



UNIVERSIDAD NACIONAL DE LA PLATA
FACULTAD DE INGENIERIA
DEPARTAMENTO DE AERONAUTICA

INFORME DE TRABAJO FINAL

***Análisis Fluidodinámico Computacional de inyección de medicamento
en circuitos de ventilación mecánica***

Alumno: Herrera, Matias Agustín

Carrera: Ingeniería Aeronáutica

Directora: Scarabino, Ana Elena

Codirector: Bacchi, Federico Alfredo

Fecha: 11-11-2018

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar y por sobre todo agradecer a mi familia. A mi padre Costantino que aunque por cuestiones laborales desde hace un tiempo se encuentra lejos, desde la distancia me brinda todo su apoyo emocional. A mi madre Laura por su apoyo incondicional, por las incontables tardes de mates acompañándome durante mis estudios, y desde las pequeñas cosas del día a día, hasta en los momentos más complicados durante la carrera. A mi hermana Milagros, quien en este momento se encuentra realizando sus estudios de doctorado en Francia, por sus innumerables consejos y ayudas durante toda la carrera. A mis hermanos Santiago y Candela por su compañía diaria. A ellos les debo todo. Ellos son la motivación de mí día a día.

En segundo lugar agradecer a toda la familia, tíos y primos, por la cantidad de momentos y risas compartidas, y en particular a mi abuela Marta y mi abuelo Felix.

A mis amigos y compañeros con los que compartí incontables buenos momentos a lo largo de la carrera.

A mis directores Ana y Fede, en primer lugar por la oportunidad que me dieron de formarme académicamente y trabajar junto a ellos en estos últimos años de la carrera, y en segundo lugar por todo el apoyo necesario para la realización del trabajo. A Agustina Ravettino por su ayuda brindada en los inicios del presente trabajo.

Por último, al señor Norberto Martire, gracias a quien nació el estudio del presente trabajo.

RESUMEN

De la misma forma que existen aerocámaras portables de uso manual, para la ayuda en el tratamiento de personas con enfermedades como el asma, bronquitis y EPOC (enfermedad pulmonar obstructiva), entre otras, también existen aerocámaras de uso en circuitos de ventilación mecánica. Los circuitos de ventilación mecánica son circuitos cuya función es realizar el proceso de ventilación sobre personas que presentan dificultades para realizarlo por sí mismas. La función de la aerocámara es la misma en ambos casos, funciona como un medio para suministrar el medicamento al circuito de ventilación.

El presente trabajo consiste entonces en el estudio fluidodinámico computacional de la inyección de medicamentos en circuitos de ventilación mecánica mediante aerocámaras, buscando la optimización y el aumento de eficiencia del dispositivo utilizado como medio para realizar la inyección. Se analizaron dos modelos de aerocámaras propuestos y se compararon los resultados con los de una aerocámara de referencia actualmente utilizada en circuitos de ventilación. El estudio se realizó mediante el software CFX-ANSYS de CFD para lo cual se resolvió un problema multifásico con dispersión de partículas en una configuración turbulenta, tridimensional y no estacionaria, ya que debió simularse a lo largo del tiempo la evolución del campo fluidodinámico durante el ciclo de inspiración, así como las trayectorias de las micro gotas de medicación durante dicho ciclo.

ÍNDICE DE CONTENIDOS

1. Objetivos.....	1
2. Alcance.....	1
3. Introducción.....	1
4. Marco teórico del sistema respiratorio.....	2
4.1. El sistema respiratorio y sus partes.....	2
4.2. Proceso de ventilación.....	4
4.3. Volúmenes pulmonares.....	5
5. Marco teórico de la mecánica de ventilación.....	6
5.1. Fundamentos de la mecánica de ventilación.....	6
5.2. Introducción a la mecánica de ventilación.....	7
5.3. Aerocámaras.....	9
5.4. Problemas asociados a la utilización de aerocámaras.....	11
5.5. Método de inyección utilizado.....	11
5.6. Características del medicamento inyectado.....	13
5.7. Condiciones de operación del circuito de ventilación.....	13
6. Antecedentes y estudios previos.....	15
7. Marco teórico de la dinámica de fluidos.....	16
7.1. Proceso de atomización.....	19
7.2. Distribución de diámetros de partículas.....	23
7.3. Interacción fluido-partícula.....	25
7.4. Modelo de inyección de partículas.....	26
8. Metodología.....	26
9. Relevamiento del circuito de ventilación y de la aerocámara convencional CHC.....	27
10. Análisis del tubo corrugado del circuito de ventilación.....	29
10. Relevamiento de aerocámara convencional CHC.....	31
11. Generación del modelo en 3D del circuito de ventilación con la aerocámara CHC.....	33
12. Simulación del circuito con la aerocámara CHC.....	35
12.1. Creación y tratamiento de la malla computacional.....	35
12.2. Estimación de la altura del primer elemento de la capa límite.....	37
12.3. Malla computacional. Circuito con aerocámara CHC	37

12.4. Análisis de independencia de los resultados con el mallado.....	39
13. Configuración de la simulación.....	40
13.1. Configuraciones generales.....	41
13.2. Condiciones de borde.....	41
14. Análisis de resultados del circuito con aerocámara CHC.....	43
15. Rediseño de aerocámaras y generación de CADs.....	45
15.1. Modelado de aerocámaras rediseñadas.....	45
15.2. Modelado de circuitos de ventilación.....	48
16. Creación y tratamiento de la malla computacional para los circuitos con aerocámaras rediseñadas.....	49
16.1. Malla computacional. Aerocámara 1.....	49
16.2. Malla computacional. Aerocámara 2.....	50
16.3. Análisis de independencia de resultados con la malla.....	52
16.4. Configuración de la simulación de circuitos con las aerocámaras rediseñadas.....	53
17. Resultados.....	53
17.1. Circuito de ventilación con aerocámara convencional CHC.....	53
17.1.1. Visualización de partículas adheridas a las paredes.....	53
17.1.2. Espesor de la capa de partículas adheridas a las paredes.....	54
17.1.3. Visualización del campo de velocidades.....	55
17.1.4. Visualización del flujo de aire.....	56
17.1.5. Análisis de porcentajes de partículas adheridas a las paredes del circuito.	57
17.2. Circuito de ventilación con aerocámara 1.....	60
17.2.1. Visualización de partículas adheridas a las paredes.....	60
17.2.2. Espesor de la capa de partículas adheridas a la pared.....	60
17.2.3. Visualización del campo de velocidades.....	61
17.2.4. Visualización del flujo de aire.....	62
17.2.5. Análisis de porcentajes de partículas adheridas a las paredes del circuito.....	63
17.3. Circuito de ventilación con aerocámara 2.....	66
17.3.1. Visualización de partículas adheridas a las paredes.....	66
17.3.2. Espesor de la capa de partículas adheridas a las paredes.....	66
17.3.3. Visualización del campo de velocidades.....	67

17.3.4. Visualización de flujo de aire.....	69
17.3.5. Análisis de porcentajes de partículas adheridas al circuito.....	70
18. Análisis y comparación de resultados.....	73
19. Discusion de resultados.....	76
20. Conclusión.....	78
21. Trabajos futuros.....	79
22. Referencias.....	79

