

Otros investigadores [39] estudiaron el flujo de aire exhalado durante la respiración en seres humanos, mediante el uso de la instalación experimental (Figura 31a). La instalación constaba de un controlador lógico programable (PLC), de un motor, de un cilindro mecánico y de una resistencia.

Mediante el PLC se fijaba la frecuencia respiratoria que se requiere simular. El motor acciona al émbolo del cilindro, de tal manera que experimenta un desplazamiento lineal. El desplazamiento lineal del émbolo desplaza el volumen de aire dentro del cilindro, siendo expulsado a través del orificio de salida a medida que se produce el avance. Mediante la resistencia es posible mantener a una determinada temperatura el flujo de aire expulsado a través del orificio de salida del cilindro.

La instalación comentada, se podía conectar a un maniquí térmico respiratorio (Figura 31b), con el objeto de estudiar el flujo exhalado a través de este durante la respiración, teniendo en cuenta los fenómenos de flotabilidad y pluma térmica alrededor del cuerpo humano.

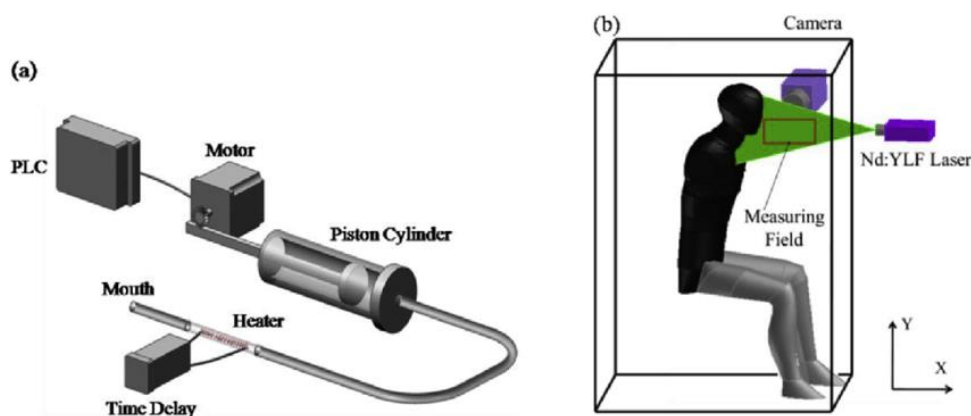


Figura 31. Instalación experimental para la simulación de la respiración humana basada en un cilindro. [39]

La instalación [40] se utilizó para la simulación de la respiración humana. La instalación consta de un actuador lineal, un controlador, dos cilindros, y un maniquí de una cabeza humana (Figura 32). El simulador de respiración crea un flujo en condiciones estándar de respiración humana.

Los cilindros poseen un orificio de salida en la parte más cercana al maniquí, a través de la cual va a ser expulsado el aire de estos. Los dos pistones estaban fijados a una sola estructura para sincronizar el movimiento. El aire expulsado de cada cilindro se lleva por medio de dos tubos hasta un punto donde ambos se fusionan en uno solo, que se conecta al maniquí de la cabeza humana.

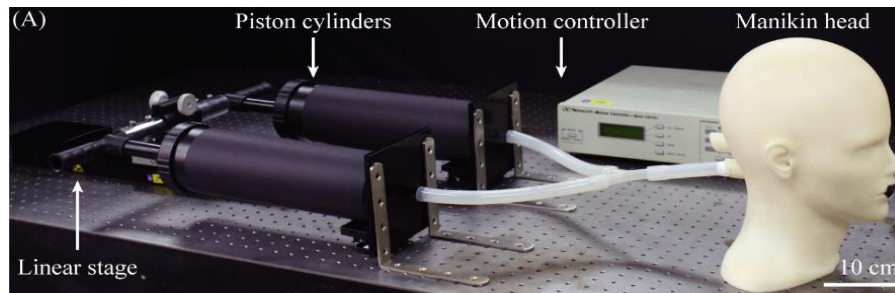


Figura 32. Instalación experimental para la simulación de eventos respiratorios humanos basada en dos cilindros. [40]

En [41] se utilizó una instalación mecánica que permitía simular la respiración humana (Figura 33). La instalación constaba de un motor, un tornillo de avance, un cilindro con un émbolo, una cámara de niebla y un maniquí de una cabeza humana. El pistón es accionado por un motor paso a paso. El motor paso a paso es configurable, permitiéndose ejecutar diferentes frecuencias de respiración. El volumen que se consideró en el estudio fue de 500 ml.

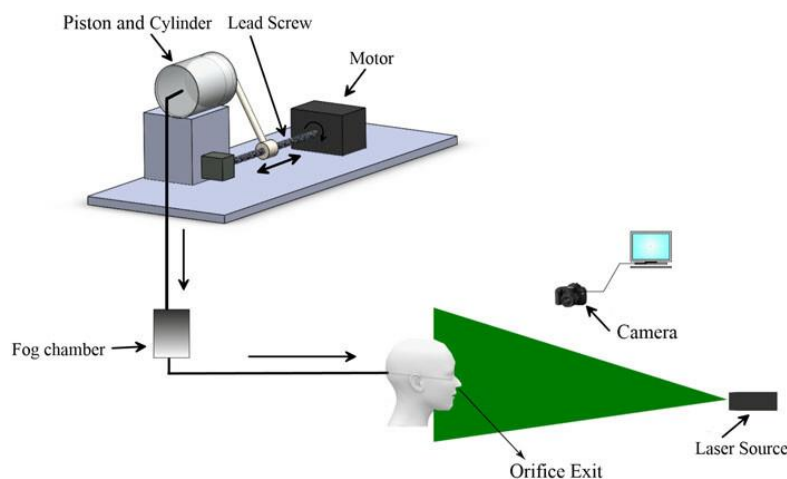
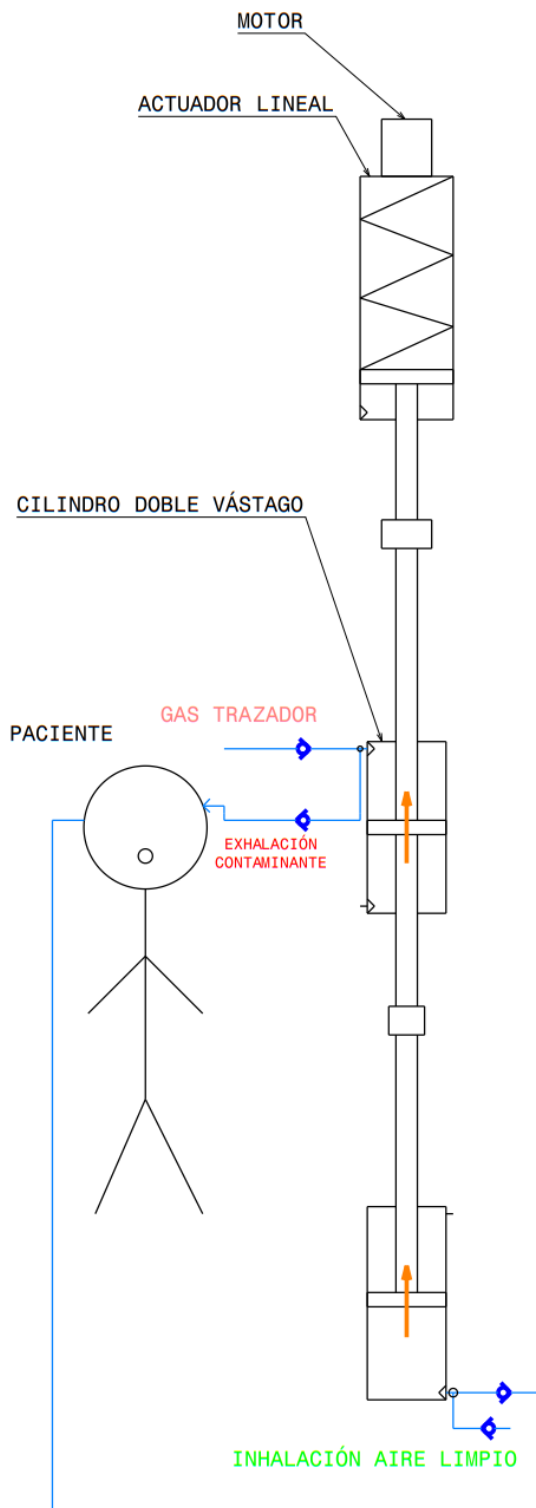


Figura 33. Instalación experimental para la simulación de la respiración en seres humanos. [41]

Después de la realización de un análisis de las instalaciones comentadas anteriormente, del estudio de las características fluidodinámicas de cada evento respiratorio, y de la serie de investigaciones experimentales que se quieren realizar

en un futuro, se obtuvo el diseño final de la instalación sobre la que versa este trabajo fin de grado.

4.3. Diseño del dispositivo de respiración



Como se ha mencionado anteriormente, el dispositivo experimental se ha diseñado y construido para su posterior implantación en maniqués térmicos respiratorios, con el objetivo de poder estudiar experimentalmente el riesgo de infección cruzada entre dos personas en espacios interiores. La unión entre ambas partes (Figura 34) se tiene pensado realizar mediante tubos de poliamida, propios para las instalaciones neumáticas. La conexión se realizará a través de dos conductos, uno que irá desde el cilindro de doble efecto hasta la boca del maniquí, y el otro irá desde el cilindro simple hasta la cavidad nasal del maniquí.

El dispositivo cuenta con 4 válvulas antirretorno, que como se verá en la sección 4.4, están colocadas en dos colectores conectados a los cilindros. El objetivo de la implantación de las válvulas es tener la posibilidad de realizar la inhalación a través de un conducto, y la fase de exhalación a través del otro, y, además, poder elegir por qué conducto se realiza cada fase de los ciclos respiratorios mediante la disposición de las válvulas. Por tanto, la colocación de las válvulas antirretorno va a definir si la fase de inhalación se realiza a través de la cavidad nasal y la fase de exhalación a través de la cavidad oral, o viceversa.

También se han implantado dos sensores de presión que se colocan en los colectores donde van las válvulas antirretorno, con el objetivo de poder conocer la presión en esos puntos.

Figura 34 Diseño del dispositivo de respiración de un maniquí térmico respiratorio.

Existe la posibilidad de introducir un gas trazador (Figura 34) en la corriente de aire, para observar cómo se dispersa en el ambiente como consecuencia de un evento respiratorio, y así poder evaluar el riesgo de infección que presenta otro maniquí susceptible de contagiarse.

4.4. Sistema de cilindros

La configuración por la que se ha optado durante el diseño del dispositivo experimental, como se ha podido observar en la sección 4.3, ha sido un sistema de cilindros neumáticos. En este apartado se describen las diferentes partes de las que consta el dispositivo, el funcionamiento y se dan unas nociones básicas sobre los comandos con los que se generan las secuencias de operaciones que se deben ejecutar para la simulación y realización de los ciclos.

4.4.1. Descripción del sistema

El dispositivo experimental diseñado se compone de un controlador, modelo MR- J3- A de Mitsubishi, de un servomotor modelo HF-KP43 de Mitsubishi, de un cilindro de doble efecto modelo CG1Z80-Q3W001-20, de un cilindro de simple efecto modelo CDQ2L80TF-200 DCZ, de diferentes elementos de conexión, de diferentes elementos de soporte y anclaje, de válvulas antirretorno modelo E AK 4000 – F04 y de dos sensores de presión (Figura 35).

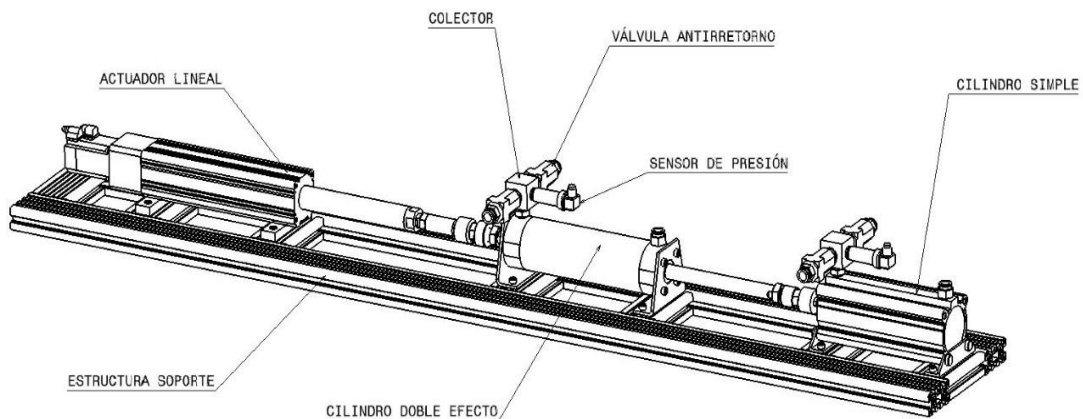


Figura 35. Vista en perspectiva del modelo CAD de la instalación mecánica.

A continuación, se muestran las vistas que definen la instalación (Figura 36), para posteriormente realizar una descripción del funcionamiento de la instalación.

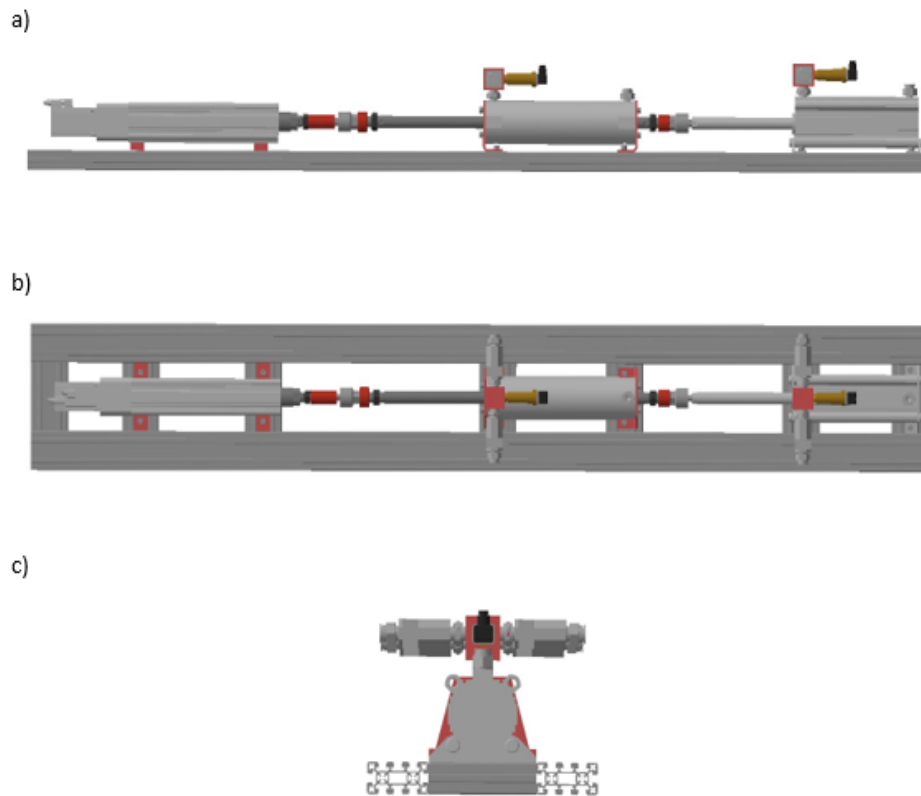


Figura 36 Vistas principales del modelo CAD del dispositivo experimental diseñado: a) Alzado, b) Planta y c) Perfil derecho.

A continuación, se muestra una fotografía de la instalación experimental (Figura 37) construida en el laboratorio de Mecánica de Fluidos, de la Escuela de Ingenierías Industriales de la Universidad de Valladolid, lugar donde se realizarán las investigaciones.

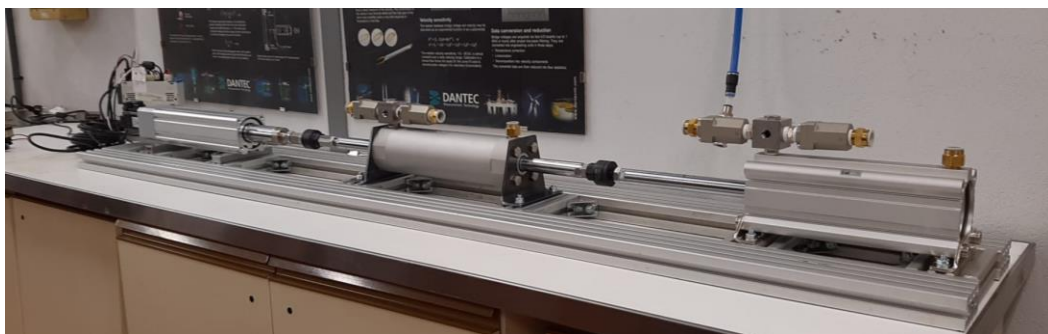


Figura 37. Fotografía de la instalación experimental construida en el laboratorio.

Una vez se han definido correctamente los elementos con los que se compone el dispositivo experimental diseñado, se va a explicar de una manera clara su principio de funcionamiento. Es necesario entender cómo es el interior de los cilindros y conocer exactamente los orificios de salida y entrada del aire en los cilindros. Para ello, se muestra (Figura 38) una vista en corte del alzado del modelo CAD del dispositivo diseñado donde se observan las cotas más significativas y a partir de la cual se va a explicar el funcionamiento.

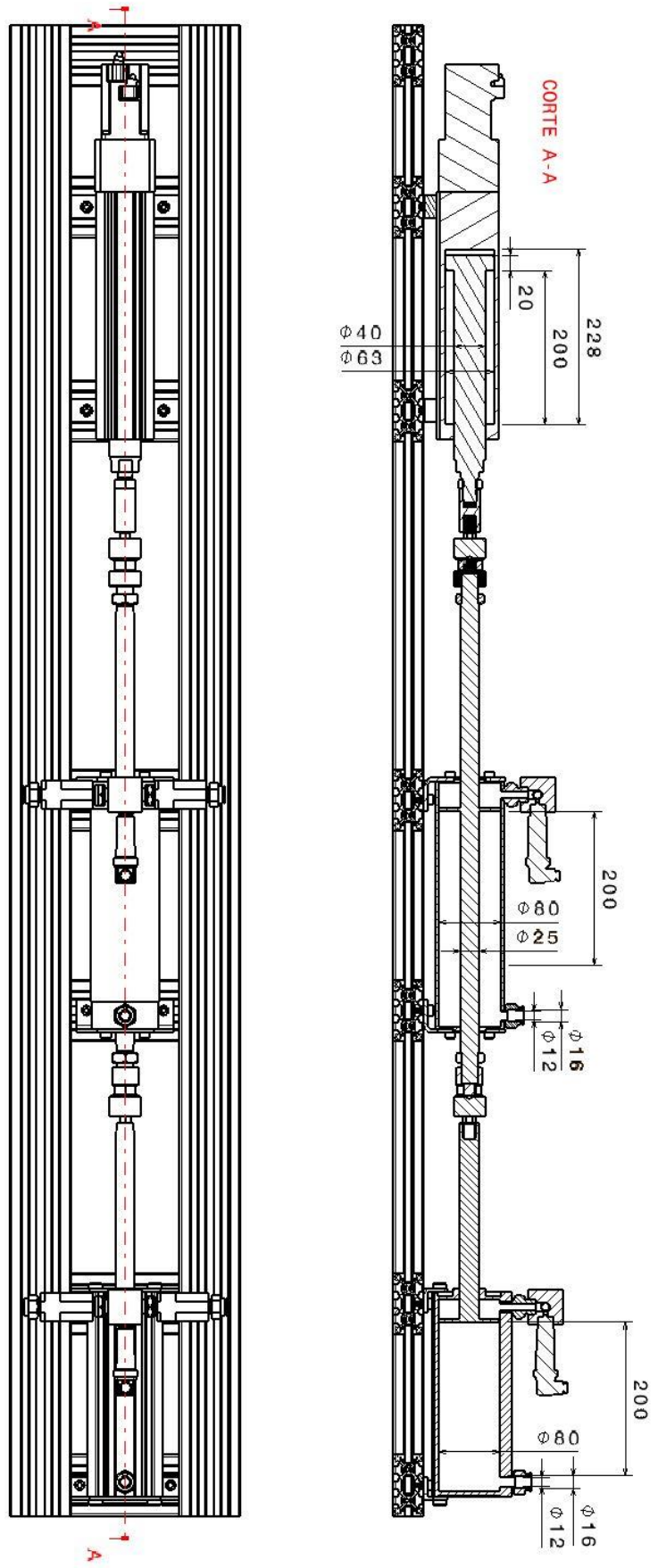


Figura 38. Vista en corte del alzado de la instalación mecánica, con sus cotas más representativas.

4.4.2. Funcionamiento del sistema de cilindros

El principio de funcionamiento del dispositivo se basa en el desplazamiento lineal de los émbolos asociados a los vástagos por el interior de los cilindros. De esta manera, se consigue un desplazamiento del aire que se encuentra en el interior de los cilindros. El desplazamiento lineal de los vástagos se consigue mediante el actuador lineal, que es accionado por el motor eléctrico.

Se definen, basándose en la Figura 38 los sentidos de avance y retroceso de los émbolos. Se define el sentido de avance cuando los émbolos se desplazan de izquierda a derecha por el interior de los cilindros. Por el contrario, el sentido de retroceso se tiene cuando los émbolos van de derecha a izquierda. Se indica en la Figura 39 con una flecha en color naranja el sentido de avance del émbolo en el interior del cilindro de doble efecto, en azul la consecuente salida del aire a medida que el émbolo avanza y en verde la entrada de aire al interior del cilindro.

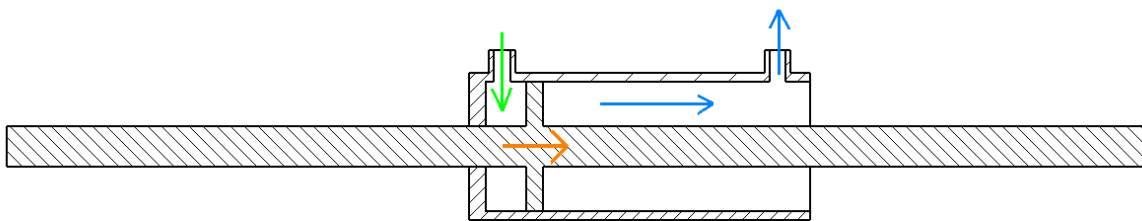


Figura 39. Esquema simplificado para la definición del sentido de avance de los émbolos y las correspondientes entradas y salidas de aire en los cilindros.