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.- Partes del sistema respiratorio.....	3
Figura 2.- Zonas del sistema respiratorio.....	4
Figura 3.- Volúmenes pulmonares.....	5
Figura 4.- Esquema circuito de ventilación mecánica.....	8
Figura 5.- Ventiladores mecánicos.....	8
Figura 6.- Aerocámara portable de uso manual.....	9
Figura 7.- Aerocámara en circuito de ventilación mecánica.....	10
Figura 8.- Tipos de aerocámaras.....	10
Figura 9.- Esquema de <i>pressured metered dose inhaler</i> (pMDI).....	12
Figura 10.- Método de inyección en aerocámaras.....	12
Figura 11.- Curvas de inspiración y espiración. Control de volumen.....	15
Figura 12.- Proceso de atomización. Chorro de fluido.....	20
Figura 13.- Proceso de atomización. Lámina de fluido.....	20
Figura 14.- Atomización secundaria de gotas de fluido newtoniano.....	21
Figura 15.- Modos de rompimiento de la etapa secundaria. Proceso de atomización.....	22
Figura 16.- Comparación de distribuciones de diámetros de partículas.....	24
Figura 17.- Circuito de ventilación físico relevado.....	28
Figura 18.- Aerocámara convencional CHC.....	29
Figura 19.- Tubo corrugado en 2D. Vista ampliada.....	30
Figura 20.- Tubo corrugado en 2D. Vista completa.....	31
Figura 21.- Caída de presión longitudinal. Tubo corrugado en 2D.....	31
Figura 22.- Diagrama de Moody.....	33

Figura 23.- Aerocámara CHC. Vista isométrica explosionada.....	34
Figura 24.- Aerocámara CHC. Vista isométrica en corte.....	34
Figura 25.- Circuito de ventilación con aerocámara convencional CHC.....	35
Figura 26.- Caracterización de la capa límite.....	36
Figura 27.- Mallado de aerocámara CHC. Vista en perspectiva.....	38
Figura 28.- Mallado de aerocámara CHC. Vista en corte.....	38
Figura 29.- Caracterización de la malla de la aerocámara CHC. Skewness.....	38
Figura 30.- Presión y velocidad media. Circuito con aerocámara CHC.....	39
Figura 31.- Flujo másico en la entrada.....	42
Figura 32.- Presión estática a la salida.....	42
Figura 33.- Flujo másico de inyección de partículas.....	43
Figura 34.- Pared con rugosidad de 0,015 mm.....	43
Figura 35.- Contornos de energía cinética turbulenta.....	44
Figura 36.- Aerocámara 1. Vista isométrica.....	45
Figura 37.- Aerocámara 1. Vista lateral en corte.....	46
Figura 38.- Aerocámara 1. Vista explosionada.	47
Figura 39.- Aerocámara 2. Vista isométrica.....	47
Figura 40.- Aerocámara 2. Vista lateral en corte.....	47
Figura 41.- Aerocámara 2. Vista explosionada.....	48
Figura 42.- Circuito de ventilación con aerocámara 1.....	48
Figura 43.- Circuito de ventilación con aerocámara 2.....	49
Figura 44.- Mallado de aerocámara 1. Vista en perspectiva.....	49
Figura 45.- Mallado de aerocámara 1. Vista en corte.....	50
Figura 46.- Caracterización de la malla de la aerocámara 1. Skewness.....	50
Figura 47.- Mallado de la aerocámara 2. Vista en perspectiva.....	51
Figura 48.- Mallado de la aerocámara 2. Vista en corte.....	51
Figura 49.- Caracterización de la malla de la aerocámara 2. Skewness.....	52
Figura 50.- Presión y velocidad media. Circuito con aerocámara 2.....	53
Figura 51.- Partículas adheridas a las paredes. Aerocámara CHC.....	54
Figura 52.- Espesor de la capa de partículas adheridas a las paredes. Aerocámara CHC.....	55
Figura 53.- Contornos y vectores de velocidad. Aerocámara CHC.....	55

Figura 54.- Vectores de velocidad. Aerocámara CHC.....	56
Figura 55.- Líneas de corriente. Aerocámara CHC.....	56
Figura 56.- Partículas adheridas a las paredes. Aerocámara 1.....	60
Figura 57.- Espesor de la capa de partículas. Aerocámara 1.....	61
Figura 58.- Contornos y vectores de velocidad. Aerocámara 1.....	61
Figura 59.- Vectores de velocidad. Aerocámara 1.....	62
Figura 60.- Líneas de corriente. Aerocámara 1.....	62
Figura 61.- Partículas adheridas a las paredes del circuito. Aerocámara 2.....	66
Figura 62.- Espesor de capa de partículas. Aerocámara 2.....	67
Figura 63.- Contornos de velocidad. Aerocámara 2.....	67
Figura 64.- Vectores de velocidad. Aerocámara 2.....	68
Figura 65.- Vectores. Contracción de aerocámara 2.....	68
Figura 66.- Líneas de corriente. Aerocámara 2.....	69
Figura 67.- Líneas de corriente. Circuito de ventilación completo. Aerocámara 2.....	70
Figura 68.- Flujo de partículas que llegan a los bronquios. Salida del tubo endotraqueal.....	75
Figura 69.- Masa de medicamento inspirada como una función del tiempo.....	76

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1.- Principales causas de asistencia mediante ventilación mecánica.....	7
Tabla 2.- Características del Fármaco.....	13
Tabla 3.- Ventajas y desventajas de los modos de funcionamiento del ventilador.....	14
Tabla 4.- Configuración de la simulación. Tubo corrugado en 2D.....	30
Tabla 5.- Caracterización de la malla de la aerocámara CHC. Ortogonalidad y skewness.....	39
Tabla 6.- Configuraciones generales. Simulación.....	41
Tabla 7.- Condiciones de borde. Flujo de entrada.....	41
Tabla 8.- Condiciones de borde. Flujo de salida.....	42
Tabla 9.- Inyección de partículas.....	42
Tabla 10.- Análisis de partículas. Circuito con aerocámara CHC.....	44
Tabla 11.- Caracterización de la malla de la aerocámara 1. Ortogonalidad y skewness.....	50
Tabla 12.- Caracterización de la malla de la aerocámara 2. Ortogonalidad y skewness.....	52
Tabla 13.- Análisis de partículas adheridas al circuito. Aerocámara CHC.....	59
Tabla 14.- Análisis de partículas adheridas al circuito. Aerocámara 1.....	65
Tabla 15.- Análisis de partículas adheridas al circuito. Aerocámara 2.....	73
Tabla 16.- Comparación de resultados.....	76

1. OBJETIVOS

Se busca comparar la eficiencia de la inyección de medicamento desde una aerocámara convencional, conocida comúnmente como “collapsible holding chamber” (CHC) o cámara de retención colapsable denominada así por su capacidad de plegarse luego de su utilización, la cual es actualmente utilizada en circuitos de ventilación mecánica, contra la eficiencia de dos nuevos diseños de aerocámaras. Con eficiencia entiéndase a la cantidad de partículas de medicamento que logran llegar a las vías respiratorias, respecto de la dosis de medicamento inyectada en el circuito. A partir de dicha comparación y análisis se buscará encontrar las ventajas y deficiencias de ambos dispositivos respecto a la aerocámara CHC con el fin de obtener conclusiones para futuras modificaciones.

En resumen, los objetivos son:

- Análisis fluidodinámico computacional de la eficiencia de la inyección de medicamento en circuitos de ventilación mecánica con la aerocámara CHC y con dos nuevos diseños de aerocámaras.
- Análisis y comparación de resultados obtenidos.

2. ALCANCE

Cabe destacar que los resultados obtenidos son de carácter cualitativo debido a las simplificaciones realizadas en la geometría tanto de las aerocámaras como las realizadas sobre el circuito de ventilación. Dichas simplificaciones fueron realizadas con el objeto de hacer viable la simulación computacional y serán comentadas a lo largo del trabajo.

3. INTRODUCCIÓN

En el presente trabajo se analizará, en primer lugar, el efecto del tubo corrugado del circuito de ventilación, sobre la deposición de partículas en el circuito y la diferencia en cuanto a un tubo flexible en lugar del tubo corrugado. Posteriormente, se analizará la inyección de medicamento en circuitos de ventilación mecánica a partir de tres aerocámaras diferentes. Por un lado la aerocámara (CHC) actualmente utilizada en circuitos de ventilación, y por otra parte dos nuevos diseños de aerocámara. Los resultados obtenidos mediante el circuito con la aerocámara convencional CHC serán utilizados como referencia para comparar con los resultados obtenidos mediante los dos nuevos diseños de aerocámara. Por su parte, el circuito de ventilación encargado de transportar el



medicamento desde la aerocámara hasta las vías respiratorias será exactamente el mismo para todos los casos. Las dimensiones, tanto del circuito de ventilación como de la aerocámara convencional CHC, han sido relevadas de un circuito de ventilación común de uso médico.

El medicamento utilizado será la droga Salbutamol, comercialmente conocida como “Ventolin”, la cual es inyectada a partir de un pMDI (*pressured metered dose inhaler*, o “puff”) en la aerocámara del circuito de ventilación. Las condiciones de inyección y los parámetros que la caracterizan serán detallados a lo largo del trabajo.

El trabajo constará de las siguientes etapas:

- Marco teórico, donde se introduce todo el conocimiento básico necesario para el entendimiento del problema. Se comienza con la introducción al sistema respiratorio, cómo funciona, el proceso de ventilación y las causas asociadas a la intubación de las personas. Se introduce a la mecánica de ventilación, las aerocámaras, los métodos de inyección y los medicamentos utilizados. Posteriormente se realiza una breve descripción de los modos de operación de los circuitos de ventilación, hecho que resulta indispensable ya que define la operación del circuito. A continuación se dan los antecedentes y estudios previos realizados sobre la temática que han sido de interés en la realización del presente trabajo, y se introduce por último al marco teórico de la dinámica de fluidos y de la inyección de partículas.
- Metodología utilizada para el desarrollo del trabajo. Relevamiento del circuito de ventilación y la aerocámara CHC, análisis del tubo corrugado, simulación del circuito con la aerocámara CHC con un tubo corrugado y un tubo flexible, configuración de la simulación donde se presentan además las condiciones iniciales y de bordes impuestas, análisis de resultados del circuito con la aerocámara CHC, rediseño de aerocámaras y generación de modelos 3D, tratamiento de las mallas computacionales y simulaciones.
- Finalmente se presentan y discuten los resultados del trabajo.

4. MARCO TEÓRICO DEL SISTEMA RESPIRATORIO

4.1. El sistema respiratorio y sus partes

El sistema respiratorio es el encargado de intercambiar gases con el entorno que lo rodea. La función principal es captar el oxígeno (O₂) del aire, necesario para la actividad y el desarrollo de las células, y expulsar dióxido de carbono (CO₂) de la sangre, el cual es el resultado de dicho metabolismo celular, y el cual debe ser expulsado hacia el exterior.

En los seres humanos el sistema respiratorio se encuentra formado básicamente por las fosas nasales, boca, faringe laringe, tráquea y pulmones. Los pulmones a su vez se encuentran conformados por los bronquios, bronquiolos y alveolos pulmonares. A continuación se observa un esquema representativo del sistema respiratorio [1].

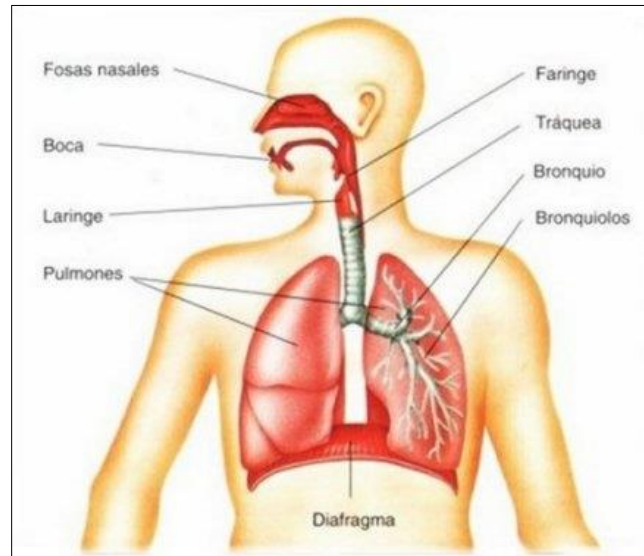


Figura 1.- Partes del sistema respiratorio.

En base a las funciones llevadas a cabo, el sistema respiratorio comúnmente se divide en zona de conducción y zona respiratoria tal como se observa en la figura 2.

La zona de conducción está constituida por la tráquea, la cual se divide en los bronquios principales (derecho e izquierdo) los que a su vez se dividen en bronquios lobulares, segmentarios y terminales. Su función es la de conducir el aire inspirado hacia las regiones de intercambio gaseoso. Como estas vías no interactúan en el intercambio gaseoso se denominan espacio muerto anatómico y en personas adultas ocupan un volumen típico de aproximadamente 150 ml.

La zona respiratoria se considera a partir de los bronquiolos respiratorios, los cuales en ocasiones presentan alveolos, hasta llegar a los conductos alveolares, los cuales están completamente revestidos de alveolos. En esta zona se produce el intercambio gaseoso y constituye la mayor parte del pulmón con un volumen de alrededor de 2.5 a 3 L (volumen de la region alveolar) [1]. A continuación se observa esquemáticamente dicha clasificación.

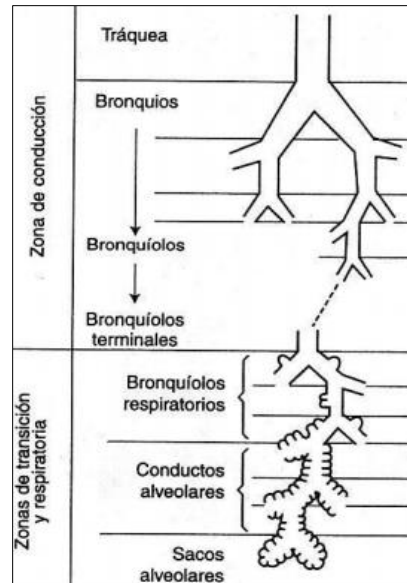


Figura 2.- Zonas del sistema respiratorio [1].