La configuración de los émbolos en el interior de los cilindros que se muestra en la Figura 38 es la inicial, en la que deben estar antes de ejecutar cualquier ciclo, ya que es en la que se dispone de la carrera completa en el sentido de avance.

En este trabajo fin de grado se trabaja exclusivamente con el sentido de avance de los émbolos, ya que como se verá más adelante, se van a medir las velocidades de salida del aire a través de un conducto conectado a los conductos de salida de los cilindros.

La secuencia de movimientos que debe realizar el sistema de cilindros se programa en un ordenador, que está conectado con el sistema de cilindros mediante un encoder, que es una interfaz entre un dispositivo mecánico móvil (sistema de cilindros) y un controlador (ordenador mediante el cual se lanza la secuencia de movimientos a realizar). Para la programación de la secuencia de movimientos, en este trabajo se utiliza el software MR Configurator2, que como se mostrará más adelante, permite realizar un programa de una manera sencilla, con una serie de comandos que se explican en la sección 4.4.3.

Lo que caracteriza a cada evento respiratorio, es la velocidad a la que se expulsa el aire del cilindro (analogía con la velocidad de exhalación del flujo respiratorio en los

seres humanos a través de la boca), la cantidad de volumen expulsado, y la duración del evento.

Debido a las diferencias existentes entre los diferentes eventos respiratorios, las velocidades, aceleraciones y recorridos del émbolo van a ser distintas para cada evento.

En la Figura 38, se muestran las cotas más relevantes de cara al funcionamiento del sistema, que son las carreras efectivas de los cilindros, los diámetros de los émbolos y vástagos. Se puede observar que la carrera de los dos cilindros es de 200 mm, siendo el diámetro interior de los mismos de 80 mm. Se observa también que el diámetro de los vástagos (son de igual diámetro, por lo que se ha representado la cota solamente del vástago del cilindro de doble efecto), es de 25 mm. Por tanto, el volumen máximo de aire que se tiene en cada cilindro es el que resulta de las siguientes expresiones (11) y (12) para el cilindro de doble efecto, y (13) y (14) para el cilindro simple. Se representa la carrera efectiva de los cilindros con la letra S.

Cilindro de doble efecto:

$$Volumen = \frac{\pi \cdot (\Phi_{cilindro}^2 - \Phi_{vástago}^2)}{4} \cdot S \quad (11)$$

$$Volumen = \frac{\pi \cdot (0.08^2 - 0.025^2)}{4} \cdot 0.2 = 0.00091 \text{ m}^3 \quad (12)$$

Cilindro simple:

$$Volumen = \frac{\pi \cdot \Phi_{cilindro}^2}{4} \cdot S \quad (13)$$

$$Volumen = \frac{\pi \cdot 0.08^2}{4} \cdot 0.2 = 0.001 \text{ m}^3 \quad (14)$$

En el caso de que se utilice el flujo de aire expulsado por un solo cilindro, el volumen máximo que se podría obtener sería 0.91 litros para el cilindro de doble efecto, y 1 litro para el cilindro simple. El flujo de aire exhalado durante los diferentes eventos respiratorios estudiados es superior a un litro, por lo que, para poder simularlos, se van a tener que conectar las salidas de aire de los dos cilindros existentes en la instalación mediante dos mangueras, que confluyan en una, a través de una unión en T. De esta manera, el volumen de aire que sería posible expulsar por el sistema, sería el de la suma del volumen de ambos cilindros.

4.4.3. Comandos utilizados para la programación.

Para la programación de los códigos, se van a utilizar una serie de comandos, que se van a explicar a continuación.

SPN: velocidad angular del servo motor que acciona el husillo, en revoluciones por minuto.

Avance del husillo por revolución del motor = 5 milímetros/revolución.

STC: tiempo de aceleración/deceleración que tarda en alcanzar la velocidad lineal del husillo requerida en cada secuencia.

En los programas realizados, el valor de este comando se pone en todas las secuencias en lo mínimo posible, con el objetivo de que se alcancen todas las situaciones en el menor tiempo posible.

MOV: movimiento relativo que tiene que efectuar el husillo en cada secuencia, en pulsos del servomotor. Los pulsos están relacionados con los milímetros de avance del husillo y con las revoluciones del servo motor.

Pulsos por revolución del motor = 262144 pulsos/revolución.

Sabiendo la relación existente entre los milímetros de avance del husillo con las revoluciones del motor, y la de pulsos por revolución del motor, se puede obtener la relación existente entre los pulsos y los milímetros de avance del husillo.

Número de pulsos por unidad de avance del husillo = 52429 pulsos/milímetro.

En el Anexo 3, adjunto en el CD, se mostrarán los códigos programados para cada evento respiratorio estudiado.

5. CARACTERIZACIÓN EXPERIMENTAL

En este Capítulo se describen, desde el punto de vista teórico, los ciclos que se han estudiado de forma numérica y experimental en este trabajo fin de grado. Se explica la técnica de medida utilizada para la adquisición de los datos experimentales. En lo siguiente, se muestran los resultados que se han obtenido en cada estudio y en la parte final del Capítulo, se realiza un estudio comparativo de los resultados teóricos, experimentales y numéricos.

5.1. Ciclos experimentales. Cálculo teórico.

Se van a estudiar experimentalmente una serie de ciclos, cada uno de ellos con una velocidad lineal de los émbolos en el interior de los cilindros diferente. Los ciclos se van a estudiar para unas velocidades lineales de los émbolos de 0.042 m/s, 0.083 m/s, 0.166 m/s y 0.25 m/s.

La carrera que van a recorrer los émbolos va a ser de 170 mm, por lo que se va a expulsar del interior de los cilindros el mismo volumen de aire en todos los ciclos. Debido a la diferencia de las velocidades lineales, el tiempo de duración de los ciclos va a ser diferente en cada uno de ellos.

Se van a realizar 4 simulaciones, una para cada velocidad lineal de los émbolos, en la que se recorren los 170 mm de forma continua. Para ello se ejecuta un programa con una sola secuencia de operaciones, en la que se le dice que los émbolos avancen 170 mm a una velocidad determinada. La velocidad lineal de los émbolos define el tiempo que dura el ciclo, determinando la evolución de la velocidad del aire en la salida del conducto (Figura 40). A este ciclo, en las siguientes líneas se le va a denominar función continua.

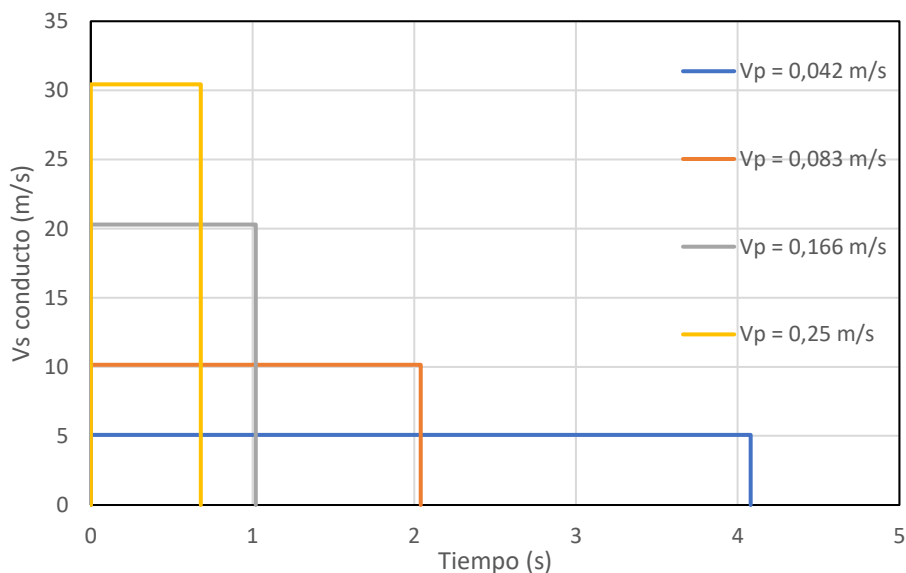


Figura 40. Evolución temporal de la velocidad de salida a través del conducto para las diferentes velocidades lineales de los émbolos.

Por otra parte, se van a realizar otras 4 simulaciones de un ciclo en el que, como en el ciclo anterior, los émbolos recorran 170 mm, con la diferencia de que en esta ocasión el código del programa a ejecutar se compondrá de dos secuencias de operaciones. La primera secuencia ordena a los émbolos a recorrer la mitad de la carrera a una velocidad determinada, ordenando la segunda secuencia recorrer la segunda mitad de la carrera a la misma velocidad. Con esto se consigue, desde el punto de vista teórico en el que no se tiene en cuenta el tiempo de parada, que la función presente dos escalones (Figura 41). A este ciclo, en las siguientes líneas se le va a denominar función discontinua.

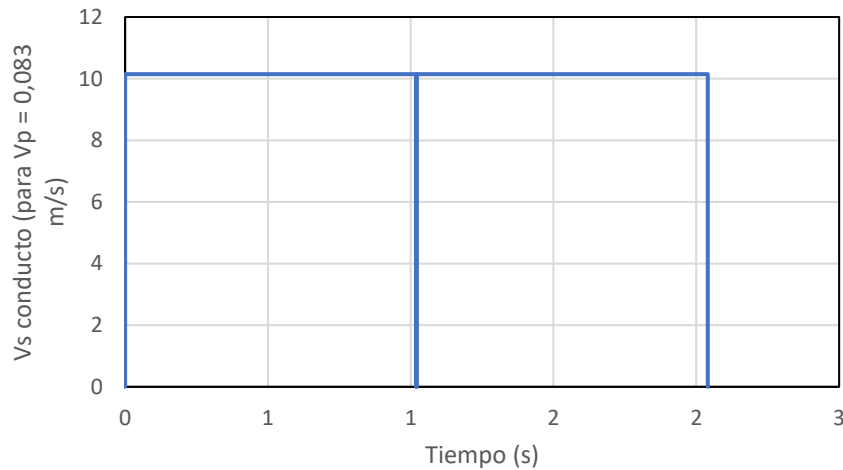


Figura 41. Evolución temporal de la velocidad de salida a través del conducto para el ciclo ejecutado en dos secuencias con una velocidad lineal del émbolo de 0.083 m/s.

5.2. La medida de la velocidad del aire.

La realización de las medidas experimentales se hace con un tubo de Prandtl y un sensor de presión diferencial. Para la adquisición de datos, se ha colocado el extremo del tubo de Prandtl concéntrico con el conducto y a una distancia relativamente corta (1.5 cm aproximadamente) del extremo del conducto de salida del aire (Figura 42). El conducto mencionado está conectado a los conductos de salida de aire de los dos cilindros de los que consta el dispositivo mecánico.

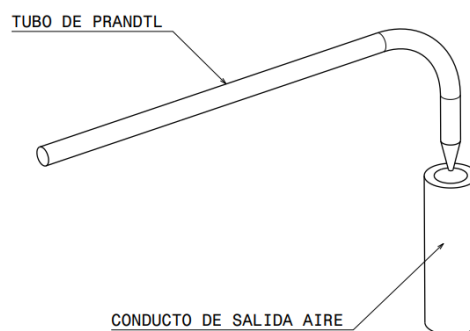


Figura 42. Esquema simplificado del Tubo de Prandtl colocado en la salida del conducto de aire.

En el extremo del tubo de Prandtl colocado cerca de la sección por la cual sale el aire del conducto se mide la presión de remanso, ya que es un punto donde la velocidad es nula. Por otra parte, el sensor de presión diferencial mide la presión estática, que coincide con la presión del ambiente. Por lo tanto, según se indica en la expresión (15), los datos que se obtienen de las medidas son los de la presión dinámica en la salida del conducto a través del cual se expulsa el aire.

$$P_{dinámica} = P_{remanso} - P_{ambiente} \quad (15)$$

Por tanto, los datos que se obtienen de las medidas experimentales son los de la presión dinámica a la salida del conducto a través del cual que expulsa el aire que contenían los cilindros, a medida que los pistones se desplazan.

Los resultados obtenidos de la presión dinámica se transforman a velocidad a la salida del conducto, mediante la expresión (16), donde P es la presión dinámica y ρ es la densidad del aire, la cual se ha considerado 1.2 kg/m³.

$$v = \sqrt{\frac{2 \cdot P}{\rho}} \quad (16)$$

Los resultados obtenidos en las mediciones se almacenan en el ordenador como archivos de Excel para su posterior tratamiento. Se utiliza para ello un programa generado en este trabajo fin de grado. Se ha programado para que se realice una lectura de la presión dinámica cada 0.005 s con el objeto de conseguir los máximos datos posibles y así obtener unos promedios más fiables. No obstante, la lectura de la presión se realiza cada 0.006 s. El retraso de 0.001 s es debido a la parte mecánica de la toma de medidas, que no es instantánea.

5.3. Válvula antirretorno

Las válvulas antirretorno de las que consta la instalación mecánica, tienen una gran capacidad de caudal. La designación de dicha válvula es E AK 4000 – F04. En el esquema de la vista en corte del alzado de la válvula (Figura 43), obtenida del catálogo del fabricante, se pueden observar los diferentes elementos que la componen.

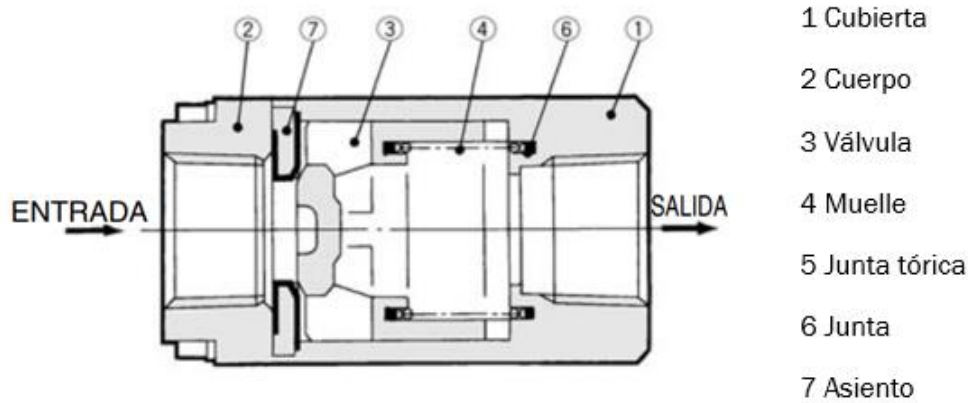


Figura 43. Esquema general de la válvula antirretorno.

La presión máxima de trabajo de la válvula es de 1 MPa y la mínima de 0.025 MPa. La presión mínima de trabajo es demasiado elevada para las presiones que se tienen en los ciclos que se estudian en este trabajo. A medida que avanza el émbolo, el aire se comprime en el interior del cilindro hasta que se alcanzan los 0.025 MPa, instante en el que se abre la válvula permitiendo el paso del aire. Cuando la presión en el interior del cilindro cae como consecuencia de la expulsión del aire, la válvula se vuelve a cerrar otra vez hasta alcanzar la presión mínima de apertura. Debido a esto, cuando se realiza un análisis de un ciclo haciendo uso de las válvulas antirretorno se obtienen unos resultados de presión a la salida del conducto conectado a las mismas con grandes fluctuaciones (Figura 44). Se piensa que los picos que se observan son debidos a los cierres y aperturas de la válvula antirretorno.

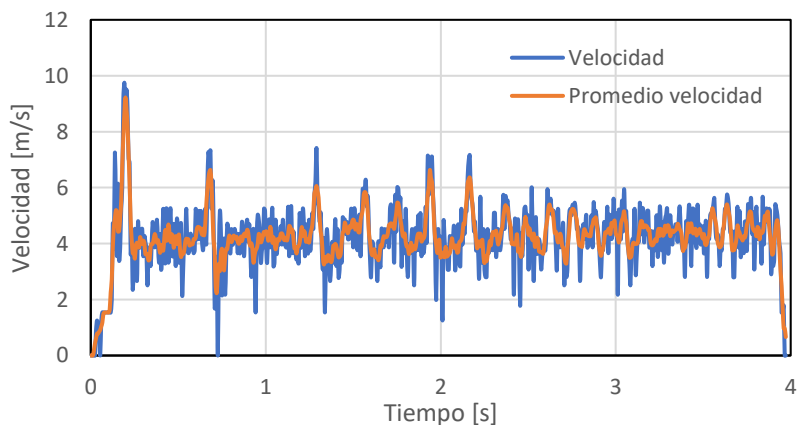


Figura 44. Resultados del ciclo continuo para una velocidad lineal de desplazamiento de los émbolos de 0.042 m/s.

Por tanto, al estar trabajando con presiones menores que la mínima de apertura, para el análisis de los ciclos simulados se prescinde de las válvulas antirretorno. Con esto se evitan las fluctuaciones de presión, y por tanto de velocidad, tan elevadas en la salida del conducto. Además, como todas las válvulas, inevitablemente la válvula genera una pérdida de carga, variable con el caudal que la atraviesa (Figura 45). Esta

pérdida de carga se deberá tener en cuenta para estudios futuros en los que se trabaje con estas válvulas.

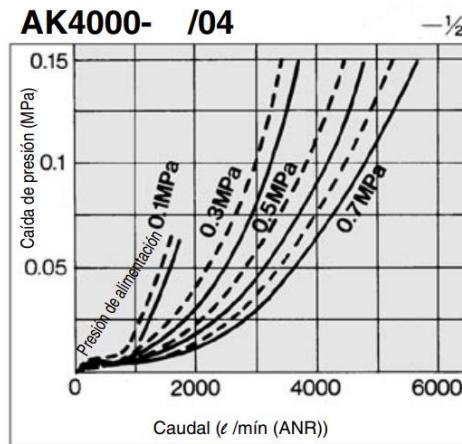


Figura 45. Relación existente entre el caudal [l/min], la caída de presión [MPa] y la presión de alimentación [MPa] de la válvula antirretorno disponible.

5.4. Resultados experimentales

5.4.1. Estudio de la repetitividad del tubo de Prandtl

Para la comprobación de la validez del aparato de medida, se realizan 8 experimentos de la función continua para una velocidad lineal de los émbolos de 0.0416 m/s (Figura 46) (E1-E8), con el objetivo de observar la repetitividad. En color azul se grafican los resultados obtenidos directamente del aparato de medida, donde se puede ver la fluctuación existente, debida a la sensibilidad del tubo de Prandtl. Para obtener una línea suavizada y aproximadamente constante se ha realizado un promedio de la velocidad, que se muestra en color naranja en la gráfica.

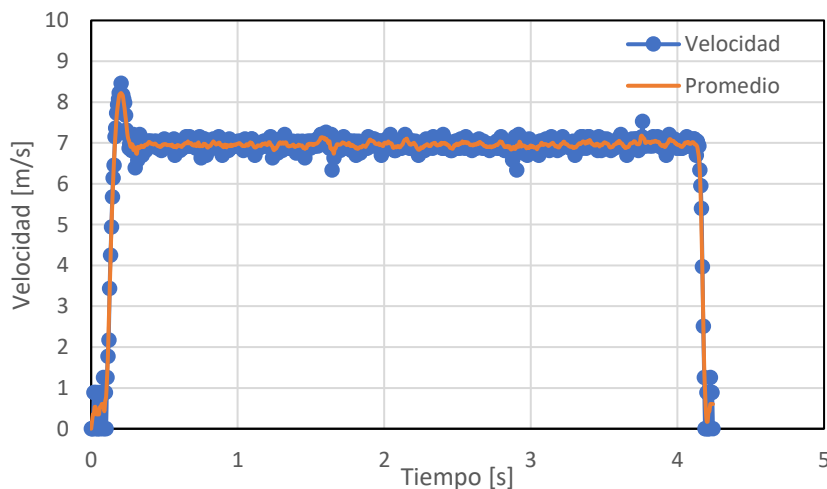


Figura 46. Ciclo utilizado para el estudio de la repetitividad.

Antes de comenzar a realizar el estudio de la repetitividad, se debe comentar que la velocidad que nos debiera haber salido como resultado de las mediciones es de 5 m/s, según los cálculos teóricos. Se desconoce el motivo por el que, para velocidades lineales de los émbolos tan bajas, el resultado obtenido de las mediciones no es el que se obtiene de los cálculos teóricos. En el apartado de comparación de resultados se va a observar cómo con el resto de las velocidades lineales de los émbolos, se obtienen resultados experimentales muy similares a los teóricos.

Los resultados obtenidos (cuando ya se ha alcanzado una velocidad estacionaria) en los 8 experimentos (Figura 47) son muy parecidos, existiendo entre ellos pequeñas diferencias.

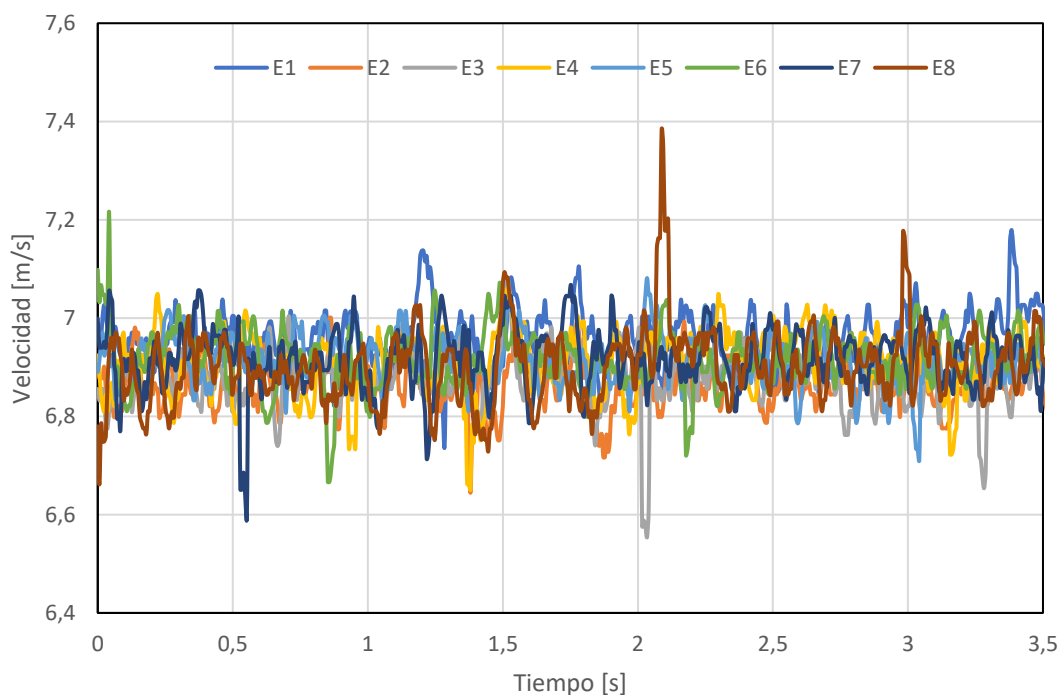


Figura 47. Velocidad del fluido a la salida del conducto a lo largo del tiempo para los 8 experimentos.