4.2. Proceso de ventilación

El proceso de ventilación, en condiciones normales es un proceso activo e involuntario el cual consta de dos etapas, la inspiración y espiración. Durante la inspiración los músculos intercostales se expanden elevando las costillas y el diafragma se contrae, bajando y produciéndose así una expansión del tórax. Esta expansión produce un aumento del volumen, lo cual se traduce en una presión (manométrica) negativa, la que induce el flujo del aire hacia los pulmones.

De la misma forma y en condiciones normales la espiración se produce de forma natural debido a la elasticidad del tórax, músculos intercostales y diafragma, los cuales en reposo recuperan su posición inicial, disminuyendo el volumen y generando una presión (manométrica) positiva, la que induce el flujo del aire hacia el exterior.

Como se mencionó, en condiciones normales este proceso es involuntario ya que los impulsos que se transmiten a los diferentes músculos son originados en el tronco encefálico o tallo cerebral, la parte del cerebro encargado de coordinar la respiración. Sin embargo, el ser humano puede controlar de forma consciente y dentro de ciertos límites este proceso debido a que los estímulos de la corteza cerebral, la parte del cerebro donde entre otras cosas se toman las decisiones, se pueden priorizar respecto a los del tallo cerebral [1,2].

4.3. Volúmenes pulmonares

A continuación se mencionan y describen brevemente los diferentes volúmenes en el proceso de ventilación. Tales volúmenes pueden ser observados en la figura 4.

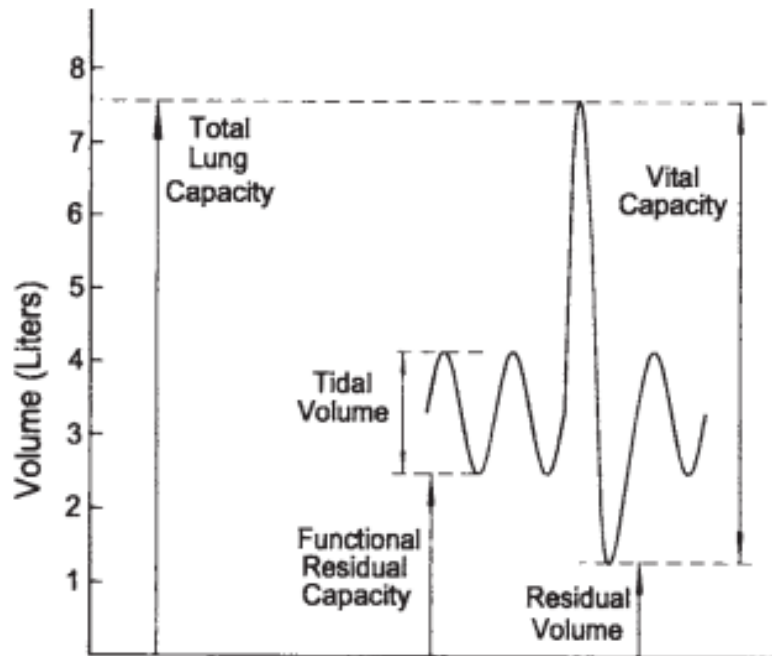


Figura 3.- Volúmenes pulmonares [2].

- Capacidad total pulmonar: es la cantidad máxima de aire que pueden contener los pulmones.
- Volumen residual: es la cantidad remanente de aire luego de la espiración máxima.
- Capacidad vital: es la cantidad máxima de aire que puede inhalarse luego de la espiración.
- Capacidad funcional residual: es la cantidad remanente de aire luego de una espiración normal.
- Volumen tidal: cantidad de aire inhalado y exhalado en un ciclo durante la respiración normal.

Estos volúmenes son medidos mediante dispositivos como el espirómetro y métodos basados en la Ley de Dalton de los gases ideales, donde midiendo presiones parciales las relacionan con las fracciones volumétricas.

5. MARCO TEÓRICO DE LA MECÁNICA DE VENTILACIÓN

5.1. Fundamentos de la mecánica de ventilación

La función del sistema respiratorio es el intercambio de oxígeno y dióxido de carbono, manteniendo las concentraciones en valores adecuados y por ende manteniendo las presiones parciales en un cierto rango de valores. El rango comúnmente aceptado en la bibliografía [3,4,5] para dichos valores es de:

- Presión parcial de oxígeno (PaO_2): 80-100 mmHg.
- Presión parcial de dióxido de carbono (PaCO_2): 35–45 mmHg.

Estos valores pueden ser obtenidos mediante gasometría, a partir de una muestra de sangre arterial. Otros parámetros igualmente importantes obtenidos comúnmente en la gasometría son el pH y la presión de saturación del oxígeno (PsatO_2), entre otros. Todos estos parámetros están íntimamente relacionados por lo que la variación de uno conlleva la variación del resto, y son utilizados en la determinación de problemas y enfermedades asociadas al sistema respiratorio.

La hipocapnia es la disminución del dióxido de carbono en la sangre por debajo de los niveles normales establecidos, asociado a una disminución de la presión parcial del dióxido de carbono que surge como resultado de una respiración rápida o profunda conocida como hiperventilación, que puede estar asociada a mareos y alteraciones visuales. Lo contrario a la hiperventilación, es la hipoventilación, lo cual es una ventilación disminuida o insuficiente para el intercambio gaseoso adecuado. La hipoventilación conduce a la hipercapnia (lo contrario a la hipocapnia), que es la elevación anormal en la concentración de dióxido de carbono asociado a presiones parciales de dióxido de carbono superiores a 45 mmHg y suele darse junto con la hipoxemia la cual consiste en niveles disminuidos de oxígeno, asociado a presiones parciales de oxígeno menores a 60 mmHg. La hipoxemia es comúnmente conocida como insuficiencia respiratoria parcial, y junto con la hipercapnia son conocidas como insuficiencia respiratoria global [3]. Esta anomalía es una de las causas principales que llevan a la intubación de la persona y posterior ventilación mecánica asistida. Si bien existen diferentes tipos de hipercapnia, todas tienen origen en diversos problemas tales como estados avanzados de la enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC), síndrome de apnea-hipopnea, asma bronquial, broncoespasmo, o restricciones respiratorias, como traumatismos torácicos, procesos que causan restricción de la capacidad respiratoria, como ser distrofia muscular o parálisis del diafragma, entre otros [4].

También existen otras indicaciones para la intubación endotraqueal no relacionadas a datos provenientes de la gasometría, sino asociadas a procedimientos que requieren anestesia general, RCP avanzado, problemas neurológicos asociados a la descoordinación involuntaria del proceso de ventilación, entre otros [4].