Se ha calculado el promedio, la desviación típica, la desviación media y la varianza para cada uno de los experimentos, calculándolo también al final, a modo de conclusión, para los valores promedio de cada experimento. Se presentan en la Tabla 5 las ecuaciones matemáticas que definen cada parámetro (17 – 20), donde N es el número de muestras.

Tabla 5. Parámetros estadísticos estudiados y sus expresiones matemáticas.

PARÁMETRO ESTADÍSTICO	EXPRESIÓN MATEMÁTICA
PROMEDIO	$\bar{X} = \frac{\sum_i^N x_i}{N} \quad (17)$
DESVIACIÓN TÍPICA	$\sigma = \sqrt{\frac{\sum_i^n (x_i - \bar{X})^2}{N}} \quad (18)$
DESVIACIÓN MEDIA	$D_{\bar{X}} = \frac{\sum_i^N x_i - \bar{X} }{N} \quad (19)$
VARIANZA	$\sigma^2 = \frac{\sum_i^n (x_i - \bar{X})^2}{N} \quad (20)$

Se muestran a continuación en la Tabla 6 los valores obtenidos utilizando como muestras los promedios obtenidos para la velocidad en cada uno de los 8 experimentos.

Tabla 6. Resultados obtenidos para los parámetros estadísticos estudiados.

PARÁMETRO ESTADÍSTICO	RESULTADO OBTENIDO
PROMEDIO	6.909
DESVIACIÓN TÍPICA	0.025
DESVIACIÓN MEDIA	0.019
VARIANZA	0.00065

5.4.2. Comparación distintas velocidades lineales de desplazamiento de los émbolos

En este apartado, se van a estudiar dos ciclos, uno con la función continua y otro con la función discontinua, para diferentes velocidades lineales de los émbolos. Se van a ejecutar los ciclos para unas velocidades lineales de los émbolos de 0.0416, 0.0833, 0.166 y 0.25 m/s. El conducto conectado a la salida de los dos cilindros es un tubo largo, de 10 mm de diámetro interior.

Se observa como la velocidad a la salida del conducto es mayor cuanto mayor es la velocidad lineal de los émbolos (Figura 48), y que, por tanto, el tiempo de duración del ciclo es menor cuando mayor es el régimen. Por otra parte, se puede ver que, para las velocidades lineales de los émbolos de 0.0416, 0.0833 y 0.166 rpm la velocidad tiene tiempo de adquirir un valor aproximadamente constante, mientras

que cuando la velocidad es de 0.25 m/s, no hay tiempo suficiente para que la velocidad a la salida se estabilice, observándose por esto una rampa en la gráfica.

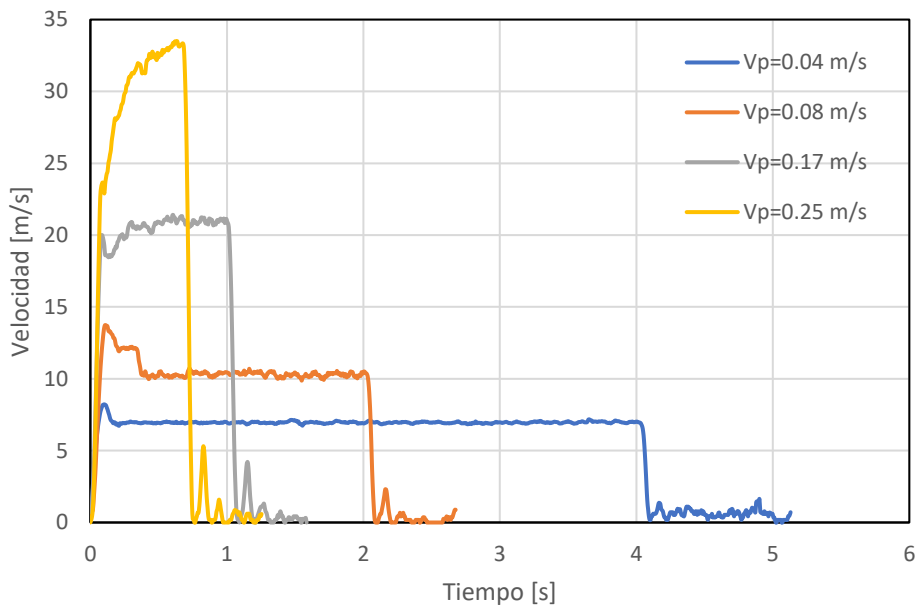


Figura 48. Resultados experimentales de las velocidades de salida por el conducto de aire para el ciclo continuo para diferentes velocidades lineales de los émbolos.

Cuando se ejecuta el ciclo cuyo programa consta de dos secuencias de operaciones, se observa una caída de la velocidad entre el final de una secuencia y el inicio de la siguiente. El motor se detiene al finalizar la primera secuencia de operaciones, y arranca de nuevo para ejecutar la segunda secuencia, por tanto, los émbolos también se paran, haciendo que en el periodo de tiempo de parada la velocidad del aire expulsado por los cilindros disminuya bruscamente. Esta parada del motor se debe a que controlador disponible no es capaz de generar un movimiento continuo en el motor entre una secuencia y otra.

De la misma manera con la que se ha hecho para la función continua, se van a presentar (Figura 49) los resultados obtenidos para las 4 velocidades lineales de los émbolos. Se observa, al igual que en la función continua, que un aumento en la velocidad lineal de los émbolos conlleva a que se alcancen unas velocidades en la salida del conducto mayores, y a que el tiempo de duración del ciclo sea menor. Más adelante se va a realizar un estudio del tiempo de parada del motor entre una secuencia y otra para el ciclo ejecutado en dos secuencias.

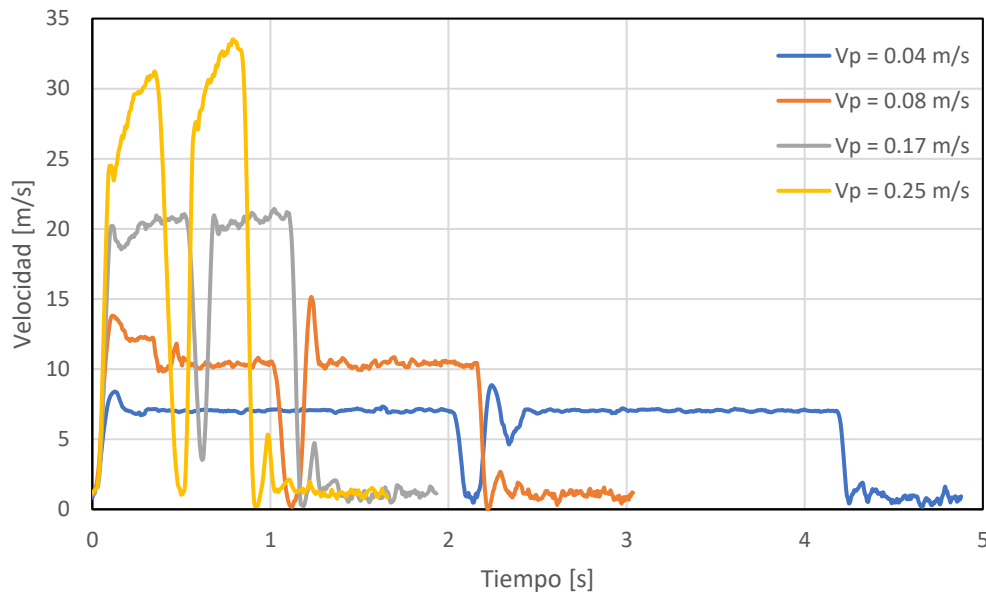


Figura 49. Resultados experimentales de las velocidades de salida por el conducto de aire para el ciclo a trozos para las diferentes velocidades lineales de los émbolos.

Se puede ver de una manera clara (Figuras 48 y 49) que la velocidad a la que se llega instantes después de que se produzca el arranque del motor, es mayor que la que se alcanza en el estado estacionario cuando las velocidades lineales de los émbolos son de 0.0416 y 0.083 m/s. No obstante, se amortigua razonablemente rápido, adquiriendo el valor constante correspondiente a cada velocidad lineal del émbolo.

5.4.3. Comparación función continua y discontinua

Como se ha indicado, el control con el que se ha contado durante la realización de este trabajo no permite la realización de un movimiento continuo cuando el programa que se ejecuta tiene más de una secuencia de operaciones. Entre cada secuencia de operaciones, el motor se para un instante de tiempo (razonablemente pequeño, pero suficiente para que se note la parada) y arranca de nuevo para ejecutar la secuencia siguiente.

Es posible determinar el tiempo de parada y la forma con la que esta se efectúa en el tiempo. Para ello se han ejecutado dos programas, ambos con una velocidad lineal de los émbolos de 0.0416 m/s y siendo la carrera efectuada por los pistones la misma. El primer programa solo consta de una secuencia de operaciones, mientras que el segundo consta de dos secuencias de operaciones, no habiéndose programado ningún tiempo de parada entre las dos secuencias.

Se presentan los resultados obtenidos para ambos ciclos (Figura 50), con el objetivo de observar cómo debido al tiempo de parada del motor, existe un desplazamiento

de la curva del ciclo programado en dos secuencias hacia la derecha y por tanto, una mayor duración del ensayo.

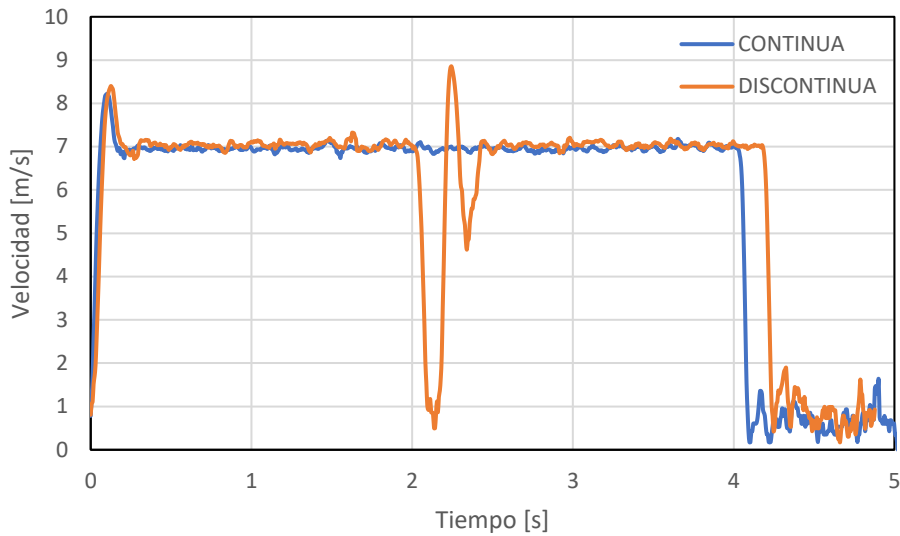


Figura 50. Comparación de la función continua y discontinua para una velocidad lineal de los émbolos de 0.042 m/s.

Se va a determinar el periodo de tiempo de parada del motor, o lo que es lo mismo, el tiempo de retraso del sistema. Para ello se va a utilizar la diferencia de tiempos existente entre el fin del ciclo para la función continua y el fin del ciclo para la función discontinua. Se realiza un zoom a la zona de interés (Figura 51) para poder observar mejor la distancia temporal. Se llega a la conclusión, de que el tiempo de parada es de 0.15 s.

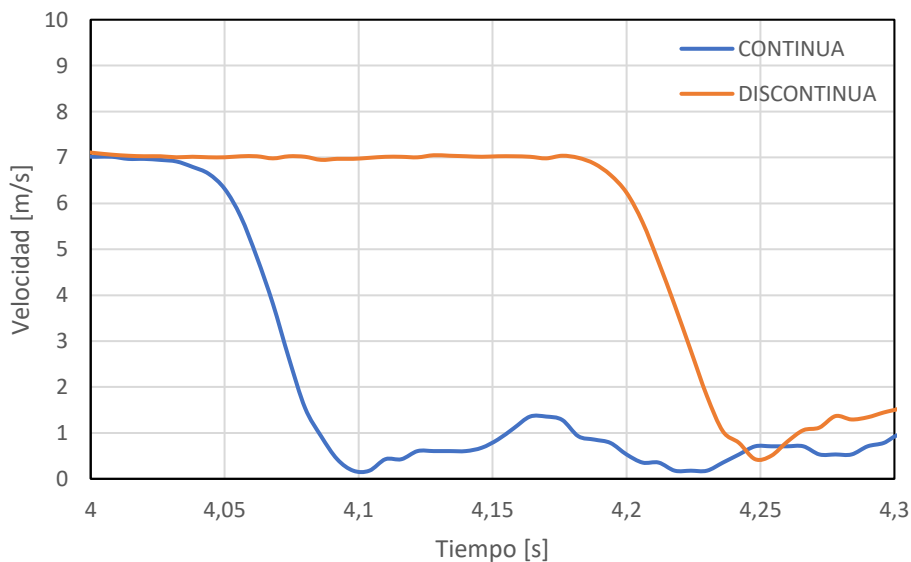


Figura 51. Retraso temporal en la finalización del ciclo programado con dos secuencias de operaciones para una velocidad lineal de los émbolos de 0.042 m/s.

Para la correcta simulación de las curvas características de la tos y el estornudo (Figuras 25 y 28) se requiere ejecutar un programa con un número elevado de secuencias, debido a que tienen una gran variación de los caudales instantáneos a lo largo del tiempo que dura el evento respiratorio. Con el control del que se dispone durante la realización de este trabajo, no es posible ejecutar un ciclo en el que se tengan velocidades lineales de desplazamiento de los émbolos no uniformes, pero continuas. Por tanto, no se han podido ejecutar las funciones generadas para la simulación de un estornudo o una tos. Una conclusión a la que se llega con esto es que, para hacer las simulaciones de los eventos respiratorios, se debe cambiar el control por uno que permita realizar movimientos continuos, sin que el motor se pare entre una secuencia y la posterior.

5.4.4. Simulación numérica

Se va a utilizar el programa de simulación AVL BOOST para simular los ciclos que se han estudiado de forma experimental. Se va a crear un modelo que representa de una forma realista la instalación mecánica que se ha diseñado y construido en este trabajo fin de grado. El programa tiene en cuenta los posibles efectos de compresibilidad del fluido en el interior del cilindro o del conducto a través del cual circula el aire antes de ser expulsado al ambiente, por lo que los resultados que se obtienen presentan una elevada precisión.

Hay parámetros que, aunque se pueden configurar, se van a pasar por alto debido a que son poco relevantes en lo referente a los ciclos que se van a estudiar, como por ejemplo el material del que está hecho el conducto y su rugosidad, y se pondrán las que vienen por defecto en el programa. Debido a las bajas presiones con las que se ha trabajado durante la ejecución de los ensayos realizados, no se ha tenido en cuenta la compresibilidad del conducto. Para la realización del cálculo de los resultados, el programa resuelve las ecuaciones generales de la mecánica de fluidos como la de conservación de la masa, la conservación de la cantidad de movimiento y la conservación de energía.

El modelo que se ha creado (Figura 52) consta de un cilindro con un pistón con la capacidad de los dos cilindros de los que consta la instalación experimental (ya que sus conductos de salida confluyen en uno en la instalación construida), y de un conducto en la sección de salida del cilindro de 10 mm de diámetro y 2000 mm de longitud.

Se deben indicar en cada elemento las condiciones de contorno iniciales, las cuales, como es evidente, influirán de manera notable en los resultados obtenidos. En el instante inicial, se impone una presión en el interior del cilindro y del conducto de 1 bar y una temperatura de 25 °C. También se deben indicar las condiciones en la salida del conducto de aire, que serán también las del ambiente, por lo que se impone que en la sección de salida la presión es de 1 bar y la temperatura de 25 °C.

Para la obtención de las medidas, se han puesto 5 puntos de medida a lo largo de la tubería, separados entre ellos 500 mm, los cuales se designan en el modelo con las siglas MP, que viene de “Measuring Point”. El MP1 se encuentra en la sección en la que se une la salida del cilindro con el conducto, llegando de manera sucesiva hasta el MP5 que se encuentra en el extremo aguas debajo del conducto. Con esto se consigue ver la variación de los parámetros estudiados a lo largo de la tubería.

Al cilindro se le designa como VP1, al conducto con el número 1, y al elemento donde se introducen las condiciones de contorno al final del conducto como SB1, nombres que pone por defecto el programa y que no se pueden cambiar.

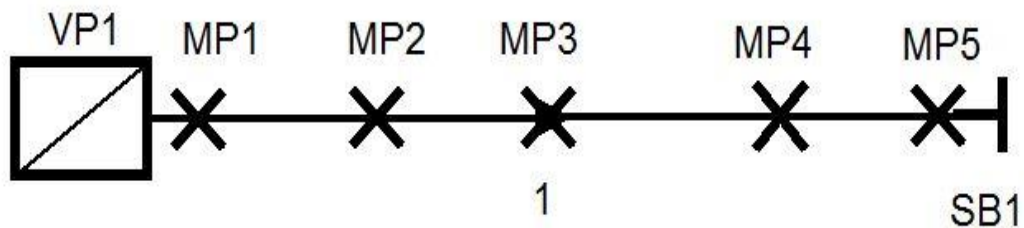


Figura 52. Modelo creado en el BOOST para la simulación de los diferentes ciclos.

Los ciclos que se van a analizar son los que se han estudiado de forma experimental en el laboratorio para las velocidades lineales de los émbolos de 0.042, 0.083 y 0.166 m/s. Al cilindro se le introduce la variación del volumen interior a lo largo del tiempo, que al fin y al cabo es la velocidad de desplazamiento lineal de los vástagos. El desplazamiento lineal que realizan los émbolos en el interior de los cilindros para los tres ciclos es de 170 mm, por lo que el volumen de aire desalojado es el mismo para los 3 ciclos a estudiar. Lo que varía en cada ciclo es la velocidad lineal de los émbolos, y, por tanto, su tiempo de ejecución.

Se introducen las variaciones del volumen interior de los cilindros a lo largo del tiempo (Figura53) que tiene que realizar el émbolo del cilindro. Como se puede observar, debido a que la carrera admisible de los émbolos por el cilindro es de 200 mm, cuando acaba el ciclo aún queda el volumen correspondiente a los 30 mm de la carrera disponible en el interior del cilindro.

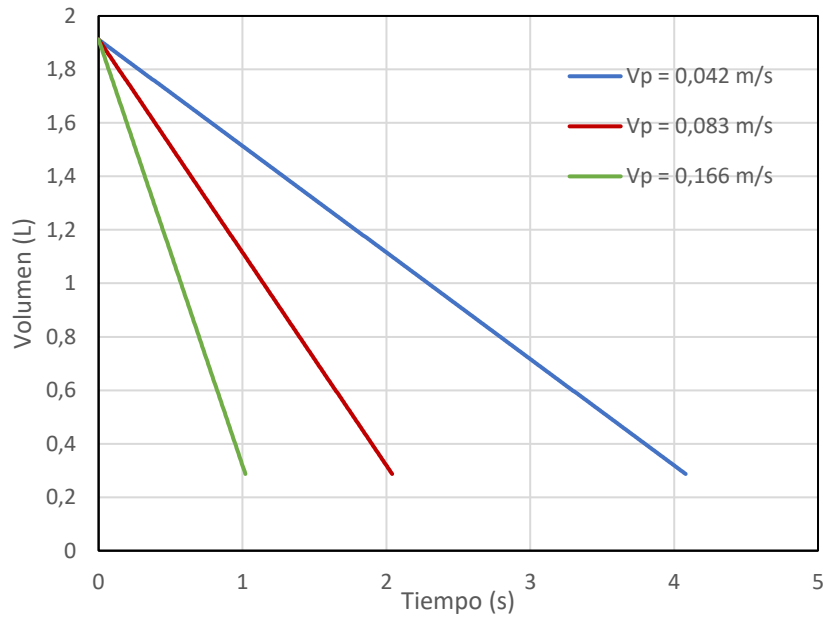


Figura 53. Evolución temporal del volumen de aire en el interior del cilindro para cada uno de los tres ciclos estudiados.

Las investigaciones que se van a realizar con la instalación experimental diseñada y construida en este trabajo fin de grado, se van a centrar en la velocidad a la salida de la boca de un maniquí, por lo que se debe prestar especial interés a la velocidad en la salida del conducto conectado a los cilindros. Se realiza un análisis de la velocidad en el punto de medida 5 (MP5) para poder observar su evolución temporal a lo largo del ciclo (Figura 54), para las diferentes velocidades lineales de los émbolos.

Se observa cómo la velocidad en la salida del conducto de aire alcanza un valor estacionario al final del ciclo ejecutado, siendo este mayor cuanto mayor es la velocidad lineal de los émbolos. Por otra parte, se aprecia que en los primeros instantes del ciclo la velocidad alcanza un máximo global, siendo más acentuado cuanto mayor es la velocidad lineal de los émbolos. Esto se debe, como se va a ver más adelante, a una sobrepresión. También se puede ver cómo el valor de la velocidad alcanza un valor constante después de pasar por un periodo de amortiguamiento. Este periodo es tanto mayor cuanto menor es la velocidad lineal de los émbolos.