En la tabla 1 se resumen las principales causas de asistencia mediante ventilación mecánica:

Enfermedades pulmonares	EPOC, asma bronquial, broncoespasmo, entre otras.
Restricciones respiratorias	Traumatismos torácicos, distrofia muscular, parálisis, entre otras.
Procedimientos generales	Anestesia general, RCP avanzado
Problemas neurológicos	Asociado a la descoordinación involuntaria de los músculos.

Tabla 1.- Principales causas de asistencia mediante ventilación mecánica.

5.2. Introducción a la mecánica de ventilación

La ventilación mecánica es un apoyo tecnológico vital y un componente crítico en unidades de cuidados intensivos. Este sistema es el encargado de generar los ciclos de inspiración y espiración en pacientes que lo requieren por alguna de las causas mencionadas en la sección 5.1. A este problema se le suma la importancia de suministrar drogas mediante vía inhalatoria, tales como broncodilatadores, antivirales, anti-inflamatorios, entre otros, con el objetivo de atacar el problema respiratorio que ha desembocado en la intubación [5].

A modo introductorio, en la figura 4 se muestra un esquema genérico de un circuito de ventilación mecánica utilizando una aerocámara como método de inyección de medicamento. En el mismo se pueden observar los elementos básicos del circuito, como el dispositivo de ventilación mecánica (ventilador), el humidificador, cuya función es calentar y humidificar el flujo de aire que ingresa por la rama inspiratoria, y la aerocámara (spacer), dispositivo por el cual se inyecta el medicamento en el circuito. El circuito consta además de una rama inspiratoria y una rama espiratoria.

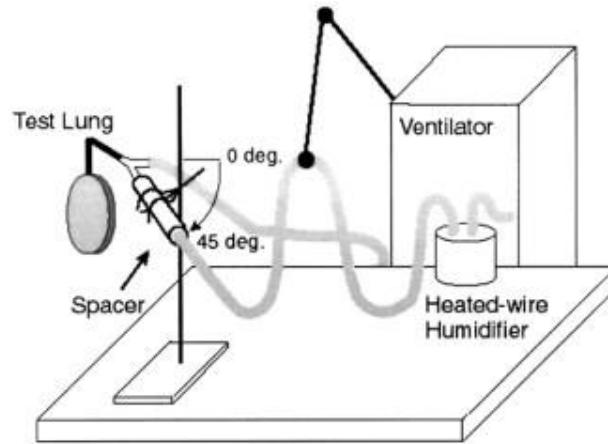


Figura 4.- Esquema circuito de ventilación mecánica.

El ventilador mecánico es el encargado de generar una presión positiva en la vía o rama inspiratoria, en la cual se encuentra la aerocámara, ingresando así el flujo de inspiración; posteriormente el flujo de espiración es liberado por la vía secundaria (rama espiratoria) del circuito, ya sea de forma activa (controlada por el ventilador) o pasiva por la acción elástica de los músculos. A continuación se observan a modo ejemplificativo dos tipos de ventiladores mecánicos.



Figura 5.- Ventiladores mecánicos [5].

Por otra parte, dentro de los tipos de circuitos de ventilación, podemos encontrar circuitos invasivos, ya sea utilizando tubo endotraqueal, o traqueotomía, y circuitos no invasivos utilizando máscaras. En cuanto a la inyección de medicamento en el circuito de ventilación, existen además

de las aerocámaras, otros métodos como la nebulización, ampliamente utilizada en la actualidad. En el presente trabajo el circuito analizado será invasivo mediante tubo endotraqueal y la inyección de medicamento se realizará a través de aerocámaras, las cuales serán el principal objeto de estudio.

5.3. Aerocámaras

Las aerocámaras son dispositivos cuya función es generar un volumen o espacio donde inyectar el medicamento, con el objetivo de disminuir la velocidad de las partículas, y mantenerlas en suspensión para ser inhaladas. Existen aerocámaras portables de uso manual, normalmente utilizadas en el tratamiento ya sea a largo o corto plazo por personas con enfermedades como EPOC, asma y bronquitis [6]. Estas aerocámaras son comúnmente utilizadas en personas adultas mayores y niños ya que evitan la dificultosa coordinación necesaria entre la inhalación y la inyección del medicamento. A continuación se observa a modo ejemplificativo una aerocámara de uso manual.

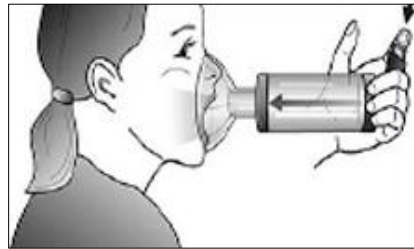


Figura 6.- Aerocámara portable de uso manual.

Con la misma finalidad de generar un espacio o volumen donde inyectar el medicamento, existen aerocámaras de uso en circuitos de ventilación mecánica. La función es básicamente la misma, sin embargo sus diseños en algunos casos son muy diferentes con respecto a las aerocámaras de uso manual. Esta aerocámara debe acoplarse a la rama inspiratoria del circuito de ventilación con el menor volumen posible, para no incrementar el espacio o volumen "muerto" del circuito (aquel que no interviene en el intercambio gaseoso, pero que debe ser tenido en cuenta por el ventilador mecánico) [4]. El acoplamiento de la aerocámara a un circuito de ventilación y las ramas espiratorias e inspiratorias se pueden observar esquemáticamente en la figura 7.

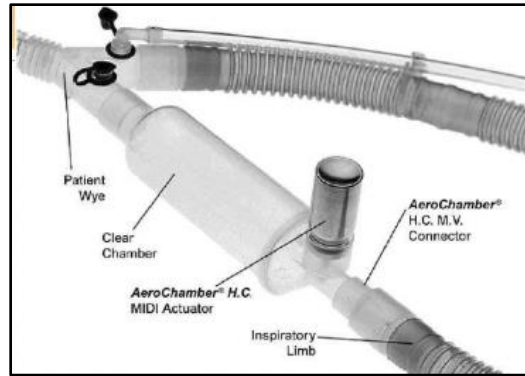


Figura 7.- Aerocámara en circuito de ventilación mecánica.

En la figura 8 se presentan a modo informativo distintos tipos de aerocámaras comúnmente utilizadas en circuitos de ventilación.