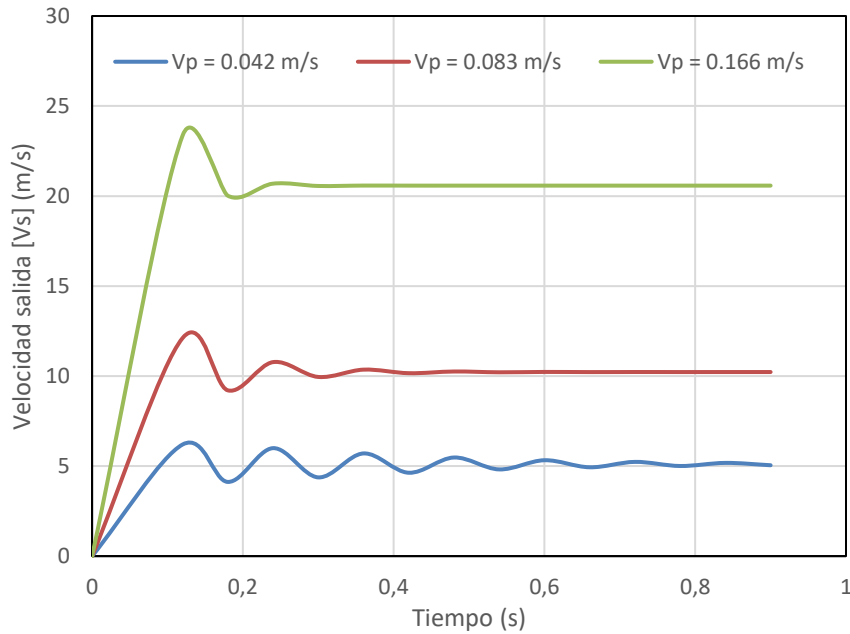


Figura 54. Evolución temporal de la velocidad de salida a través del conducto de aire para cada velocidad lineal del émbolo.

Por otra parte, se ha realizado el estudio de la evolución temporal del número adimensional resultante de la división de la velocidad de salida entre la velocidad lineal del émbolo en el interior del cilindro (Figura 55). Se observa cómo fluctúan los 3 números adimensionales entorno al mismo valor, adquiriendo un valor constante tras un proceso de amortiguamiento. Se observa cómo el tiempo necesario para el amortiguamiento es mayor cuanto menor es la velocidad lineal de los émbolos.

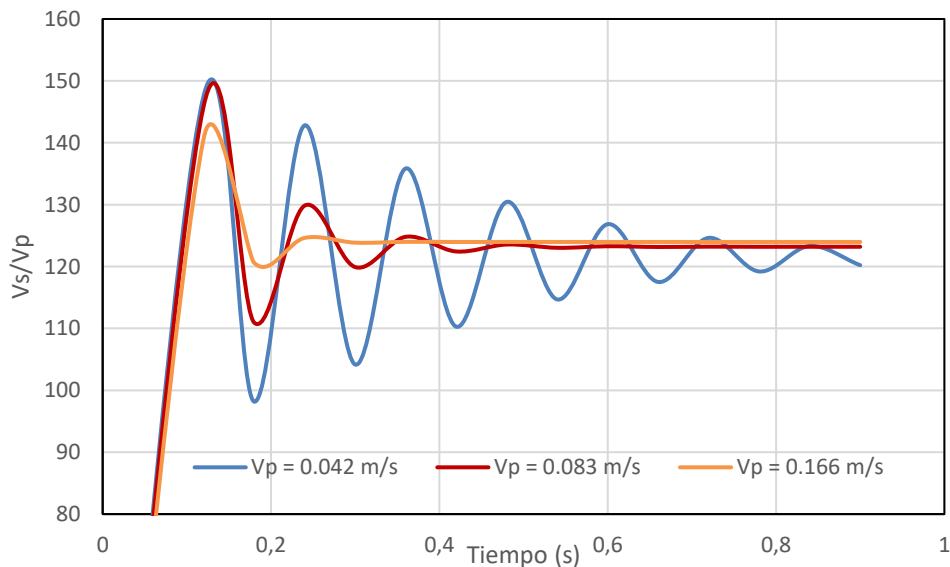


Figura 55. Evolución temporal del número adimensional V_s/V_p para cada una de las velocidades lineales del émbolo.

Con el objetivo de ver el posible efecto de compresibilidad del aire en el interior del conducto de aire, se ha realizado un análisis de las presiones existentes en cada una de las secciones en las que hay un punto de medida (Figura 56). Se ha estudiado para el ciclo en el que la velocidad lineal de los émbolos es de 0.166 m/s, debido a que es la mayor, por lo que mayores van a ser las pérdidas de carga y los posibles efectos de compresibilidad. Con este análisis también se demuestra que existe una pérdida de carga en el interior del conducto debido a la rugosidad de las paredes, ya que la presión en el interior del conducto va disminuyendo a medida que el flujo de aire avanza.

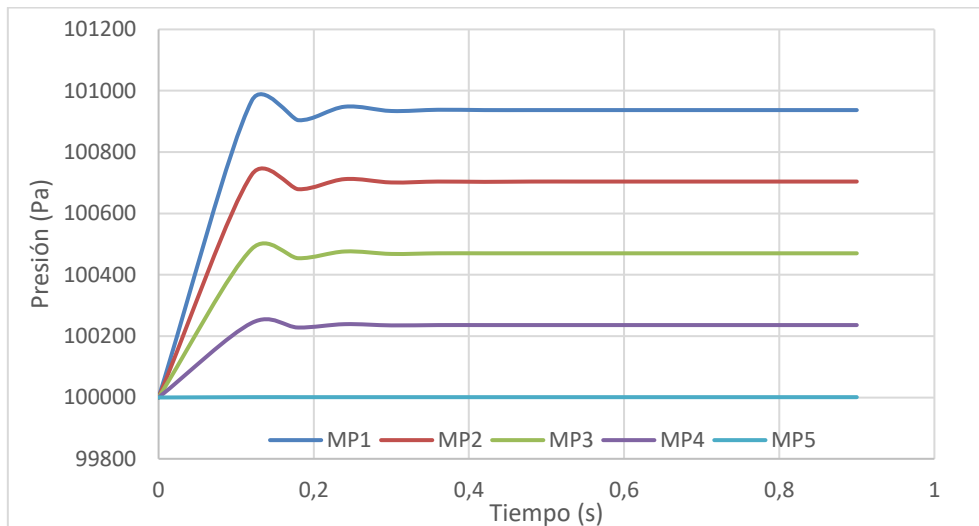


Figura 56. Evolución temporal de la presión en las diferentes secciones donde se encuentran los puntos de medida para una velocidad lineal de los émbolos de 0.166 m/s.

Se puede observar (Figura 56) cómo en los primeros instantes del ciclo existe una sobrepresión, que en las gráficas se entiende como un máximo global. La amplitud de este máximo global es tanto mayor cuanto más próximo está el punto de medida al conducto a través del cual expulsa el aire el cilindro. Esto pone de manifiesto cómo amortigua y condiciona el flujo la longitud del conducto.

Como se ha indicado anteriormente, en investigaciones futuras, se va a disponer del maniquí de la cabeza humana, que se va a conectar al dispositivo mecánico mediante tuberías. Como existe la posibilidad de que el maniquí no se encuentre cerca del dispositivo mecánico, es posible que hagan falta tuberías de gran longitud para realizar la conexión de ambas partes de la instalación. Es por esto por lo que se le debe prestar especial atención al efecto de la longitud del tubo en las presiones a en el interior y las velocidades en la salida del conducto.

Se ha realizado un análisis del efecto de la longitud del tubo en la presión del aire en el interior y en la velocidad en la salida del conducto, para el ciclo con una velocidad lineal de los émbolos de 0.166 m/s. Las longitudes del tubo que se han analizado son 12 m, 24m y 48m.

Se ha analizado la evolución temporal de la presión en el punto de medida 4 (MP4) para cada una de las longitudes del conducto (Figura 57). Se observa que para una longitud del conducto de 12 m no existen fenómenos de compresibilidad, debido a que el valor de la presión adquiere un valor constante a lo largo de todo el ciclo. Sin embargo, para las longitudes de 24 y 48 m aparecen fenómenos de compresibilidad, ya que la presión aumenta a medida que aumenta el tiempo. Estos fenómenos de compresibilidad influirán de manera notable en la evolución temporal de la velocidad en la sección final salida del conducto, y por tanto la velocidad de descarga del aire al ambiente.

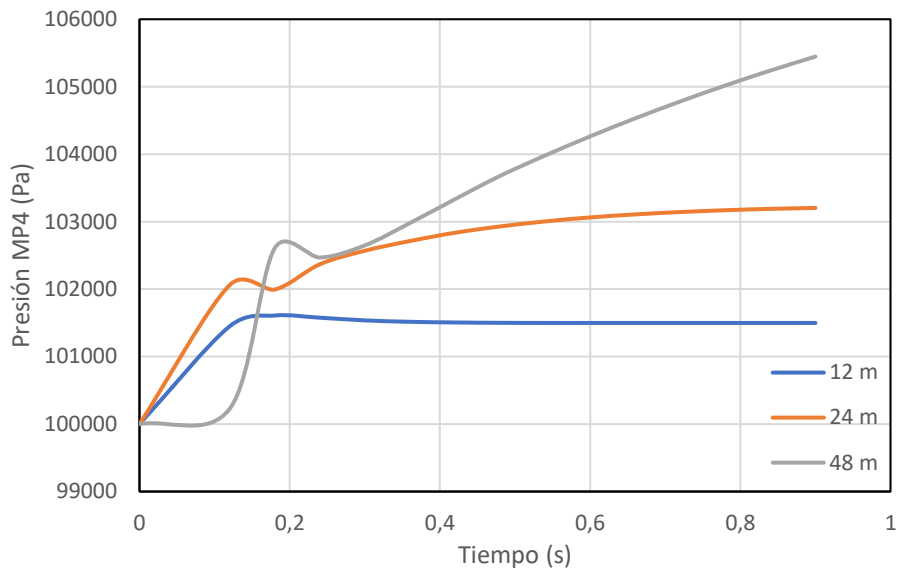


Figura 57. Evolución temporal de la presión en el punto de medida 4 en función de las longitudes del conducto para una velocidad lineal de los émbolos de 0.166 m/s.

Como se ha indicado, lo que verdaderamente interesa para el correcto desarrollo de las futuras investigaciones que se desarrollen con el dispositivo experimental diseñado y construido en este trabajo fin de grado, es la velocidad a la que el aire es descargado a través del conducto al ambiente. Por tanto, se analizan las velocidades alcanzadas en la salida del conducto para las diferentes longitudes del tubo (Figura 58). Se observa cómo la velocidad en la salida del conducto adquiere el menor valor cuando se tiene una longitud de conducto de 48 m. Sin embargo, adquiere el mayor valor cuando la longitud de conducto es de 24 m, en vez de hacerlo cuando la longitud del conducto es la menor. La diferencia entre las velocidades mayor y menor es de 1.81 m/s. Esta diferencia se debe tener en cuenta a la hora de programar las curvas características, para que a través de la sección de salida del conducto salgan las velocidades deseadas, y no una diferente debido a los efectos de compresibilidad del fluido en el interior del conducto.

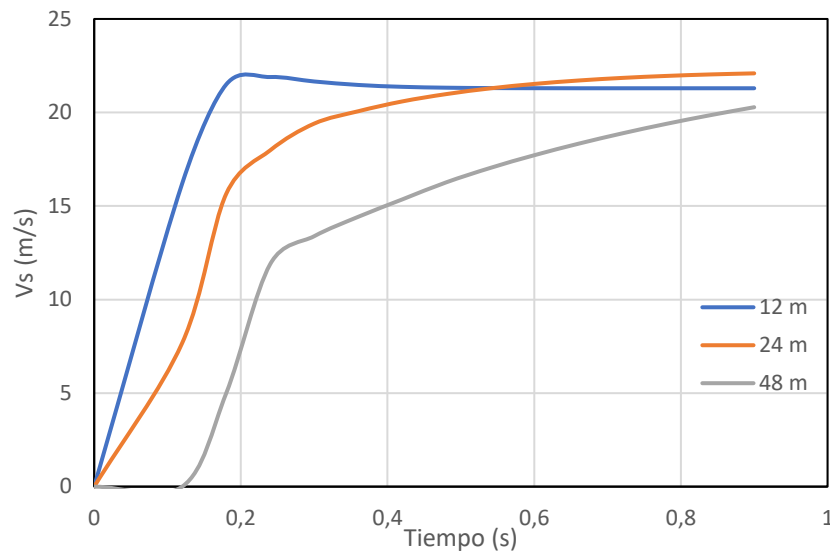


Figura 58. Evolución temporal de la velocidad de salida para las diferentes longitudes del conducto, para una velocidad lineal de los émbolos de 0.166 m/s.

5.4.5. Comparación resultados teóricos y experimentales

En este apartado se comparan los resultados obtenidos en el análisis teórico, el experimental y el numérico del ciclo continuo para las diferentes velocidades lineales de los émbolos.

Se observa cómo los resultados numéricos y teóricos coinciden (Figura 59), con la diferencia de que en el resultado de análisis numérico realizado con BOOST se observa un proceso de amortiguación entorno al valor constante que al final del ciclo se alcanza. Sin embargo, el resultado experimental no coincide con el teórico y el numérico. Esto puede deberse a la baja velocidad lineal de los émbolos, ya que, para las otras dos velocidades lineales de los émbolos, como se ve a continuación, coinciden perfectamente. Se piensa que no se debe a un error de medida, ya que para esta velocidad lineal de los émbolos se ha realizado el estudio de la repetitividad, y como se ha visto anteriormente, en todas las medidas ha salido una velocidad del orden de 6.9 m/s.

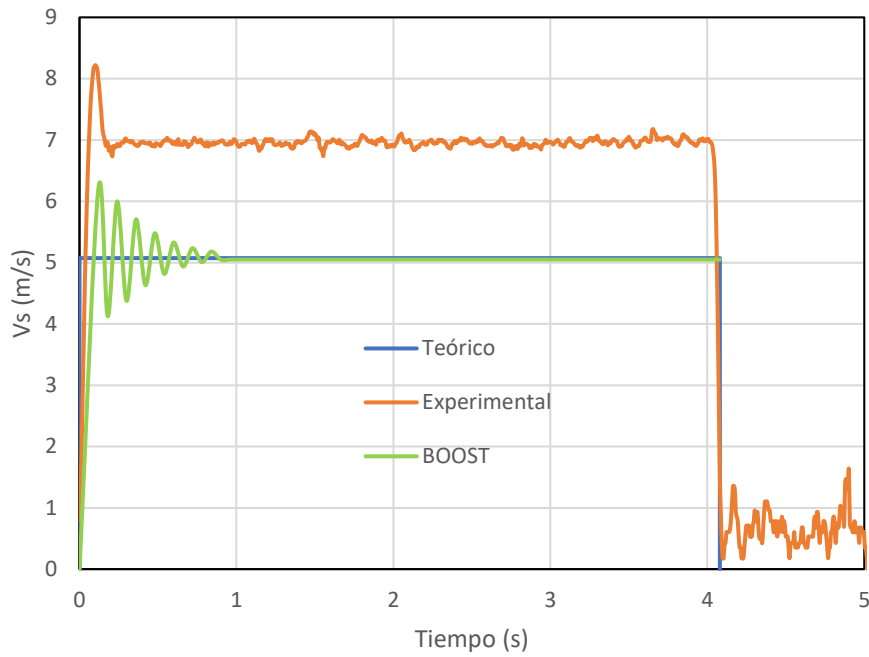


Figura 59. Evolución temporal de la velocidad de salida: teórica, experimental y numérica, del conducto de aire para el ciclo continuo con una velocidad lineal de los émbolos de 0.042 m/s.

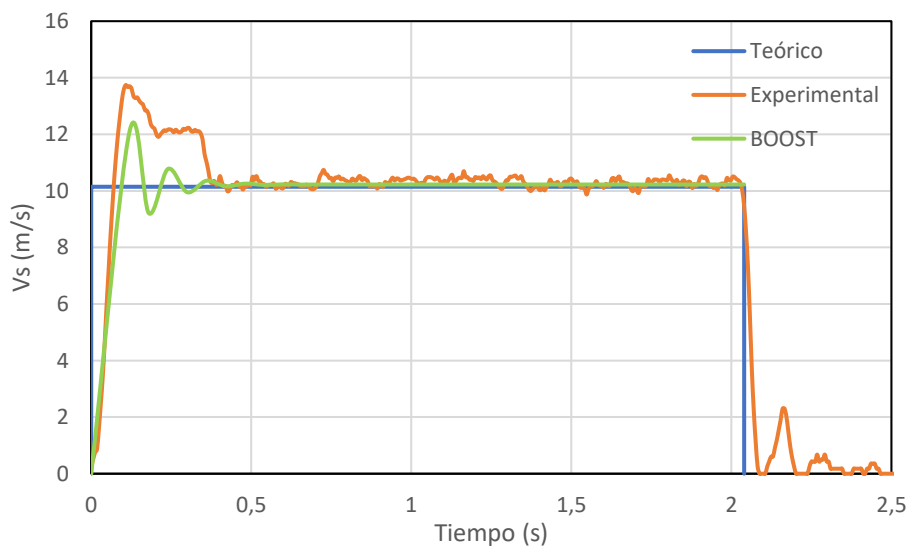


Figura 60. Evolución temporal de la velocidad de salida: teórica, experimental y numérica, del conducto de aire para el ciclo continuo con una velocidad lineal de los émbolos de 0.083 m/s.

Para el ciclo ejecutado con una velocidad lineal de los émbolos de 0.083 m/s, se observa cómo la velocidad adquiere un valor constante entorno de 10 m/s en los 3 análisis (Figura 60), observándose tanto en el experimental como en el numérico la existencia de un máximo global de la velocidad en los primeros instantes del ciclo. Como se ha comentado anteriormente, se debe a una sobrepresión. Para el ciclo ejecutado con una velocidad lineal de los émbolos de 0.166 m/s, también se puede ver cómo los valores adquiridos de la velocidad a la que es expulsado el aire del conducto adquieren el mismo valor en los 3 análisis realizados (Figura 61).

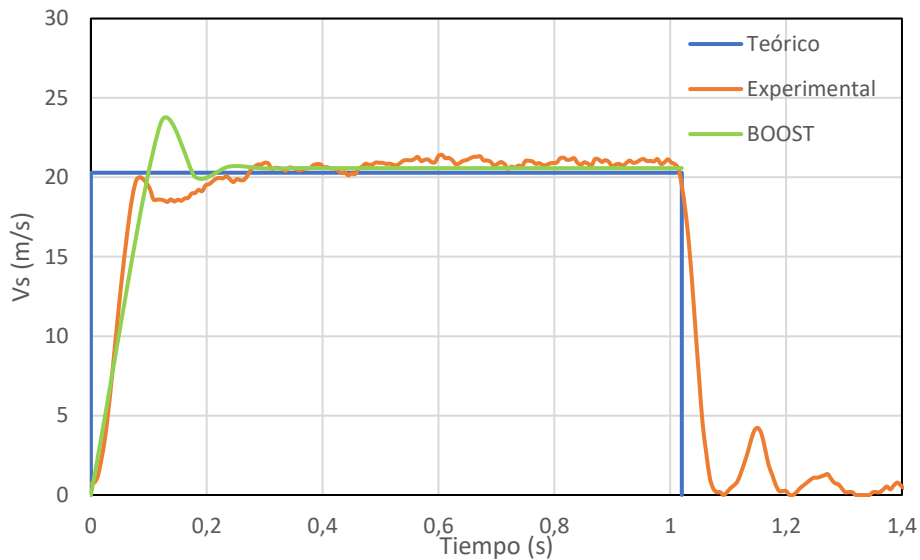


Figura 61. Evolución temporal de la velocidad de salida: teórica, experimental y numérica, del conducto de aire para el ciclo continuo con una velocidad lineal de los émbolos de 0.166 m/s.

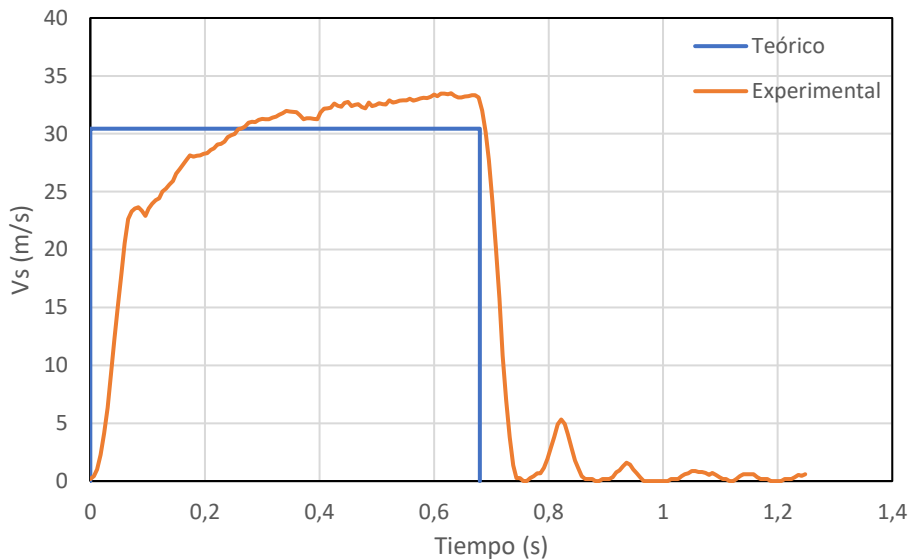


Figura 62. Evolución temporal de la velocidad de salida: teórica y experimental, del conducto de aire para el ciclo continuo con una velocidad lineal de los émbolos de 0.25 m/s.

Como se ha indicado en el apartado de simulación numérica, no se ha podido ejecutar el ciclo correspondiente a una velocidad lineal de los émbolos de 0.25 m/s, por lo que en solo se han podido comparar los resultados experimentales y teóricos para este ciclo. Se observa (Figura 62) cómo la velocidad del aire en la salida del conducto no logra adquirir un valor constante a lo largo del tiempo que dura el ciclo, por eso se observa una rampa creciente hasta que se produce la parada de los émbolos, y cae hasta llegar a 0 m/s.

6. ANATOMÍA Y MODELO DEL SISTEMA RESPIRATORIO HUMANO

Las red de conductos y cavidades que componen el sistema respiratorio humano tienen geometrías muy complejas y los diámetros y longitudes son muy variables. Además, la rugosidad y los revestimientos con los que están recubiertos las superficies internas son muy variables de una parte a otra.

Esa compleja geometría influye de manera determinante en las propiedades y características del flujo de aire que es exhalado como resultado de los eventos respiratorios. El flujo de aire que sale de los pulmones viene guiado e influenciado por esa geometría.

Por tanto, para caracterizar de una manera más realista el flujo de aire exhalado durante los distintos eventos respiratorios sería conveniente disponer de un maniquí de una cabeza humana en el que se tengan las cavidades y conductos, lo más aproximadas a la realidad posible, que definen el tracto respiratorio humano.

Los conductos de inhalación y exhalación de aire de los maniquíes de los que se dispone en la Universidad de Córdoba (España) son circulares, por lo que el flujo de aire en la salida está muy condicionado por estos. Con el objetivo de poder realizar investigaciones experimentales futuras más realistas, en este trabajo fin de grado se ha generado un sólido del tracto respiratorio humano a partir de las imágenes médicas obtenidas mediante un escáner y se ha diseñado un prototipo de una cabeza humana con las cavidades y conductos reales que definen las vías superiores del tracto respiratorio.

A continuación, se describen unas nociones básicas de la anatomía y fisiología del sistema respiratorio, con el objetivo de probar la complejidad y variabilidad de las características de las diferentes partes.

6.1. Anatomía del aparato respiratorio

El aparato respiratorio está compuesto por la cavidad oral, cavidad nasal, faringe, laringe, tráquea, bronquios y pulmones. El sistema se divide en dos partes (Figura 63), las vías respiratorias superiores, que comprenden las cavidades oral y nasal, la faringe y las estructuras acompañantes, y por otra parte las vías respiratorias inferiores, en las que se incluyen la laringe, tráquea, bronquios y pulmones. [42]

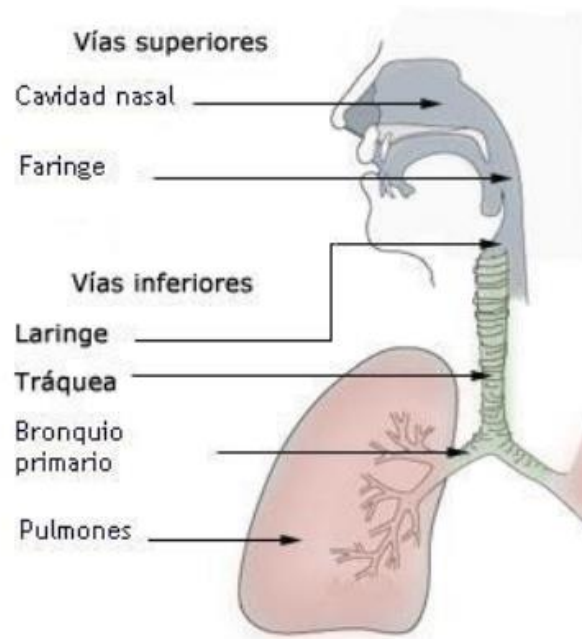


Figura 63. Vías superiores e inferiores del sistema respiratorio humano. [43]

En las siguientes líneas, se va a realizar una descripción de cada una de las partes del sistema, para poder comprender el contenido de este trabajo.

Nariz y cavidad nasal

Forman la principal abertura externa del sistema respiratorio, siendo la primera sección de las vías respiratorias del cuerpo humano. La nariz, hecha de cartílago, hueso, esqueleto fibroso, músculo y piel [44] sostiene la porción anterior de la cavidad nasal. La cavidad nasal tiene varias funciones, entre las que se encuentran la de calentar, humectar y filtrar el aire que se introduce en el cuerpo, antes de que éste llegue a los pulmones.

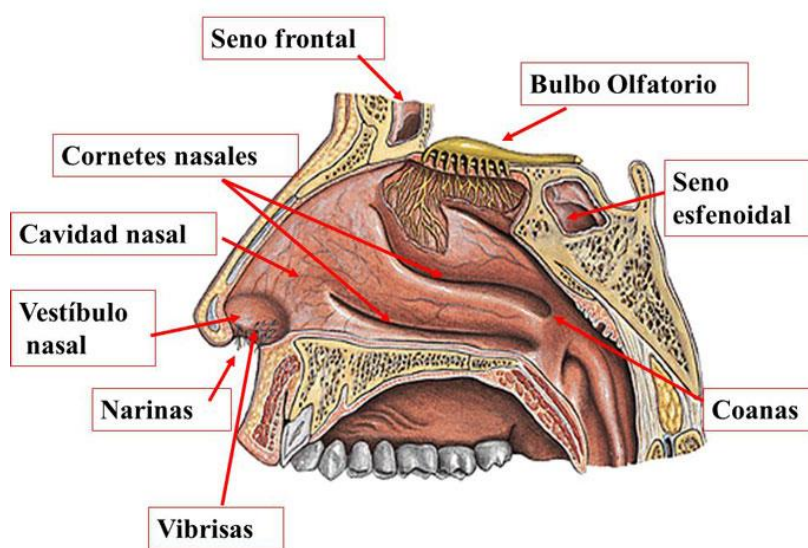


Figura 64. Partes que conforman la cavidad nasal.

Cuando el aire sale a través de la nariz, devuelve la humedad y el calor a la cavidad nasal, antes de ser exhalado al medio ambiente. Las cavidades nasales se comunican con la nasofaringe [45] a través de dos aberturas, denominadas coanas (Figura 64).

Dada la geometría compleja de la cavidad nasal, se tienen secciones transversales muy diferentes (Figura 65) en función de la ubicación dentro de la misma. Por tanto, el flujo de aire que atraviesa esta cavidad durante las diferentes actividades respiratorias está sujeto a cambios de dirección y cambios en las secciones de paso. Debido a las variaciones que presenta el flujo a través de esta vía, se tiene un flujo en régimen turbulento.

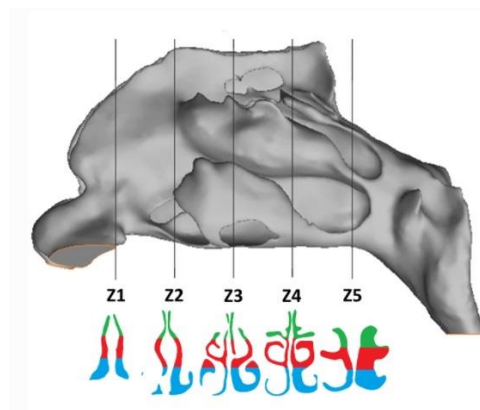


Figura 65. Secciones de la cavidad nasal en seres humanos en diferentes planos de corte coronales. [46]

La geometría que poseen las paredes que delimitan la cavidad nasal son muy complejas. Como se va a explicar en la sección 6.3, se ha generado un modelo sólido de las vías superiores del sistema respiratorio humano a partir de las imágenes médicas procedentes de un escáner. Se observa (Figura 66) la similitud que presenta la geometría del modelo con la geometría real de la cavidad nasal de un ser humano.

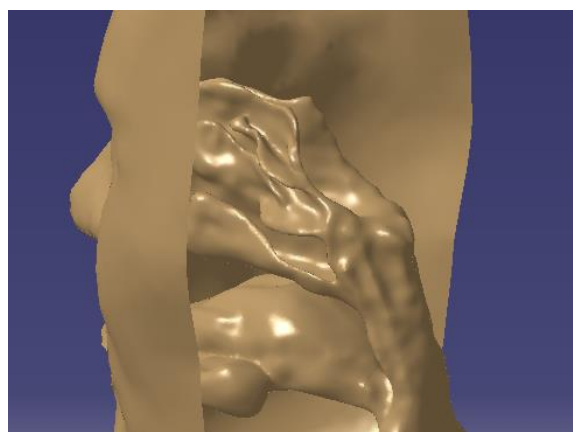


Figura 66. Paredes de la cavidad nasal del modelo procedente de la nube de puntos.

Mediante la técnica de Tomografía Computada, se pueden obtener imágenes de las secciones de la cavidad nasal que presentan los seres humanos. Se puede observar (Figura 67) una sección coronal de la cavidad nasal real, obtenida mediante la técnica de Tomografía Computada.



Figura 67 Tomografía realizada por un plano coronal de la cavidad nasal de un ser humano.

Cavidad oral

Es la abertura externa secundaria del tracto respiratorio. La cavidad oral es utilizada para complementar o reemplazar las funciones de la cavidad nasal cuando sea necesario, por ejemplo, cuando se tose o se estornuda. La cavidad oral presenta una geometría determinante de las características del flujo exhalado a través de esta. En la cavidad oral se encuentran los dientes y la lengua, que influyen en las características del flujo a la salida de la boca de un ser humano.

Faringe

La faringe es un conducto fusiforme a través del cual pasa el aire durante las actividades respiratorias. La faringe forma parte de dos sistemas de órganos, el tracto gastrointestinal y el sistema respiratorio [47]. La faringe está formada por tres partes (Figura 68), que son la nasofaringe, la orofaringe y la laringofaringe (también denominada hipofaringe) [48]. Tiene una longitud media de 13 centímetros (dependiente de la persona, del sexo y de la edad). Se sitúa en el plano posterior a las cavidades oral y nasal, y llega hasta la laringe. La pared de la faringe está compuesta de músculos y presenta un revestimiento de mucosa.

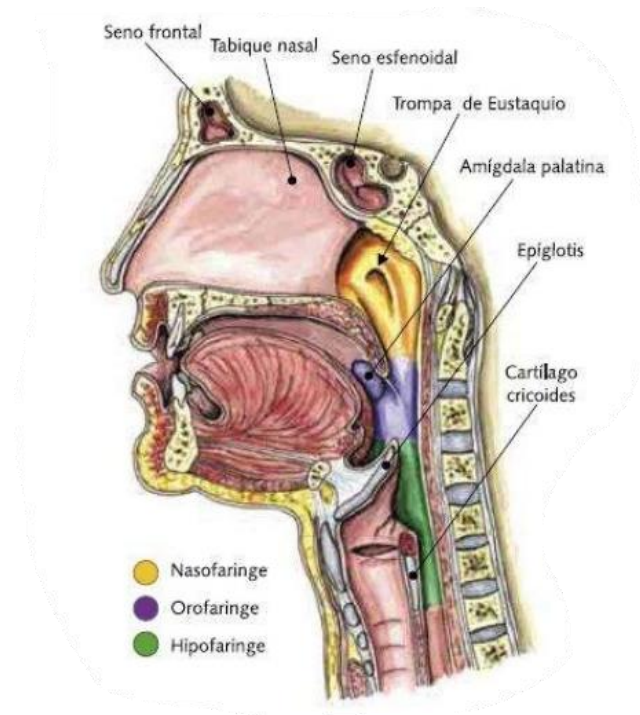


Figura 68. Faringe y partes que la conforman en los seres humanos. [49]

Laringe

La laringe [42] es una estructura túbulo-cartilaginosa, que conecta la parte inferior de la faringe con la tráquea. Formada por el hueso hioides, por nueve cartílagos articulados unidos por músculos y membranas (como son la epiglotis y el tiroides) y la Glotis. La glotis está conformada por tres estructuras anatómicas, que son la epiglotis en la zona superior (cuerdas vocales falsas), la glotis en la zona media (cuerdas vocales verdaderas) y la subglotis en la zona más inferior. A continuación (Figura 69) se puede observar un dibujo de la laringe.



Figura 69. Laringe y partes que la conforman en los seres humanos.

Tráquea

La tráquea es un conducto fibrocartilaginoso, oblicuo hacia abajo y hacia atrás [50], que conduce el flujo de aire respiratorio desde la laringe hasta los bronquios durante la inspiración, y desde los bronquios hasta la laringe durante la espiración. Tiene una longitud aproximada de 12 centímetros y un diámetro también aproximado de 2 centímetros (dependientes ambas dimensiones de la persona, del sexo y de la edad).

Es móvil y flexible, debido a la articulación fibrosa que posee, la cual está formada por 20 anillos cartilagosos abiertos hacia atrás [50]. Estos anillos permiten que el conducto esté abierto en todo momento, permitiendo así el paso del flujo de aire respiratorio. Su función principal, es proporcionar la vía aérea despejada, para que el aire pueda entrar y salir de los pulmones. Se puede observar (Figura 70) un dibujo representativo de la tráquea.

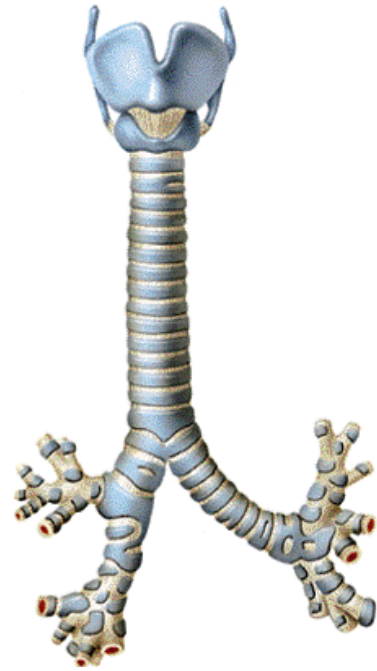


Figura 70. Tráquea en los seres humanos.

Bronquios y bronquiolos.

La vía aérea, se divide en dos ramas, izquierda y derecha, en el extremo final de la tráquea. Estas dos ramas, conocidas como bronquios primarios, llegan una a cada pulmón, donde se ramifican en bronquios secundarios más pequeños. De la misma manera, los bronquios secundarios, se ramifican en bronquios terciarios, y éstos, se dividen en bronquiolos más pequeños, extendiéndose por los pulmones. Cada bronquiolo se divide a su vez, en lo que se denominan bronquiolos terminales. Estos bronquiolos terminales, conducen el aire a los alvéolos de los pulmones. La estructura de las paredes de las vías respiratorias cambia como consecuencia de estas divisiones.

Pulmones.

Los pulmones son dos órganos grandes. Se aloja dentro de la caja torácica sobre el diafragma (Figura 71). El pulmón derecho es el de mayor tamaño. [42]

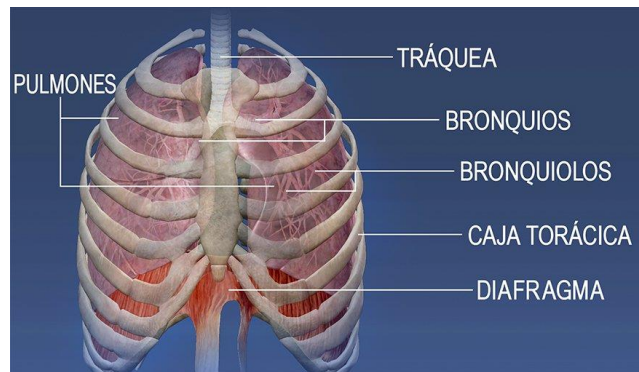


Figura 71. Pulmones, caja torácica y diafragma en los seres humanos.

Cada pulmón se encuentra rodeado de una membrana pleural, que proporciona un espacio para que el pulmón se pueda expandir, en el ciclo respiratorio. También tienen un espacio, donde la presión es menor que la presión del ambiente donde se encuentra el ser humano, que permite que los pulmones se llenen de aire mientras se relajan. A continuación, se muestra el resultado de una tomografía de los pulmones de un ser humano (Figura 72) donde se puede ver la geometría real de los pulmones en los seres humanos, apreciándose también los bronquios y su unión con la tráquea.



Figura 72. Imagen procedente de una tomografía de los pulmones.

6.2. Secciones cavidad nasal (modelo)

Una vez se han descrito unas nociones básicas sobre la anatomía del sistema respiratorio humano, y se ha visto la geometría compleja que tiene la cavidad nasal, se van a presentar varias secciones (cortes coronales) de la cavidad nasal, para entender y observar de una forma sencilla las cavidades que atraviesa el flujo de aire respiratorio, en su paso por dicha cavidad. Las secciones que se presentan se han obtenido del modelo 3D que se describe en la sección 6.3.

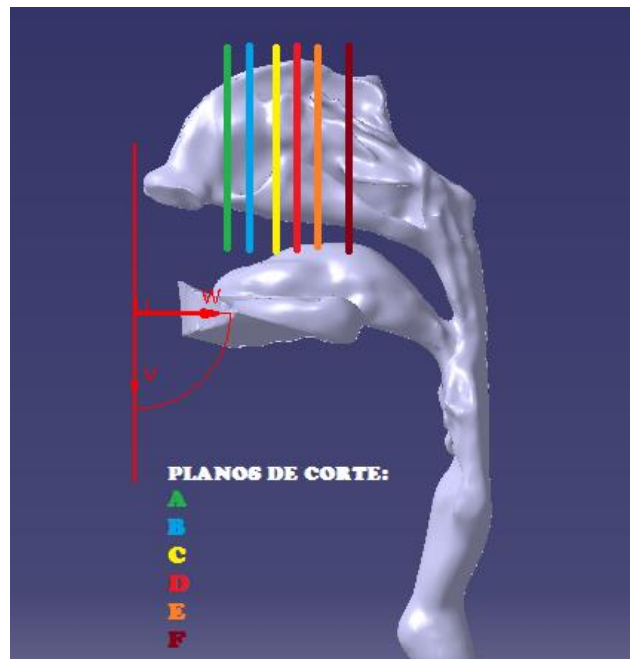


Figura 73. Planos de corte coronales en el modelo del tracto respiratorio sólido.

Se van a obtener las secciones transversales de la cavidad nasal por una serie de planos de corte coronales (Figura 73). A continuación, se van a presentar las vistas de las secciones por los diferentes planos de corte (Figuras 74, 75 y 76), con el fin de observar cómo son las secciones de paso que tiene que trasegar el flujo de aire respiratorio.

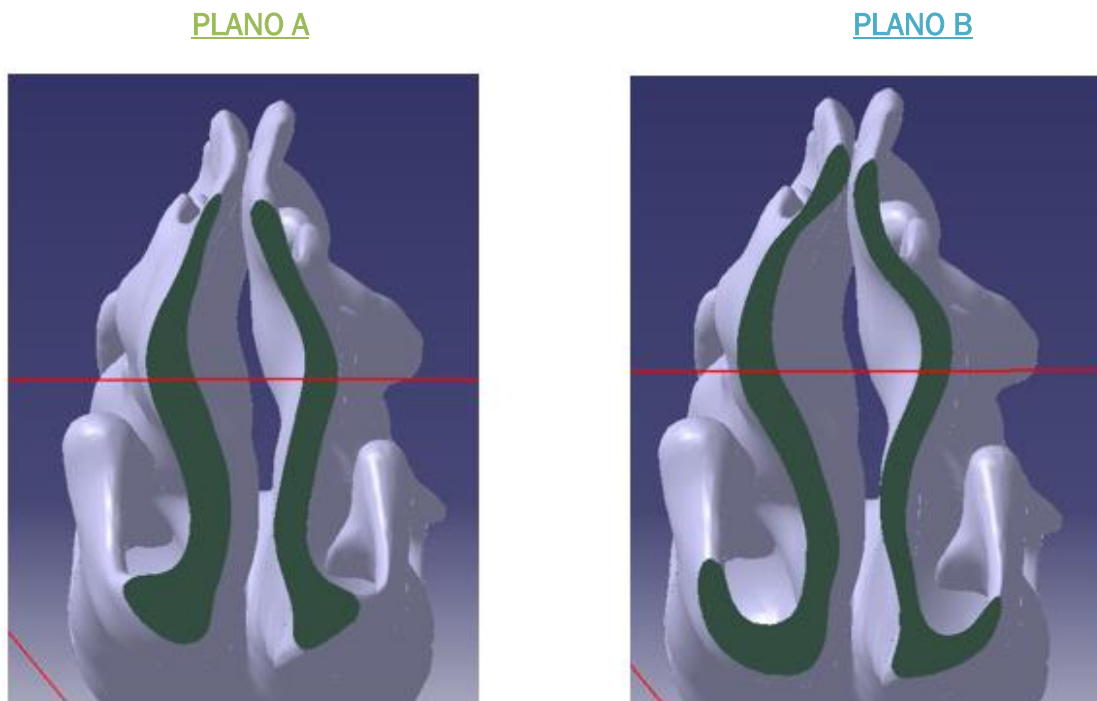
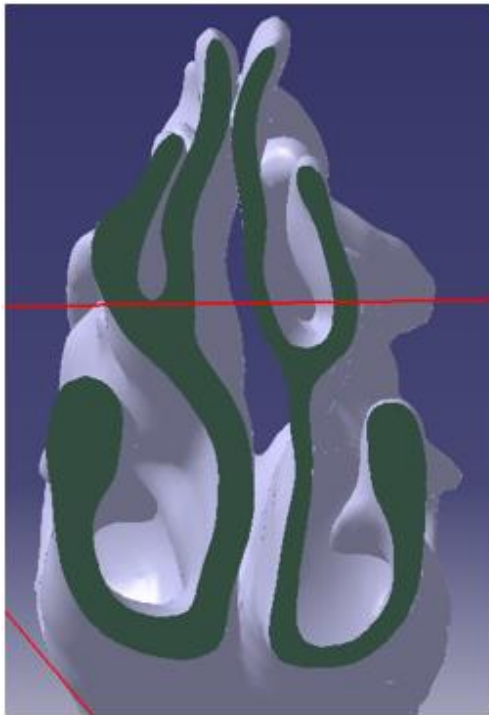


Figura 74. Secciones coronales por los PLANOS A (izquierda) y B (derecha).