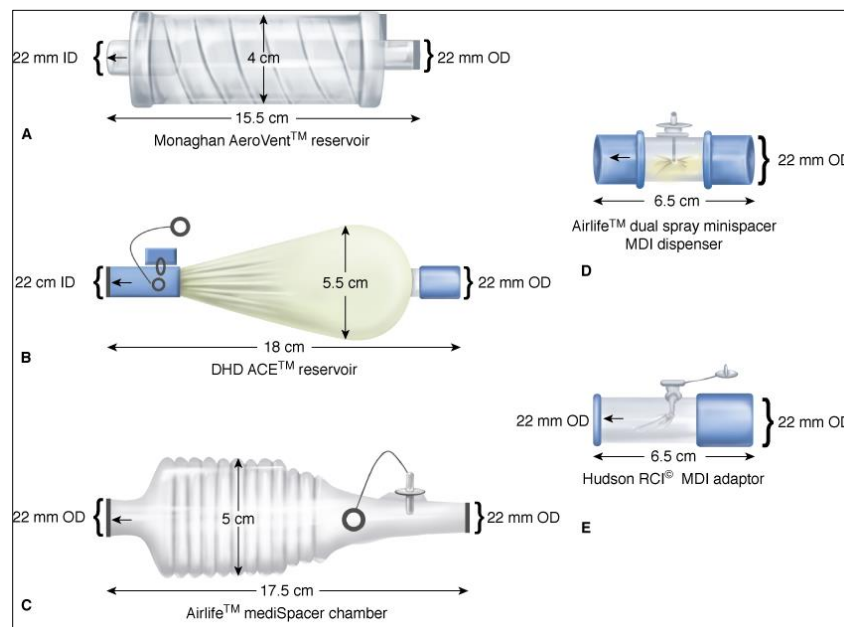


Figura 8.- Tipos de aerocámaras.

Para el presente trabajo la aerocámara utilizada de referencia en el circuito de ventilación es la “collapsible holding chamber” (CHC) denominada comercialmente como “Monaghan Aerovent”, la cual puede ser observada en la figura 8. Los resultados obtenidos utilizando dicha aerocámara de referencia serán comparados con los resultados de los nuevos diseños de aerocámaras, presentados más adelante en el informe.

5.4. Problemas asociados a la utilización de aerocámaras

Entre algunos de los inconvenientes que presentan las aerocámaras se puede mencionar el establecimiento de zonas de recirculación dentro de la misma, que reducen el flujo del medicamento hacia el circuito de ventilación. Otro de los inconvenientes es la condensación de las micro gotas dentro de la aerocámara. Dichas micro gotas, al entrar en contacto con las paredes de la aerocámara, se adhieren a la misma creando una muy delgada capa líquida de medicamento que no es transportado por el flujo de inspiración hacia las vías respiratorias. Este último problema es potenciado por tres efectos: primero, el impacto directo del spray al ser inyectado en la aerocámara; segundo, el impacto del flujo de inspiración en las paredes de la aerocámara al salir hacia afuera de la misma; por último, el efecto de atracción electrostática de las partículas de medicamento hacia las paredes de la aerocámara. Este último efecto es fuertemente dependiente del material de la aerocámara y es evitado con la adecuada limpieza de la misma [6,7].

Cabe destacar además, que son diversos los factores que afectan el desempeño de una aerocámara. Algunos de los que se pueden mencionar son el diámetro y longitud de la aerocámara, geometría de válvula de retención (en caso de tenerla), las características del spray de inyección, como velocidad, ángulo del cono de dispersión y diámetro de las gotas, cantidad de medicamento pulverizado, características del medicamento utilizado. También influyen el perfil de flujo de inspiración en el tiempo y la cantidad de flujo inspirado, los que dependen de cada paciente. Como se puede observar el problema es influenciado por diversos factores [6].

5.5. Método de inyección utilizado

Como se mencionó anteriormente, existen dos métodos clásicos de introducir medicamento en un circuito de ventilación. Una posibilidad es mediante nebulizadores, que rompen el medicamento líquido en pequeñas gotas, mediante ondas ultrasónicas o por medio de una corriente de aire impulsada por un pequeño compresor eléctrico. Estas micro gotas son transportadas por el flujo de inhalación hacia las vías respiratorias [8].

Otro método para introducir medicamento es mediante inhaladores de dosis medida o pMDI. El pMDI consiste básicamente en un cánister, el cual es un recipiente cilíndrico presurizado a una presión de aproximadamente 4 atmósferas que contiene un gas propelente y el medicamento en estado líquido. El gas propelente, típicamente hidrofluoroalcanos, cumple la función de expulsar el medicamento cuando el dispositivo es accionado. Además consta de una válvula medidora o dosificadora, cuya función es liberar una dosis medida de aproximadamente 100 microgramos por

pulsación. Tanto el tamaño de las partículas como el ángulo del cono de inyección del medicamento están determinados por las características geométricas de la boquilla de salida [7].

En la figura 9 se observa un esquema del pMDI.

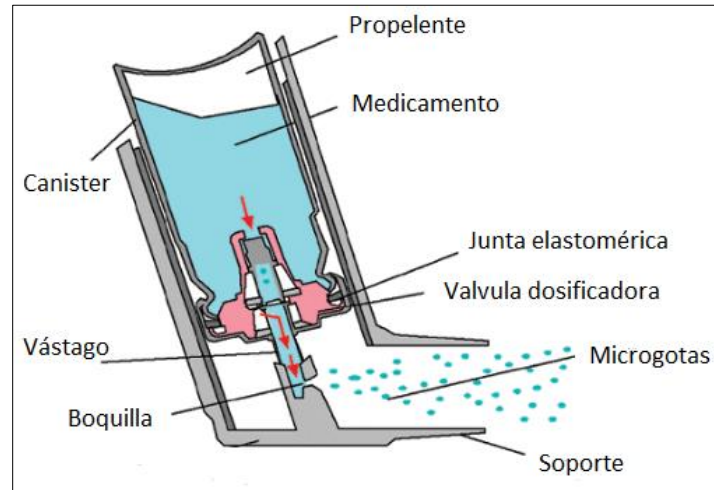


Figura 9.- Esquema de *pressured metered dose inhaler* (pMDI).

La utilización del pMDI en aerocámaras de circuitos de ventilación mecánica es muy simple, debiendo ser presionado el pMDI sobre un orificio situado en alguna parte de la aerocámara (dependiendo del modelo). La figura 10 ilustra su utilización en una aerocámara de circuitos de ventilación.

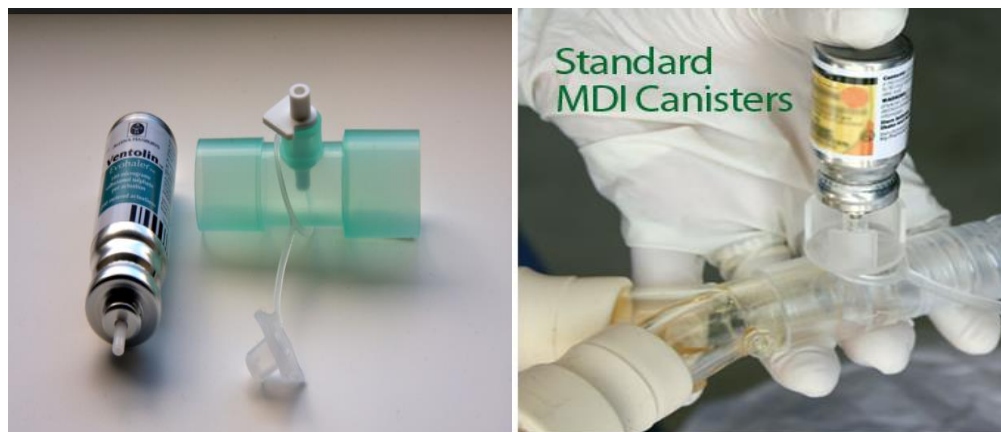


Figura 10.- Método de inyección en aerocámaras.