PLANO C



PLANO D

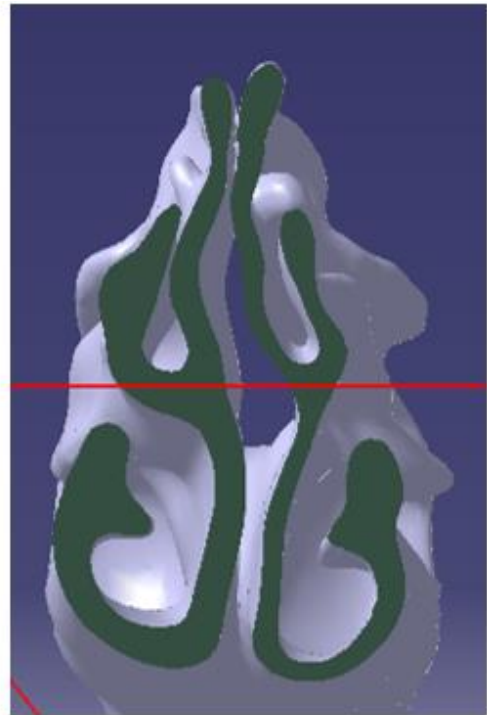
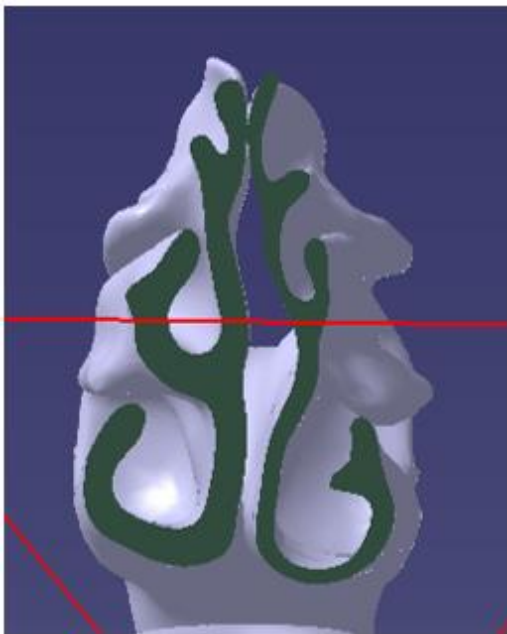


Figura 75. Secciones coronales por los PLANOS C (izquierda) y D (derecha).

PLANO E



PLANO F

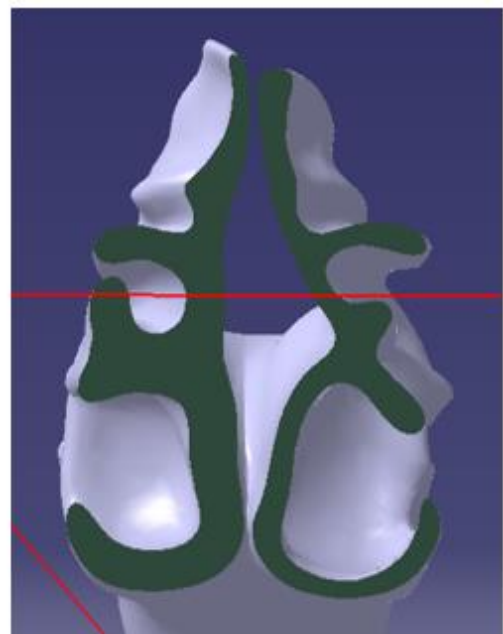


Figura 76. Secciones coronales por los PLANOS E (izquierda) y F (derecha).

6.3. Modelo 3D sistema respiratorio humano

Como se ha indicado en líneas anteriores, uno de los objetivos del presente trabajo es la impresión en 3D de un maniquí, con la geometría real del tracto respiratorio humano, concretamente desde la parte superior de la tráquea (laringe), hasta las cavidades oral y nasal. Para ello, se necesita la geometría que define el tracto respiratorio de los seres humanos.

Obtención del modelo.

El modelo del tracto respiratorio que se va a utilizar en este trabajo ha sido facilitado por D. Kazuhide Ito, Doctor Ingeniero de la Universidad de Kyushu (Japón). Los datos originales del tracto respiratorio fueron obtenidos mediante un escáner de tomografía computarizada de filas de detectores múltiples Toshiba 64 (MDCT). El sujeto al que se le hizo el escáner con el fin de obtener la geometría era un hombre asiático, no fumador. Las tomografías computarizadas (TC) produjeron 785 cortes del tracto respiratorio. Las imágenes (Figura 77) se almacenaron como datos estándar de comunicaciones e imágenes digitales en medicina (DICOM). [51]

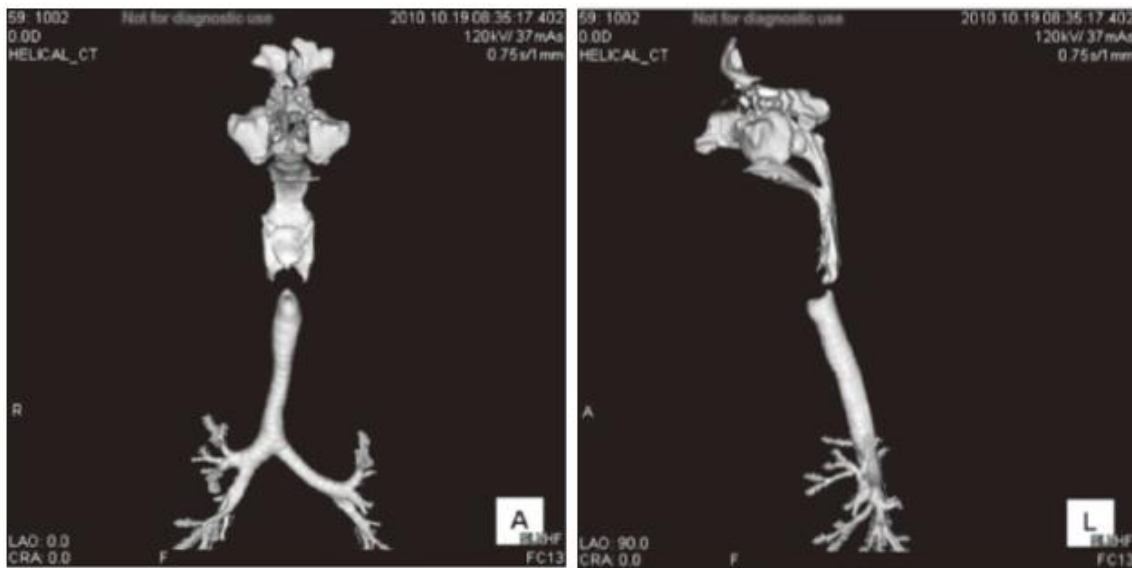


Figura 77. Imagen TC del alzado (izquierda) y perfil (derecha) del sistema respiratorio. [51]

Kazuhide Ito trató las imágenes obtenidas de los escáneres realizados, y obtuvo una superficie. Ha realizado numerosas investigaciones utilizando este modelo del tracto respiratorio. En la Figura 78, se muestran las diferentes partes del tracto respiratorio y la cavidad nasal presentes en el modelo (no aparece la cavidad oral en esta imagen). [52]

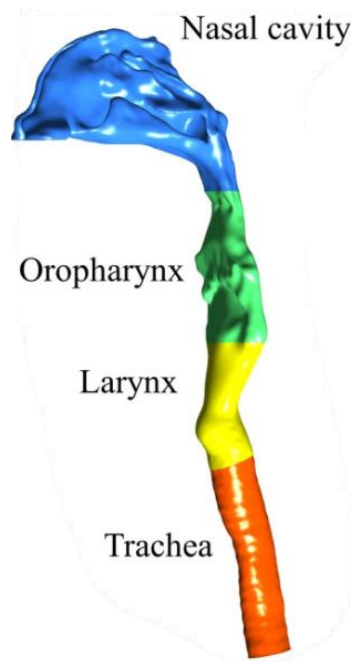


Figura 78. Cavidad nasal y otras partes del modelo del tracto respiratorio. [52]

Los valores de las dimensiones más importantes del modelo, las detalla en su artículo [52], que son las que se indican a continuación en la Tabla 7.

Tabla 7. Dimensiones más generales del modelo.

Volumen vías respiratorias (cm ³)	Volumen cavidad nasal (cm ³)	Área agujero izquierdo de la nariz (cm ²)	Área agujero derecho de la nariz (cm ²)
91.53	37.27	1.27	1.31

Proceso de conversión de la nube de puntos a un sólido

Lo que a mí me proporcionó fue una nube de puntos, que muestro a continuación, a la cual se le han tenido que realizar una serie de transformaciones para la obtención de un sólido. Las diferentes operaciones de conversión se van a realizar con el software CATIA V5 R6, que tiene diferentes módulos que permiten la conversión de la nube de puntos, en este caso a un sólido. Se describe el proceso en el siguiente punto del Capítulo.

Al importar al CATIA V5 R6 la nube de puntos, se obtiene un modelo (Figura 79) aparentemente sólido. Este modelo viene de una nube de puntos, por lo que todavía no es una superficie, ni un sólido. Como se puede observar en la Figura 79, Kazuhide me proporcionó, además del tracto respiratorio, una careta, con la geometría de la cara del maniquí que utilizó en su investigación. [51].

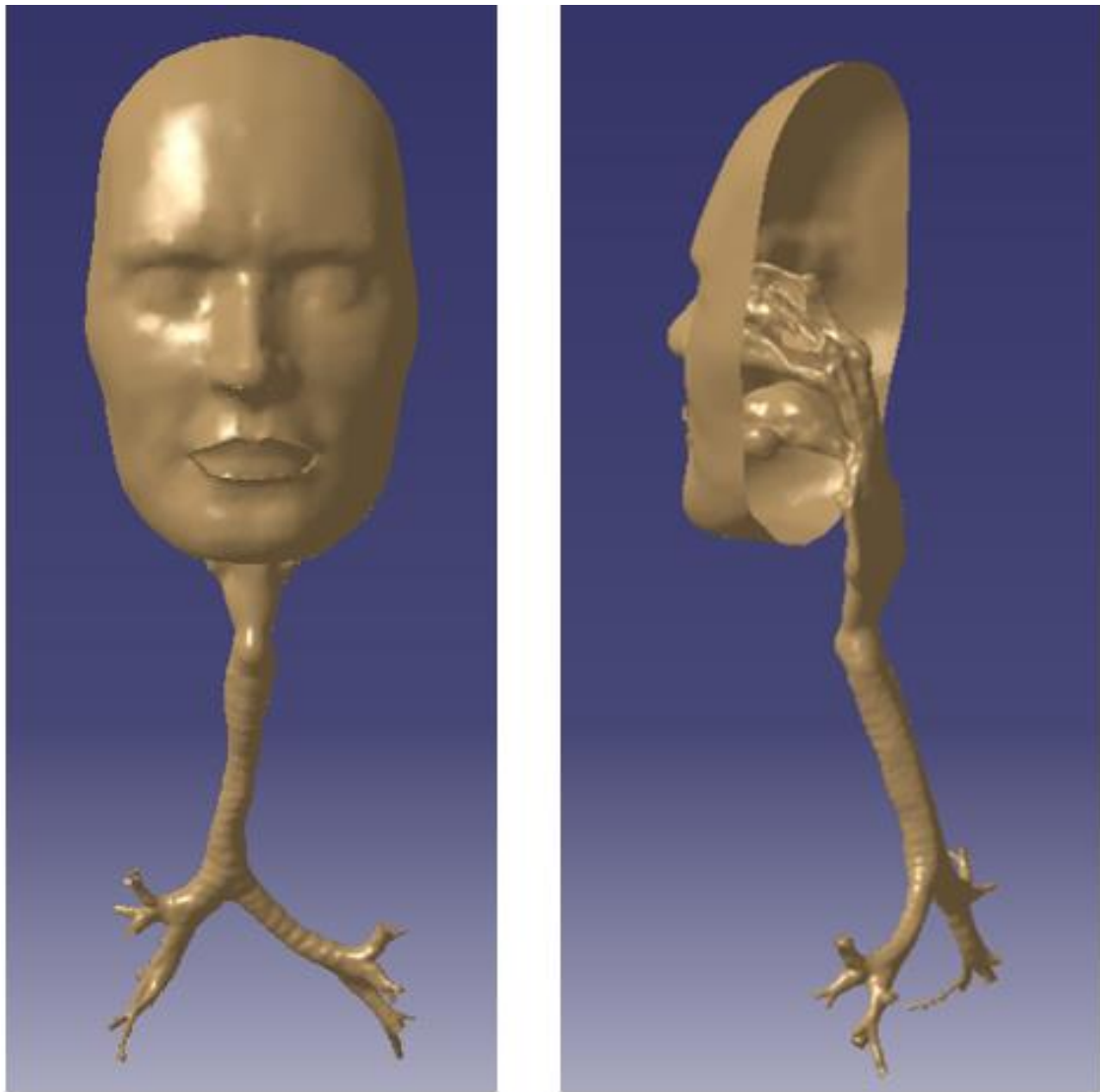


Figura 79. Modelo del tracto respiratorio humano importado al CATIA V5 R6. Alzado del modelo (izquierda) y vista lateral trasera (derecha).

Para la conversión del modelo a una superficie o un sólido, se tiene que identificar la nube de puntos. La geometría propia del tracto respiratorio está definida por la nube de puntos (Figura 80) obtenida del escáner 3D del sistema respiratorio humano.

El modelo que se tiene abarca todo el tracto respiratorio, desde los bronquios hasta las cavidades oral y nasal, y tiene acoplada una careta con la geometría de una cara humana. Este trabajo, se centra en la parte superior del sistema respiratorio humano, por lo que del modelo que se tiene, se hará una selección de la parte necesaria para la correcta realización de este (Figura 81).

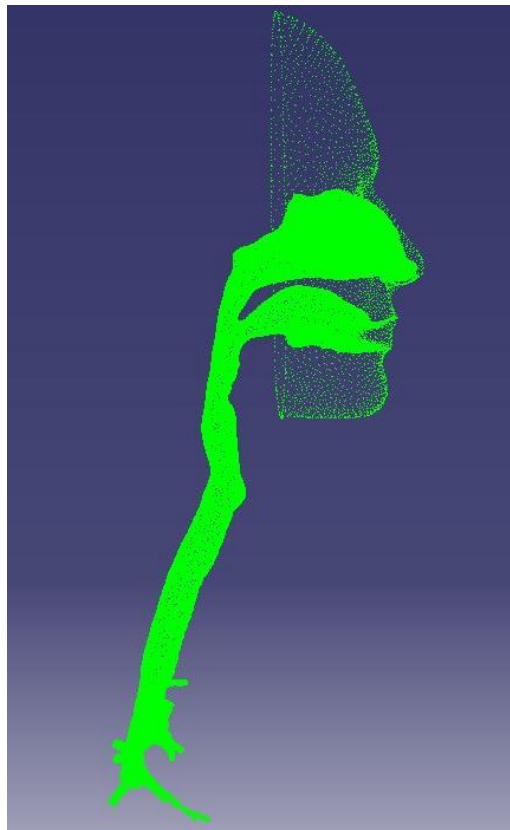


Figura 80. Nube de puntos que define el tracto respiratorio humano procedente del escáner.

El sistema de cilindros que forma la parte mecánica de la instalación experimental se va a conectar mediante una tubería flexible al maniquí, a través de la sección final del conducto que modeliza la tráquea.

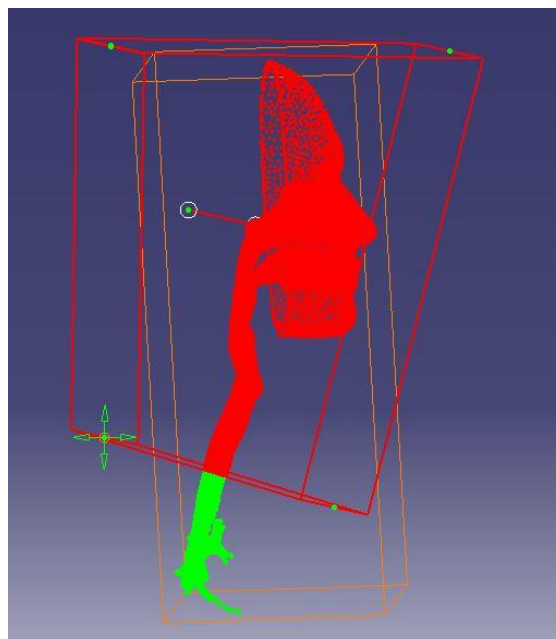


Figura 81. Selección de los puntos de interés (color rojo) con los que se va a trabajar en este proyecto.

En lo siguiente, se va a indicar de manera resumida la forma con la que se ha realizado la conversión de la nube de puntos a una superficie, y posteriormente la conversión de dicha superficie a un sólido. El primer paso para la reconstrucción de la nube de puntos fue la creación de una malla. La primera malla que genera el CATIA V5, presenta una serie de agujeros (Figura 82), que se han tenido que cerrar haciendo uso de diferentes comandos del programa.

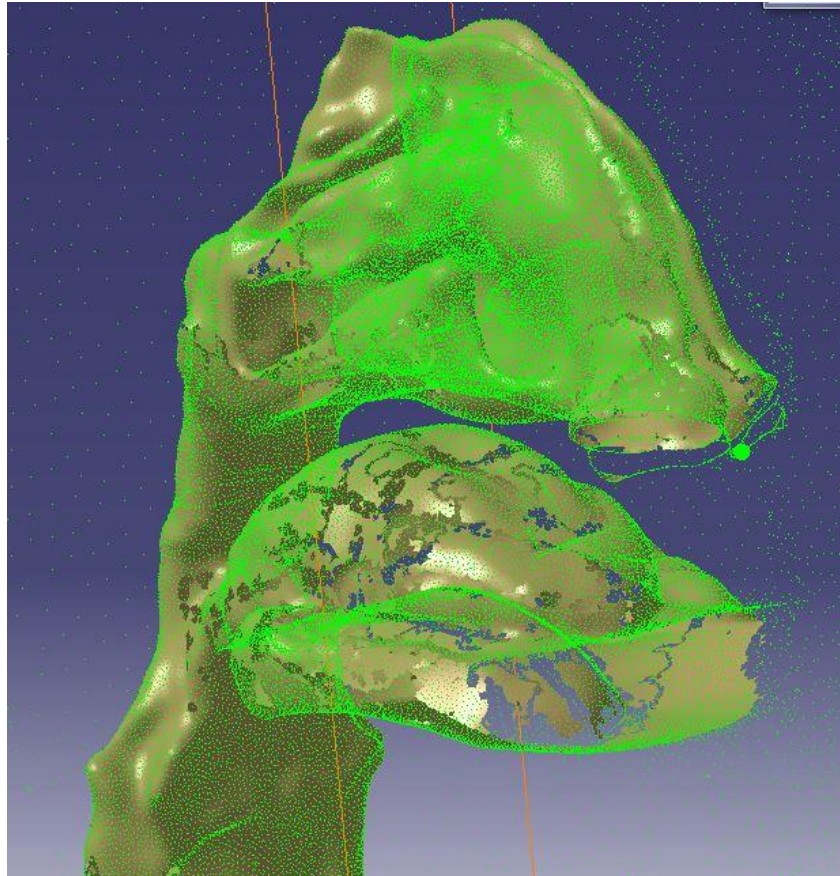


Figura 82. Malla (color marrón) generada a partir de la nube de puntos (puntos verdes).

Cuando se tienen cerrados los agujeros que presentaba la inicialmente la malla generada, ya se puede realizar la creación de la superficie. Una vez que se ha generado la superficie, ya se puede generar el sólido, mediante un comando que rellena el volumen hueco generado por la superficie, generándose así el sólido. En la Figura 83 se puede observar un detalle de la superficie generada (izquierda) y otro detalle del sólido final (derecha), obtenidos a partir de la superficie generada a partir de la malla.

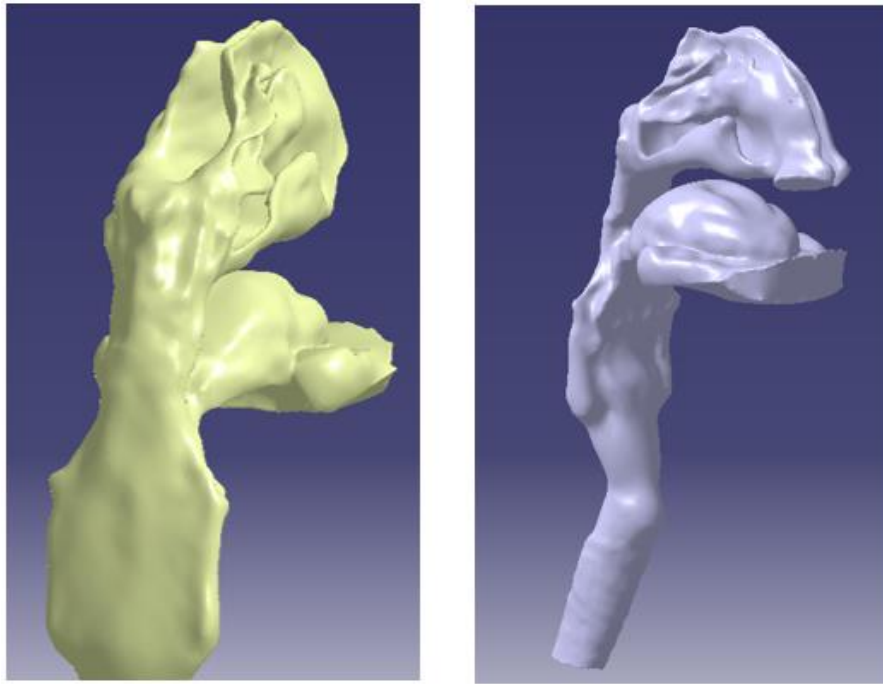


Figura 83. Superficie generada a partir de la malla (izquierda) y sólido generado a partir de la superficie (derecha).

Una vez se tiene el sólido del tracto respiratorio, ya se pueden realizar operaciones booleanas con él, como la resta de este cuerpo a un modelo sólido de una cabeza de un ser humano, con el objetivo de generar la cavidad definida por la superficie exterior del tracto respiratorio en la cabeza, y tener así los conductos y cavidades que definen el tracto respiratorio de un ser humano real. El modelo de la cabeza sólida (Figura 84) se ha obtenido de Internet, en formato STL, y se ha convertido a un sólido para poder realizar con él las operaciones booleanas correspondientes.

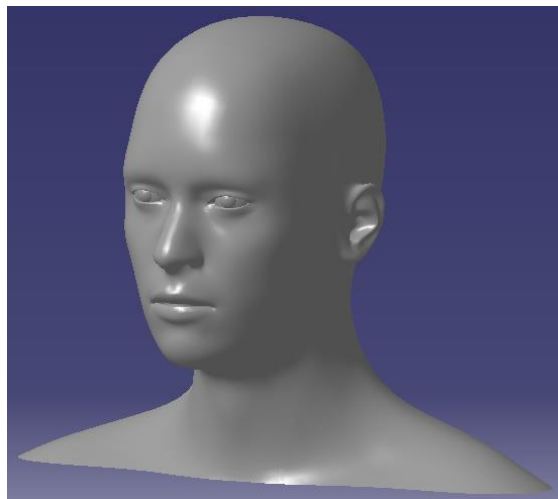


Figura 84. Modelo de la cabeza humana a tamaño real importado al CATIA V5 6R.

Mediante una operación booleana de resta (denominada REMOVE en el CATIA V5 6R), se le va a extraer al sólido de la cabeza humana el volumen generado por el

modelo del tracto respiratorio, para así, como se ha indicado anteriormente, generar la cavidad que generan las vías respiratorias superiores en la cabeza de los seres humanos.

La superficie que tienen los labios en el modelo del tracto respiratorio es relativamente grande, comparándola con la superficie que presenta la abertura de la boca cuando un ser humano estornuda o tose. Por esto, se debe generar un agujero en los labios del modelo de la cabeza humana, con el objetivo de tener una sección de salida del flujo razonable, lo más parecida posible a la que se tiene en la realidad. Como se ha comentado en el Capítulo 3, el área de la boca varía para cada persona, estando esta variación muy relacionada con el sexo y la edad de las personas. Villafruela et al. [10] utilizaron maniqués con una boca con forma elíptica, de 122 milímetros cuadrados. En este Trabajo, se ha utilizado, de la misma manera que Villafruela et al. [10] una elipse de 122 milímetros cuadrados para la definición de la sección de la boca por la que se produce la exhalación del flujo. El semieje mayor de la elipse tiene una longitud de 12 milímetros, y el semieje menor tiene una longitud de 3.25 milímetros. Se muestra en la Figura 85a la disposición y dimensiones de la elipse en el plano donde se dibuja la elipse, y en la Figura 85b el agujero elíptico en el modelo 3D.

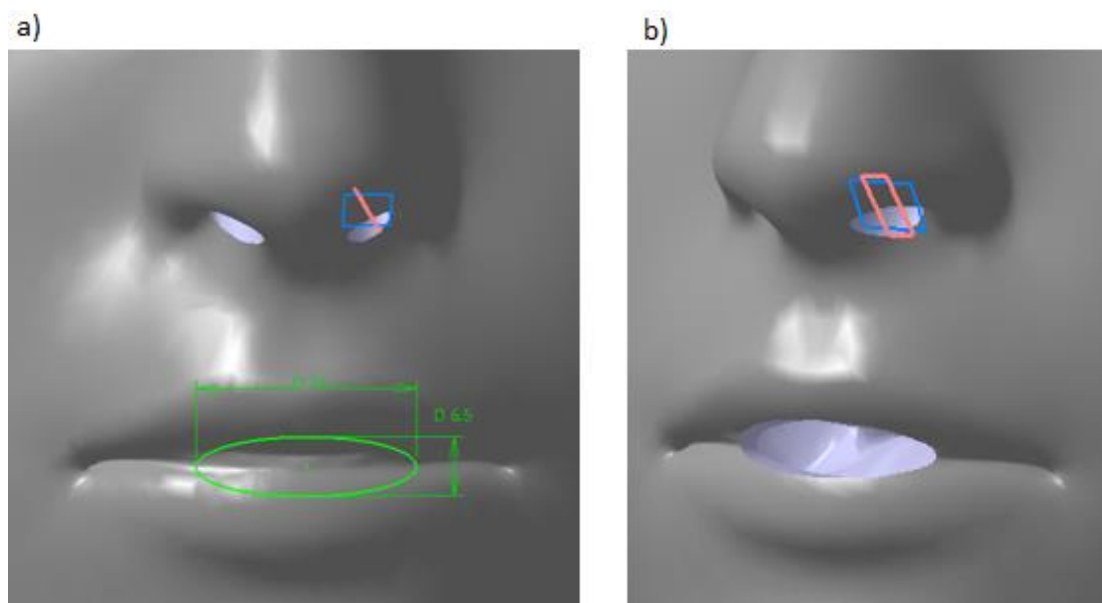


Figura 85. a) Dimensiones de la elipse que define la geometría de apertura de la boca, b) Conducto elíptico generado mediante una extrusión negativa de la elipse.

En las Figuras 85a y 85b, también se observan dos planos de color azul y rosa en el agujero derecho de la nariz. Es mediante estos dos planos, como se realiza la definición de los agujeros de la nariz, según P. V. Nielsen et al. [53]

Según una vista del perfil de la cabeza del maniquí, la dirección del flujo forma un ángulo de 45° con el plano horizontal (Figura 86a). En una vista del alzado de la

cabeza del maniquí, la dirección del flujo forma un ángulo de 60° con el plano horizontal (Figura 86b).

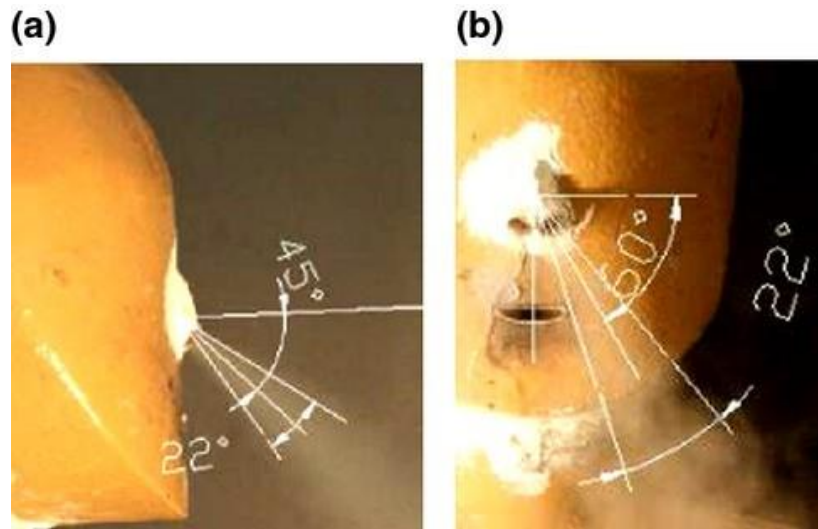


Figura 86. Planos utilizados para la definición de los orificios de la nariz. [53]

A continuación, se muestra una vista del modelo, una vez se ha restado mediante el REMOVE el volumen del tracto respiratorio sólido, por un plano de corte paralelo al de simetría de la cabeza del modelo (Figura 87). Lo que se observa en verde es sólido, y lo que se observa en color gris, es el volumen hueco generado por el tracto respiratorio. La dirección longitudinal de la tráquea del tracto respiratorio utilizado no es vertical, si no que presenta cierto ángulo de inclinación hacia la izquierda (Figura 77). Es por esto, por lo que se deja de ver en la parte baja del modelo el volumen definido por este conducto (Figura 87).

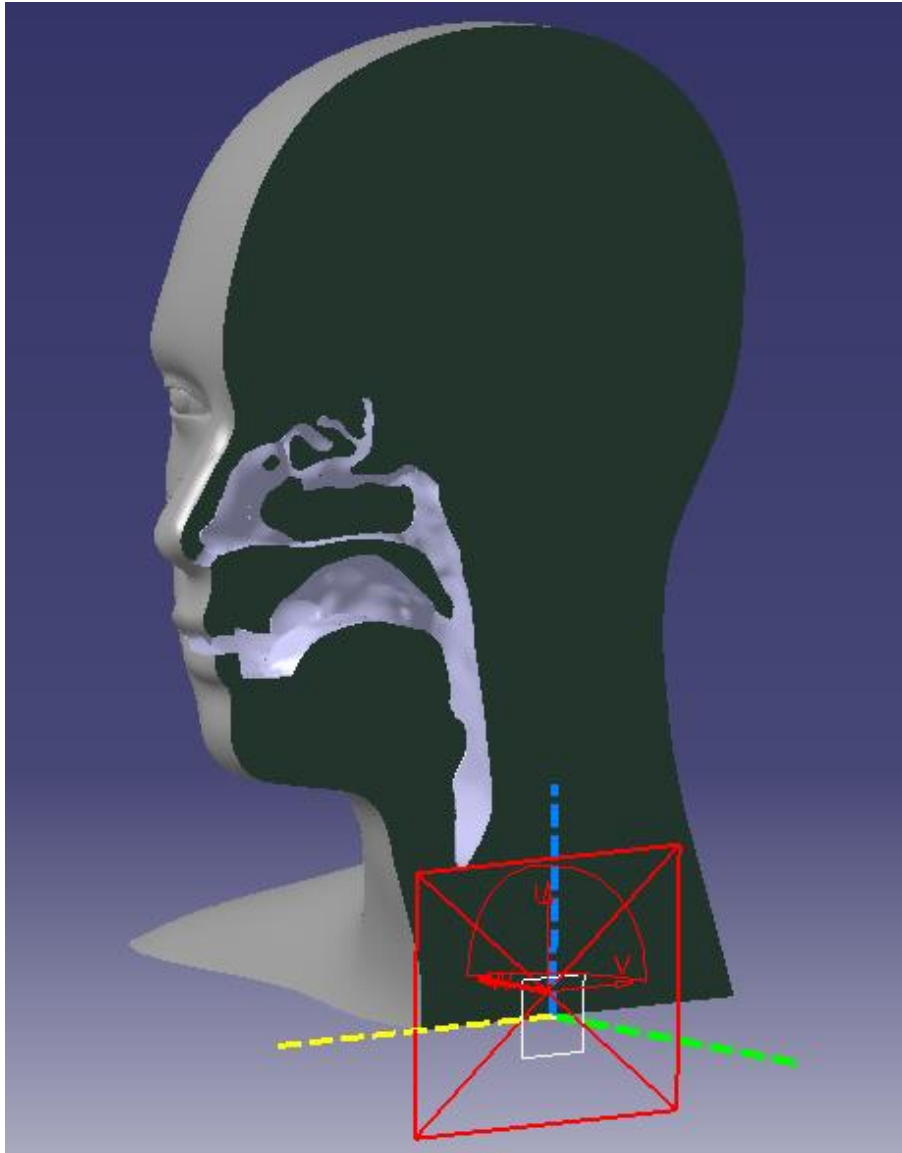


Figura 87. Vista en corte del modelo de la cabeza humana por un plano paralelo al de simetría de la cabeza humana.

Una vez acoplados ambos modelos, y habiendo efectuado la operación booleana, aparece un problema. Al ser el tracto respiratorio tan dependiente de la persona, éste no se puede acoplar de una manera exacta al modelo de la cabeza sólida que se tiene, por lo que se tienen que realizar los agujeros de la nariz y la boca, con una cierta profundidad, de manera que se genera un conducto (Figura 88), y debido a su longitud el flujo a la salida va a estar muy condicionado por éste. El flujo que venía determinado por la compleja geometría del tracto respiratorio pierde las propiedades que poseía, al atravesar el conducto creado para la abertura de las vías en la nariz y en la boca. Por tanto, este modelo no es del todo preciso, y se va a realizar lo mismo, con la careta que venía incluida en el modelo proporcionado por Kazuhide Ito.

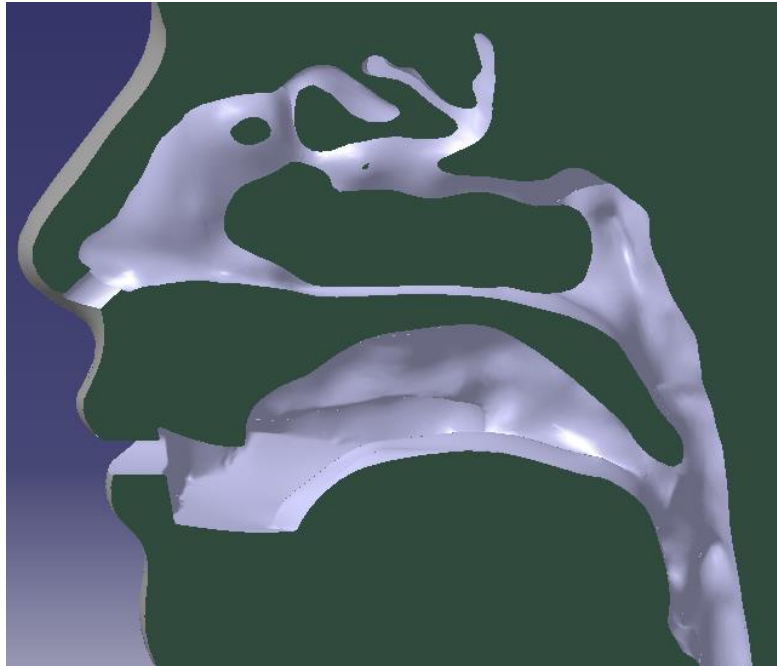


Figura 88. Vista de los conductos generados para hacer posible la exhalación e inhalación del aire en el maniquí.

De la misma forma que se ha realizado la conversión de la nube de puntos del tracto respiratorio, se ha realizado la reconstrucción de la careta proporcionada por Kazuhide Ito. Para el caso de la careta, la selección de la nube de puntos que la define se ha realizado en el programa Autodesk Meshmixer, software en el que la nube de puntos completa, se puede dividir por partes, y la selección de la careta se hace de manera más sencilla (Figura 89). Esta careta, se importa al CATIA V5 6R en formato STL. En el CATIA, se realiza la reconstrucción de la nube de puntos importada desde el Meshmixer, de la misma manera con la que se ha realizado la reconstrucción del tracto respiratorio.

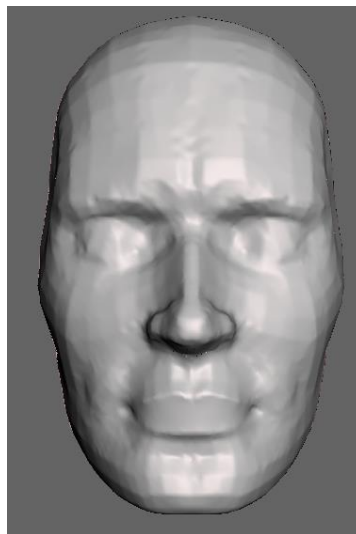


Figura 89. Careta seleccionada en el Meshmixer.

Cuando se importa la nube de puntos al CATIA, presenta una apariencia de sólido (Figura 90), pero no lo es. La nube de puntos se transforma en una malla, sobre la que posteriormente se va a realizar la superficie, y sobre la superficie el sólido. Antes de la creación de la superficie, se deben tapar ciertos agujeros que presenta la malla, mediante el uso de diferentes comandos del módulo de superficies. Una vez se han tapado los agujeros, y se ha realizado un análisis de la malla, de tal forma que se han eliminado las irregularidades, se procede a la conversión.



Figura 90. Nube de puntos que definen la careta importada al CATIA.

A partir de la malla, se crean la superficie (Figura 91 izda) y el sólido (Figura 91 dcha). La creación del sólido a partir de la superficie se realiza con un comando (“Close Surface”) que lo que hace es rellenar de sólido el volumen encerrado por la superficie.

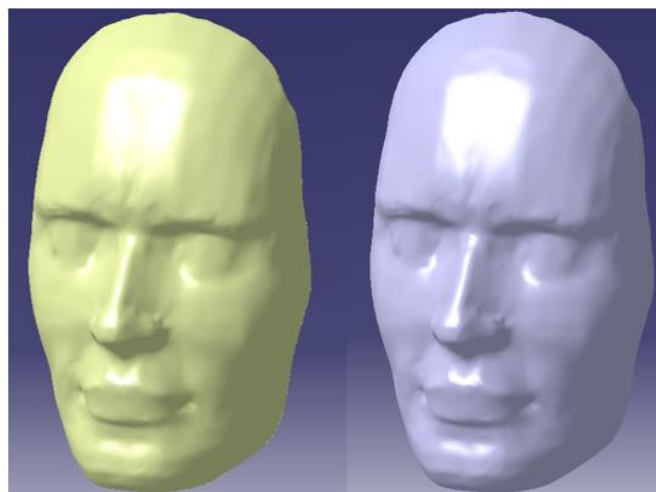


Figura 91. Superficie generada a partir de la malla (izquierda) y sólido generado a partir de la superficie (derecha).

Una vez se ha generado el sólido, ya se pueden realizar los agujeros de la nariz y la boca, a través de los cuales se va a producir la exhalación del flujo de aire. El agujero de la boca tiene forma de elipse, con un área de 122 milímetros cuadrados, según el artículo [10].



Figura 92. Agujeros elípticos realizados en la nariz y la boca del sólido generado a partir de la nube de puntos que definen la careta.

La suma de las áreas de los dos agujeros realizados en la nariz es de 225 milímetros cuadrados, siendo la de cada agujero 112.5 milímetros cuadrados. Al igual que el agujero de la boca, tienen forma de elipse (Figura 92). Las dimensiones de los semiejes de la elipse que da forma al agujero de la boca son 12 milímetros para el mayor y 3.25 para el menor (Figura 85a). Los semiejes de las elipses que forman los agujeros de la nariz tienen unas dimensiones de 4 milímetros para el menor y 8.95 milímetros para el mayor.

El modelo generado, presenta dificultades a la hora de imprimirse, debido a la imposibilidad de acceder a determinados puntos de la cavidad generada en el modelo de la cabeza humana. Como trabajos futuros se propone la búsqueda de una técnica que permita la correcta impresión en 3D del modelo realizado. Lo que sí ha sido posible imprimir ha sido el modelo sólido del tracto respiratorio, cuyo proceso y resultado se muestra en el siguiente apartado.

Impresión en 3D del tracto respiratorio sólido

Una vez se ha generado el sólido, se ha impreso en 3D, utilizando como material de impresión resina. Se ha impreso en el FabLab (Fabrication Laboratory) de la Universidad de Valladolid, el cual está acreditado como instalación perteneciente a la Red mundial de FabLab del MIT (Massachusetts Institute of Technology). Se ha tenido que imprimir en dos partes, debido a que el sólido que se necesitaba imprimir tenía un volumen mayor que el permitido por la impresora 3D. Se han hecho unos salientes cilíndricos en la parte superior, y unos agujeros en la parte inferior, con el fin de garantizar una correcta unión posterior a la impresión entre ambas partes.

A continuación, se muestran en las Figuras 97, 98 y 99, tres fotografías del modelo del tracto respiratorio impreso en 3D con resina.

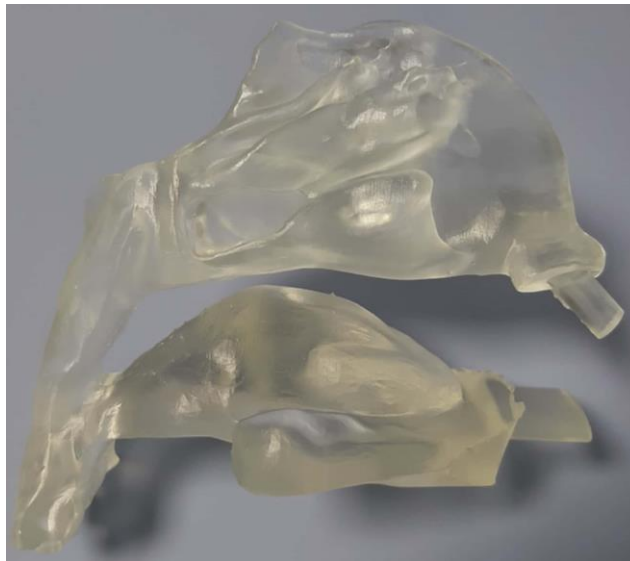


Figura 93. Fotografía de la parte superior del tracto respiratorio impreso en 3D.

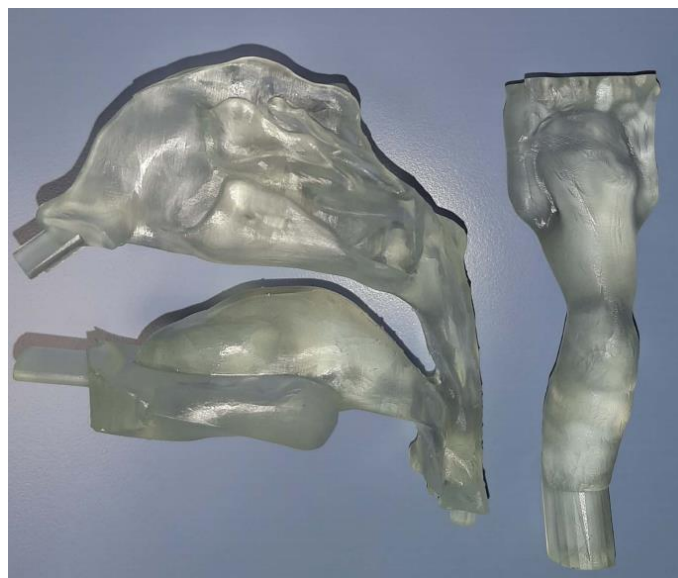


Figura 94. Fotografía de las dos partes que constituyen el modelo del tracto respiratorio.

La impresión del modelo en resina se ha realizado mediante el método de la estereolitografía, el cual consiste en la superposición en forma de capas, de un fluido que ha sido solidificado mediante la utilización de un láser ultravioleta. La precisión de la impresión es de micras, quedando el sólido impreso con una superficie de alta calidad superficial. En la Figura 74 se muestra una fotografía de las dos partes de las que consta el modelo impreso unidas.



Figura 95. Fotografía del tracto respiratorio completo impreso en 3D.

7. CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS

7.1. Conclusiones

En lo referente al análisis y estudio de la bibliografía existente sobre los eventos respiratorios desde el punto de vista fluidodinámico, se ha obtenido la siguiente conclusión:

- Existe una gran variabilidad en cuanto a los resultados obtenidos en los estudios experimentales realizados por distintos investigadores. Debido a esa gran variabilidad, se han tenido que seleccionar las curvas características de los eventos respiratorios que se han considerado más críticas de cara al diseño del dispositivo experimental.

En lo referente al análisis de las diferentes instalaciones experimentales utilizadas anteriormente por otros autores, se ha obtenido la siguiente conclusión:

- Hay diversas formas de simular los eventos respiratorios en seres humanos. En este trabajo se ha optado por el sistema de cilindros diseñado, debido a que es un sistema que permite de una manera sencilla y automatizada, la simulación de las curvas características analizadas.