5.6. Características del medicamento inyectado

Entre los medicamentos típicos de administración por vía inhalatoria se encuentran los broncodilatadores, corticosteroides y antivirales [3,4]. Los mismos son utilizados para el tratamiento y alivio de síntomas en personas con enfermedades como el asma, bronquitis o EPOC, entre otras. Los corticosteroides son utilizados para el tratamiento a largo plazo, ya que disminuyen la inflamación de las vías respiratorias y la sensibilidad a la inhalación de ciertas sustancias. Los broncodilatadores, por su parte, son utilizados como medicamentos de acción rápida ya que cumplen la función de dilatar las vías respiratorias para facilitar la ventilación.

Para nuestro caso se considerará la droga Salbutamol, conocida comercialmente como Ventolin. La misma es una droga de uso mediante vía inhalatoria que contiene dos principios activos, salmeterol y propionato de fluticasona:

- El salmeterol es un broncodilatador que ayuda a mantener abiertas las vías respiratorias en el pulmón, haciendo más fácil la entrada y salida de aire.
- El propionato de fluticasona es un corticosteroide que disminuye la inflamación e irritación de los pulmones.

Droga	Salbutamol
Densidad	1230 kg/m ³
Viscosidad	0,21 mPa/s
Tensión superficial	8 mN/m ²
Dosis de inyección	100 microgramos*
Tiempo de actuación	0,1 s

Tabla 2.- Características del fármaco.

**Dicho valor depende del tipo de paciente neonatal, infantil o adulto, y del tipo de cánister utilizado. En general 100 microgramos representan una dosis comúnmente utilizada en adultos y adolescentes.*

5.7. Condiciones de operación del circuito de ventilación

Existen diferentes modos de ventilación (*ventilator mode*) los cuales pueden ser ajustados en el dispositivo de ventilación mecánica a la hora de la operación del circuito.

Entre estos modos se pueden mencionar:

- Continuous mandatory ventilation (CMV)
- Synchronized intermittent mandatory ventilation (SIMV)
- Pressure support ventilation (PSV)
- Continuous positive airway pressure (CPAP)
- Adaptative pressure control (APC)
- Adaptative support ventilation (ASV)

Cada modo está asociado a un cierto esquema de funcionamiento del dispositivo y deben ser elegidos evitando el asincronismo de la respiración del paciente con el patrón de respiración controlado por el ventilador mecánico, la artrofia muscular respiratoria, los esfuerzos respiratorios espontáneos, auto PEEP (*positive end expiratory pressure*, presión manométrica diferente de cero asociada a una distensión en los tejidos respiratorios al final de la espiración), fatiga y taquipnea, entre otros y buscando controlar la presión de las vías aéreas, el volumen tidal y la relación de respiración. Los modos de funcionamiento mencionados anteriormente están basados en dos esquemas de control: control de volumen y control de presión.

Por un lado, el control de volumen mantiene constante un cierto flujo inspiratorio ajustado previamente, variando de forma no controlable las condiciones de presión pulmonar.

Por otra parte, con el control de presión, la presión en las vías aéreas es controlada, independientemente de cambios en la resistencia de los tejidos. El flujo inspiratorio a su vez varía de forma no controlable.

En la tabla 3 se resumen ventajas y desventajas de ambos esquemas de funcionamiento.

Tipo	Ventajas	Desventajas
Ventilación por control de volumen	Volumen tidal constante con cambios en la resistencia. Tipo de ventilación clínicamente común.	Se incrementa la presión de plateau (presión de las vías aéreas al final de la inspiración al no circular aire) con riesgos de sobredistensión alveolar. El flujo inspiratorio fijo podría causar asincronismo.
Ventilación por control de presión	Reduce riesgo de sobredistensión. El flujo inspiratorio variable mejora el sincronismo en algunos pacientes.	Cambios en volumen tidal con cambios en la resistencia. Tipo de ventilación clínicamente menos familiar.

Tabla 3.- Ventajas y desventajas de los modos de funcionamiento del ventilador.

A partir de lo anteriormente explicado para el presente trabajo se optó por estudiar el circuito de ventilación con un esquema de control de volumen, el cual es un tipo de ventilación clínicamente común. Dicho esquema de control de volumen es tenido en cuenta para todos los casos de estudio, el circuito de ventilación con la aerocámara convencional CHC y los circuitos con los nuevos diseños de aerocámara.

Las curvas típicas correspondientes al esquema de control de volumen se muestran en la figura 11.

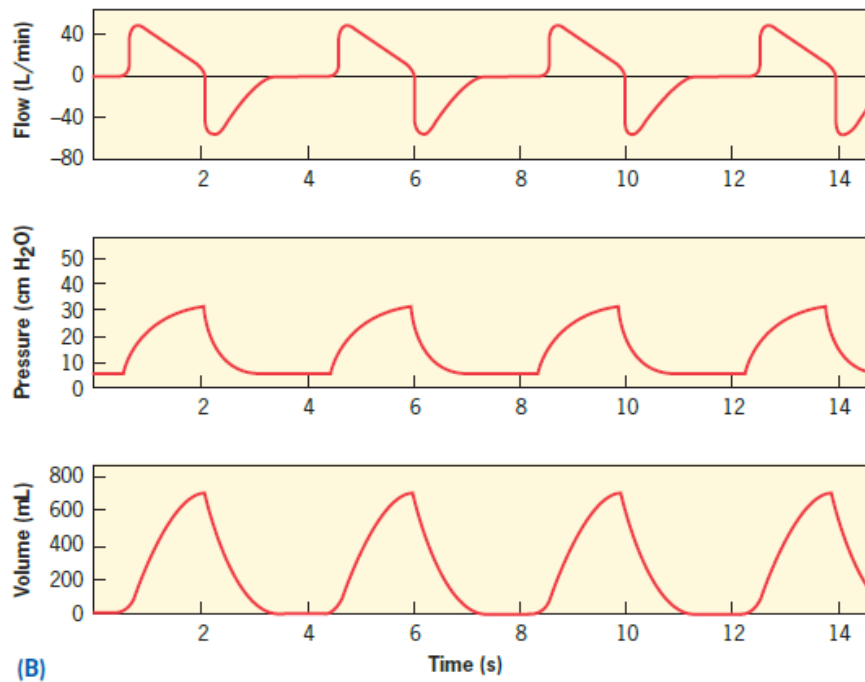


Figura 11.- Curvas de inspiración y espiración. Control de volumen [5].

Estas curvas corresponden al flujo inspiratorio controlado por el ventilador mecánico, es decir la cantidad de litros por minuto que circulan, la presión pulmonar típica (no controlable en el control de volumen), medida en centímetros de columna de agua, y el volumen inspiratorio en mililitros.

Cabe destacar que estas son curvas típicas para el esquema de control de volumen, que no tienen en cuenta la presencia de ninguna anomalía tal como auto PEEP, asincronismo, etc. de las anteriormente mencionadas.