En lo referente al dispositivo experimental y a los resultados experimentales obtenidos, se han obtenido las conclusiones que se indican a continuación:

- Se ha diseñado, construido y caracterizado un sistema que permitirá reproducir los eventos respiratorios humanos.
- El dispositivo presenta una limitación principal debido a la cual no se han podido simular las curvas características de los eventos respiratorios reales. Como se ha explicado en el capítulo de resultados experimentales, el dispositivo de control con el que se ha contado durante la realización de este trabajo no permite generar un movimiento continuo del motor cuando el programa a ejecutar consta de varias secuencias de operaciones. Por lo tanto, no se han podido simular ciclos continuos con velocidades de desplazamiento de los émbolos no uniformes.
- Por otra parte, las válvulas antirretorno que se han utilizado para el montaje del dispositivo experimental, no son válidas para trabajar con las presiones con las que se trabaja a la hora de simular los eventos respiratorios.

En lo referente a la obtención de un modelo sólido de las vías respiratorias superiores a partir de las imágenes procedentes de un escáner del sistema respiratorio de un ser humano, se ha obtenido la siguiente conclusión:

- Se ha obtenido un modelo sólido de las vías respiratorias superiores a partir de las imágenes médicas. Con modelo creado se ha podido realizar un prototipo de una cabeza humana con la geometría real de las cavidades y conductos que definen las vías superiores en los seres humanos.

7.2. Trabajos futuros

En este Trabajo Fin de Grado se ha diseñado y construido un dispositivo experimental que permitirá simular los diferentes eventos respiratorios en seres humanos. Se proponen a continuación una serie de trabajos futuros, que pueden dar continuidad y uso al dispositivo experimental.

Uno de los primeros trabajos futuros, sería el cambio del actual control (encoder) por otro que permita ejecutar movimientos continuos del motor, para poder ejecutar ciclos con velocidades de desplazamiento de los émbolos no uniformes pero continuos. De esta forma se podrán simular las curvas características de los eventos respiratorios reales definidas en este trabajo. Por otra parte, es necesario el cambio de las válvulas antirretorno actuales por otras en las cuales la presión mínima de trabajo sea menor. Se propone como trabajo futuro el diseño y construcción de una válvula especial, que permita la simulación correcta de los diferentes eventos respiratorios.

En lo referente a la técnica de medida, se propone estudiar el perfil de velocidades del flujo en la salida del conducto de aire con la técnica de anemometría de hilo caliente.

Por otra parte, en lo referente a la fabricación del prototipo diseñado de la cabeza humana con las cavidades y conductos definidos por las vías respiratorias superiores, se propone la búsqueda de una técnica con la que se pueda obtener el modelo sólido a escala natural. Cuando se disponga del maniquí fabricado, se puede acoplar al dispositivo experimental construido en este trabajo, y realizar diferentes estudios experimentales sobre el riesgo de infección cruzada entre personas, como consecuencia de la realización los diferentes eventos respiratorios humanos.

8. PRESUPUESTO

A continuación, se realiza una estimación del coste asociado al proyecto realizado como trabajo fin de grado. Se analizan los costes directos e indirectos.

8.1. Costes directos

Los costes directos considerados son la mano de obra del ingeniero y del técnico, los materiales utilizados para la construcción de la instalación y las piezas compradas.

- Costes de personal

Se presentan en la Tabla 8 los costes relacionados con el trabajo realizado por el ingeniero y el técnico.

Tabla 8. Costes de personal.

TRABAJADOR	HORAS EMPLEADAS	€/HORA	COSTE TOTAL
Ingeniero	100	33.5	3,350.00 €
Técnico	30	28.2	846.00 €

- Costes de material

Se van a presentar los costes de los diferentes elementos que constituyen la instalación. Los costes de las piezas llevan asociado el coste del proceso de fabricación. Se muestran en la Tabla 9 los costes asociados a cada elemento de la instalación.

Tabla 9. Costes de material.

ELEMENTO	COSTE TOTAL
Actuador lineal	2,949.83 €
Cilindro de doble efecto	201.52 €
Cilindro de simple efecto	153.70 €
Encoder	230.00 €
Estructura soporte	150.00 €
Casquillos y elementos de unión	80.00 €
Sólido tracto respiratorio humano	50.00 €
Mangueras	20.00 €

Sumando los costes de mano de obra y de material, se han obtenido unos costes directos totales de 8,031.05 €.

8.2. Costes indirectos

Los costes indirectos de este proyecto son difíciles de cuantificar. Se consideran costes indirectos los que no están relacionados con la mano de obra y el material. Como primer coste se presenta la licencia del software CATIA V5 6R, necesario durante la realización del proyecto, tanto para el análisis de la instalación mecánica, como para el tratamiento de la nube de puntos de las vías respiratorias superiores y la posterior creación del modelo del maniquí de la cabeza humana. El tiempo de uso del programa han sido aproximadamente 3 meses, costando la licencia de CATIA durante 3 meses 1,700 €. Se muestra en la Tabla 10 el coste de la licencia de CATIA.

Tabla 10. Coste licencia de CATIA V5 6R.

SOFTWARE	COSTE TOTAL
CATIA V5 6R	1,700 €

Por otra parte, se tendría que cuantificar el coste asociado al internet de la Uva, gracias al que he tenido la posibilidad de acceder a todos los artículos de investigación que he necesitado. El coste de la luz y la energía necesaria para la realización del proyecto también se incluye en estos costes. Debido a la dificultad que presenta la cuantificación de los costes asociados al internet, la luz y la energía, se va a hacer una estimación a partir de los costes directos, que será de un 11% de los costes directos.

Con esta estimación, se obtienen unos costes indirectos de 883.42 €. A estos se les debe sumar el coste asociado a la licencia de CATIA V5 6R. Por tanto, se obtienen unos costes indirectos totales de 2,583.42 €.

8.3. Coste total

El coste total es la suma de los costes directos y los costes indirectos. Sumando ambos, se concluye que el coste total de la instalación es de 10,614.47 €.

Se presentan en la Tabla 11 los costes directos, indirectos y el total en forma de tabla para una lectura más clara y rápida.

Tabla 11. Resumen de los costes.

TIPO DE COSTE	COSTE
DIRECTO	8,031.05 €
INDIRECTO	2,583.42 €
TOTAL	10,614.47 €

Bibliografía

- [1] Fabian P, McDevitt JJ, DeHaan WH, Fung ROP, Cowling BJ, Chan KH, et al. (2008) Influenza Virus in Human Exhaled Breath: An Observational Study. *PLoS ONE* 3(7): e2691.
- [2] Gralton J, Tovey ER, McLaws ML, Rawlinson WD. Respiratory virus RNA is detectable in airborne and droplet particles. *J Med Virol.* 2013 Dec;85(12):2151-9.
- [3] Turner RD, Bothamley GH. Cough and the transmission of tuberculosis. *J Infect Dis.* 2015 May 1;211(9):1367-72.
- [4] Lidia Morawska, Junji Cao. Airborne transmission of SARS-CoV-2: The world should face the reality. *Environment International*, Volume 139, 2020.
- [5] Bjørn, E. (2000). Simulation of Human Respiration with Breathing Thermal Manikin. Dept. of Building Technology and Structural Engineering, Aalborg University. *Indoor Environmental Engineering* Vol. R9944 No. 109.
- [6] Olmedo I, Nielsen PV, Ruiz de Adana M, Jensen RL, Grzelecki P. Distribution of exhaled contaminants and personal exposure in a room using three different air distribution strategies. *Indoor Air.* 2012 Feb;22(1):64-76.
- [7] J.M. Villafruela, I. Olmedo, M. Ruiz de Adana, C. Méndez, P.V. Nielsen, CFD analysis of the human exhalation flow using different boundary conditions and ventilation strategies, *Building and Environment*, Volume 62, 2013, Pages 191-200.
- [8] Berlanga Cañete, Félix A, Ruiz de Adana Santiago, Manuel y Olmedo, Inés. Diseño y construcción de maniqués térmicos para la realización de ensayos experimentales de sistemas de climatización. 9º Congreso Nacional Ingeniería Termodinámica. Páginas 235-242.
- [9] Berlanga, FA, Olmedo, I and Ruiz de Adana, M. Experimental analysis of the air velocity and contaminant dispersion of human exhalation flows. *Indoor Air.* 2017; 27: 803– 815.
- [10] J.M. Villafruela, I. Olmedo, J.F. San José. Influence of human breathing modes on airborne cross infection risk. *Building and Environment*, Volume 106. 2016. Pages 340-351. ISSN 0360-1323.
- [11] Ines Olmedo, Felix A. Berlanga, Jose Manuel Villafruela, Manuel Ruiz de Adana. Exhaled contaminant concentration data in a hospital room influenced by external heat gains. *Data in Brief.* Volume 24. 2019, 103978. ISSN 2352-3409.
- [12] Zhou, M., and Zou, J., “A dynamical overview of droplets in the transmission of respiratory infectious diseases,” *Phys. Fluids* 33, 031301 (2021).

- [13] N. Dombrowski, W.R. Johns. The aerodynamic instability and disintegration of viscous liquid sheets. *Chemical Engineering Science*. Volume 18, Issue 3. 1963. Pages 203-214. ISSN 0009-2509.
- [14] Scharfman, B.E., Techet, A.H., Bush, J.W.M. et al. Visualization of sneeze ejecta: steps of fluid fragmentation leading to respiratory droplets. *Exp Fluids* 57, 24 (2016).
- [15] Huang, H. Y.; Fan, C. H.; Li, M.; Nie, H. L.; Wang, F. B.; Wang, H.; Wang, R.; Xia, J. B.; Zheng, X.; Zuo, X. L.; Huang, J. X. Covid-19: A Call for Physical Scientists and Engineers. *ACS Nano* 2020, 14, 3747– 3754.
- [16] Tang, Julian & Nicolle, Andre & Klettner, Christian & Pantelic, Jovan & Wang, Liang De & Suhaimi, Amin & Tan, Ashlynn & Ong, Garrett & Su, Ruikun & Sekhar, Chandra & Cheong, K.W.D & Tham, K. (2013). Airflow Dynamics of Human Jets: Sneezing and Breathing - Potential Sources of Infectious Aerosols. *PloS one*. 8. e59970.
- [17] Gupta JK, Lin CH, Chen Q. Characterizing exhaled airflow from breathing and talking. *Indoor Air*. 2010 Feb;20(1):31-9.
- [18] Xie X, Li Y, Chwang AT, Ho PL, Seto WH. How far droplets can move in indoor environments—revisiting the Wells evaporation-falling curve. *Indoor Air*. 2007 Jun;17(3):211-25.
- [19] Kwon SB, Park J, Jang J, Cho Y, Park DS, Kim C, Bae GN, Jang A. Study on the initial velocity distribution of exhaled air from coughing and speaking. *Chemosphere*. 2012 Jun;87(11):1260-4.
- [20] C.Y.H. Chao, M.P. Wan, L. Morawska, G.R. Johnson, Z.D. Ristovski, M. Hargreaves, K. Mengersen, S. Corbett, Y. Li, X. Xie, D. Katoshevski. Characterization of expiration air jets and droplet size distributions immediately at the mouth opening. *Journal of Aerosol Science*. Volume 40, Issue 2. 2009. Pages 122-133. ISSN 0021-8502.
- [21] Dhand, Rajiv, and Jie Li. “Coughs and Sneezes: Their Role in Transmission of Respiratory Viral Infections, Including SARS-CoV-2.” *American journal of respiratory and critical care medicine* vol. 202,5 (2020): 651-659.
- [22] Chang AB. The physiology of cough. *Paediatr Respir Rev*. 2006 Mar;7(1):2-8.
- [23] Gupta JK, Lin CH, Chen Q. Flow dynamics and characterization of a cough. *Indoor Air*. 2009 Dec;19(6):517-25.
- [24] Shengwei Zhu, Shinsuke Kato, Jeong-Hoon Yang. Study on transport characteristics of saliva droplets produced by coughing in a calm indoor environment. *Building and Environment*. Volume 41, Issue 12. 2006. Pages 1691-1702. ISSN 0360-1323.

- [25] Dhand, Rajiv, and Jie Li. "Coughs and Sneezes: Their Role in Transmission of Respiratory Viral Infections, Including SARS-CoV-2." *American journal of respiratory and critical care medicine* vol. 202,5 (2020): 651-659.
- [26] Songu M, Cingi C. Sneeze reflex: facts and fiction. *Ther Adv Respir Dis.* 2009 Jun;3(3):131-41.
- [27] F. Akagi, I. Haraga, S.-i. Inage, and K. Akiyoshi, "Effect of sneezing on the flow around a face shield," *Phys. Fluids* 32, 127105 (2020).
- [28] Nishimura, Hidekazu et al. "A new methodology for studying dynamics of aerosol particles in sneeze and cough using a digital high-vision, high-speed video system and vector analyses." *PloS one* vol. 8,11 e80244. 27 Nov. 2013.
- [29] Bin Zhao, Zhao Zhang, Xianting Li. Numerical study of the transport of droplets or particles generated by respiratory system indoors. *Building and Environment.* Volume 40, Issue 8. 2005. Pages 1032-1039. ISSN 0360-1323.
- [30] M. W. Jennison, "Atomizing of mouth and nose secretions into the air as revealed by high-speed photography". *Aerobiology.* American Association for the Advancement of Science. 1942. Washington, DC.
- [31] Duguid, J P. "The size and the duration of air-carriage of respiratory droplets and droplet-nuclei." *The Journal of hygiene* vol. 44,6 (1946): 471-9.
- [32] BUCKLAND FE, TYRRELL DA. EXPERIMENTS ON THE SPREAD OF COLDS. 1. LABORATORY STUDIES ON THE DISPERSAL OF NASAL SECRETION. *J Hyg (Lond).* 1964 Sep;62(3):365-77.
- [33] Han, Zhuyang & Weng, Wenguo & Huang, QY. (2013). Characterizations of particle size distribution of the droplets exhaled by sneeze. *Journal of the Royal Society, Interface / the Royal Society.* 10. 20130560.
- [34] Beggs CB. *The Airborne Transmission of Infection in Hospital Buildings: Fact or Fiction? Indoor and Built Environment.* 2003;12(1-2):9-18.
- [35] Cole EC, Cook CE. Characterization of infectious aerosols in health care facilities: an aid to effective engineering controls and preventive strategies. *Am J Infect Control.* 1998 Aug;26(4):453-64.
- [36] W.F. Wells. *Airborne Contagion and Air Hygiene: An Ecological Study of Droplet Infections.* JAMA. 1955;159(1):90.
- [37] Arumuru V, Pasa J, Samantaray SS. Experimental visualization of sneezing and efficacy of face masks and shields. *Phys Fluids* (1994). 2020 Nov 1;32(11):115129.
- [38] Verma, Siddhartha et al. "Visualizing the effectiveness of face masks in obstructing respiratory jets." *Physics of fluids* (Woodbury, N.Y.: 1994) vol. 32,6 (2020): 061708.

- [39] Yao, Shiyong & Min, Changwan & Ye, Hao & Fu, QiuJun & Duan, Yi & Feng, Lianyuan & Jiang, Nan & Sun, Hejiang & Liu, Junjie. (2017). Experimental study on flow behavior of breathing activity produced by a thermal manikin. *Building and Environment*. 123.
- [40] Choi S, Park R, Hur N, Kim W (2020) Evaluation of wearing comfort of dust masks. *PLOS ONE* 15(8): e0237848.
- [41] V. Arumuru, J. Pasa, S. S. Samantaray, and V. S. Varma, "Breathing, virus transmission, and social distancing—An experimental visualization study," *AIP Adv.* 11(4), 045205 (2021).
- [42] Carlos A. Asenjo, Ricardo A. Pinto. CARACTERÍSTICAS ANÁTOMO-FUNCIONAL DEL APARATO RESPIRATORIO DURANTE LA INFANCIA. *Revista Médica Clínica Las Condes*. Volume 28, Issue 1. 2017. Pages 7-19. ISSN 0716-8640.
- [43] Ignacio Barreras Bernad. Optimización fluido-dinámica de un stent de tráquea. Proyecto fin de carrera. Escuela Universitaria de Ingeniería Técnica Industrial. Ingeniería Técnica Mecánica.
- [44] Iván Méndez-Benegassi Silva, Virginia Vasallo García, Carlos Cenjor Español. II NARIZ Y SENOS PARANASALES. Capítulo 41: ANATOMÍA Y EMBRIOLOGÍA DE LA NARIZ Y SENOS PARANASALES.
- [45] David A. Morton, K. Bo Foreman, Kurt H. Albertine. Anatomía macroscópica: Un panorama general. Capítulo 23.
- [46] Borojeni AAT, Garcia GJM, Moghaddam MG, Frank-Ito DO, Kimbell JS, Laud PW, Koenig LJ, Rhee JS. Normative ranges of nasal airflow variables in healthy adults. *Int J Comput Assist Radiol Surg.* 2020 Jan;15(1):87-98.
- [47] Albahout KS, Lopez RA. Anatomy, Head and Neck, Pharynx. 2020 Jul 27. In: *StatPearls* [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2021 Jan-. PMID: 31334991.
- [48] Juan Agustín Rodríguez D`Aquila, Matías Etcheverry, Guillermo Stipech. Anatomía de la faringe. Pharynx anatomy. *Revista de la Federación Argentina de Sociedades de Otorrinolaringología*. Año 21 - N° 2 - 2014.
- [49] Anatomía de la faringe. Cristina Moscoso.
- [50] J.M. Prades, S. Chardon. Anatomía y fisiología de la tráquea. *EMC - Otorrinolaringología*. Volume 29, Issue 1. 2000. Pages 1-12. ISSN 1632-3475.
- [51] Ito K. Toward the development of an in silico human model for indoor environmental design. *Proc Jpn Acad Ser B Phys Biol Sci.* 2016;92(7):185-203.
- [52] Chang Xu, Nguyen Dang Khoa, Sung-Jun Yoo, Xin Zheng, Shifei Shen, Kazuhide Ito. Inhalation airflow and ventilation efficiency in subject-specific human upper

airways. *Respiratory Physiology & Neurobiology*. Volume 285. 2021. 103587. ISSN 1569-9048.

[53] Xu, Chunwen & Nielsen, Peter & Gong, Guangcai & Liu, Li & Jensen, Rasmus. (2014). Measuring the exhaled breath of a manikin and human subjects. *Indoor air*. 25.

ANEXO I. PLANOS DE FABRICACIÓN

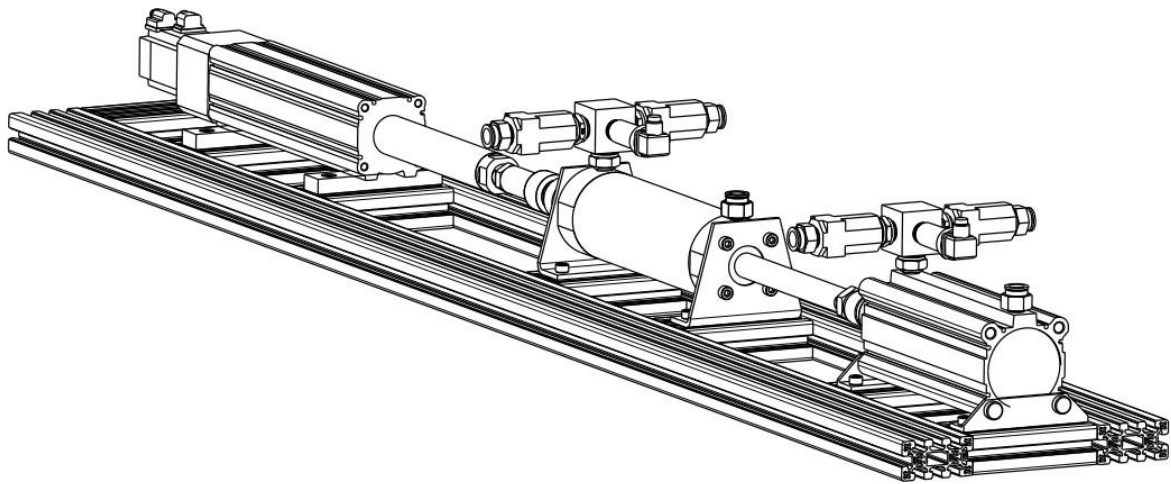
Para el correcto montaje de la instalación experimental, se necesitaban piezas de unión que no se tenían fabricadas. Para la definición de las piezas necesarias, se midieron las roscas y longitudes de las piezas existentes en el laboratorio de Mecánica de Fluidos, del Paseo del Cauce, 59, que posteriormente fueran a acoplarse a las piezas que se tenían que fabricar. Los planos de fabricación se han realizado con el programa de diseño asistido por ordenador (CAD) CATIA V5-6R2020.

ÍNDICE DE PLANOS

1. PLANO DE FABRICACIÓN CASQUILLO 1
2. PLANO DE FABRICACIÓN CASQUILLO 2
3. PLANO DE FABRICACIÓN CASQUILLO 3
4. PLANO DE FABRICACIÓN COLECTOR
5. PLANO DE FABRICACIÓN SOPORTES SERVOMOTOR

ANEXO II. PLANOS DE LA INSTALACIÓN

En el Anexo II se adjuntan una serie de planos y vistas que ayudan a entender el funcionamiento de la instalación y describen de una manera general su geometría.



ANEXO III. CÓDIGOS DE PROGRAMACIÓN DE LOS CICLOS EN EL MR CONFIGURATOR2

En este Anexo se adjuntan los códigos de programación de los diferentes ciclos que se han estudiado experimentalmente, así como los de las curvas características de un estornudo y de una tos, para que en futuros trabajos se tengan ya hechos.

ÍNDICE DE CÓDIGOS

FUNCIONES CONTINUAS

- $V_{\text{pistón}} = 0.042 \text{ m/s}$
- $V_{\text{pistón}} = 0.083 \text{ m/s}$
- $V_{\text{pistón}} = 0.166 \text{ m/s}$
- $V_{\text{pistón}} = 0.25 \text{ m/s}$

FUNCIONES DISCONTINUAS

- $V_{\text{pistón}} = 0.042 \text{ m/s}$
- $V_{\text{pistón}} = 0.083 \text{ m/s}$
- $V_{\text{pistón}} = 0.166 \text{ m/s}$
- $V_{\text{pistón}} = 0.25 \text{ m/s}$

EVENTOS RESPIRATORIOS REALES PARA TRABAJOS FUTUROS

- Estornudo
- Tos