6. ANTECEDENTES Y ESTUDIOS PREVIOS

Existen numerosos estudios realizados relacionados a la temática. Se mencionarán algunos que han sido de particular ayuda en la realización del presente trabajo. En los trabajos de Oliveira, 2012 [6], y Sprigge, 2014 [8], se estudia detenidamente mediante CFD la inyección de medicamento mediante pMDIs en aerocámaras. Oliveira estudió las características geométricas de los espaciadores y como afectan la deposición de medicamento, y Sprigge, por su parte, analizó como varía la deposición en aerocámaras para diferentes relaciones de flujo. El particular interés

por estos estudios radica en la abundante información acerca de la configuración del software de CFD utilizadas para la obtención de resultados validados para la inyección. Otro trabajo de interés fue el de Kleinstreuer, 2007 [9]. El mismo estudió mediante CFD las ventajas de la aerocámara en la inyección de medicamento mediante el pMDI, modelando tanto el pMDI como la aerocámara y las vías respiratorias. En el trabajo de Yousefi, 2017 [10], por su parte se analiza mediante CFD una vía aérea idealizada conectada al pMDI y cómo afectan las variables tales como velocidad de inyección, ángulo del cono del spray y distribución del tamaño de partículas, entre otras. Por último se pueden observar resultados experimentales en el trabajo de Dugernier, 2016 [11]. En el mismo se compara experimentalmente la deposición de partículas en dos circuitos de ventilación con tubos endotraqueal mediante control de presión y control de volumen. Como resultado se obtuvieron deposiciones del $10,5 \pm 3$ y $15,1 \pm 5$ % en los pulmones, para el modo de control de presión y control de volumen respectivamente. Se observaron además deposiciones de $27,4 \pm 6,6$ y $20,7 \pm 6$ % en el tubo endotraqueal durante el modo de presión y volumen respectivamente.

Adicionalmente, en el Grupo Fluidodinámica Computacional, de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional de La Plata se han llevado a cabo estudios sobre la inyección y aspiración de medicamentos en aerocámaras con “puffs” para la inhalación directa de los mismos. (Ravettino et al, 2017 [12]).

7. MARCO TEÓRICO DE LA DINÁMICA DE FLUIDOS

El comportamiento de los fluidos se encuentra gobernado por las ecuaciones de Navier Stokes. Para un flujo newtoniano e incompresible (viscosidad y densidad constante) su comportamiento se encuentra determinado a partir de las ecuaciones de conservación de masa (ec. (1)) y cantidad de movimiento (ec. (2)), ver Batchelor, 2002 [13]:

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \frac{\partial(\rho u)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho v)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho w)}{\partial t} = 0, \quad (1)$$

$$\rho \frac{D\vec{V}}{Dt} = -\vec{\nabla}P + \rho \vec{g} + \mu \nabla^2 \vec{V}. \quad (2)$$

Siendo:

- ρ : densidad
- μ : viscosidad dinámica
- $\vec{V} = \langle u(x,y,z,t), v(x,y,z,t), w(x,y,z,t) \rangle$ (Campo vectorial de velocidades)
- $P = P(x,y,z,t)$ (Campo escalar de presiones)

Estas ecuaciones modelan tanto flujos turbulentos como laminares. Sin embargo los flujos turbulentos están caracterizados por un rango amplio de escalas de longitud y tiempo, lo que hace que para su resolución se requiera una discretización espacial y temporal extremadamente pequeña. Para hacer viable la resolución, se recurre a las ecuaciones promediadas de Navier Stokes (“Reynolds Average Navier Stokes” o RANS) ver ecuación (4) (Durbin and Pettersson, 2011 [14]).

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \frac{\partial(\rho U_j)}{\partial x_j} = 0 \quad (3)$$

$$\frac{\partial \rho U_i}{\partial t} + \frac{\partial(\rho U_i U_j)}{\partial x_j} = -\frac{\partial \bar{p}}{\partial x_i} + \frac{\partial}{\partial x_j} (\tau_{ij} - \rho \overline{u_i u_j}) + SM \quad (4)$$

Donde:

- U_j : Valor medio de la componente j-ésima de la velocidad
- \bar{p} : Valor medio de la presión.

Para llegar a estas ecuaciones se desarrollan las ecuaciones de Navier Stokes descomponiendo cada variable en un valor medio más una fluctuación de la variable, como se observa en la ecuación (5), teniendo en cuenta que el promedio de una variable fluctuante es cero, y el producto de dos variables fluctuantes correlacionadas no es cero.

$$u_i = U_i + u_i' \quad (5)$$

El problema fundamental de las ecuaciones RANS es lo que se conoce como “Problema de Clausura”. Al promediar las ecuaciones, surgen nuevas incógnitas, las “Tensiones de Reynolds o Tensiones Aparentes” (τ_{ij}), un tensor de tensiones de segundo orden. Un abordaje a este problema fue planteado por Boussinesq en 1877 y se basa en asumir que existe una relación entre una viscosidad de remolino o “turbulenta” (“Eddy viscosity”, μ_t) y el gradiente de velocidades media (ver ec.(6)), de la misma forma que el tensor de tensiones se relaciona con el tensor de deformaciones, en flujo laminar. Matemáticamente:

$$-\rho \overline{u_i u_j} = \mu_t \left(\frac{\partial U_i}{\partial x_j} + \frac{\partial U_j}{\partial x_i} \right) - \frac{2}{3} \delta_{ij} \left(\rho k + \mu_t \frac{\partial U_k}{\partial x_k} \right) \quad (6)$$

El problema consiste entonces en encontrar el valor de la viscosidad de remolino. Esto da lugar a los modelos de turbulencia basados en la viscosidad de remolino (*eddy viscosity models*) los cuales plantean ecuaciones de transporte para variables que se relacionan con la viscosidad de remolino.

Para el presente trabajo se utilizaron los modelos $k-\varepsilon$ y $k-\omega$. Para el modelo de turbulencia $k-\varepsilon$ *standard* se plantean las siguientes ecuaciones de transporte (ec. (7) y ec. (8)):

$$\frac{\partial(\rho K)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho U_j K)}{\partial x_j} = \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\left(\mu + \frac{\mu t}{\sigma k} \right) \frac{\partial k}{\partial x_j} \right] + P_k - \rho \varepsilon + P_{kb} \quad (7)$$

$$\frac{\partial(\rho \varepsilon)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho U_j \varepsilon)}{\partial x_j} = \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\left(\mu + \frac{\mu t}{\sigma k} \right) \frac{\partial \varepsilon}{\partial x_j} \right] + \frac{\varepsilon}{K} (C_{\varepsilon 1} P_k - C_{\varepsilon 2} \rho \varepsilon + C_{\varepsilon 1} P_{\varepsilon b}) \quad (8)$$

Siendo $C_{\varepsilon 1}$, $C_{\varepsilon 2}$, σk y $\sigma \varepsilon$ constantes del modelo, P_{kb} y $P_{\varepsilon b}$ términos relacionados a fuerzas de flotabilidad y P_k término asociado a la generación de turbulencia debido a fuerzas viscosas.

Además:

$$k = \frac{1}{2} \sum u_i^2 \quad (9)$$

$$\varepsilon = \frac{\mu}{\rho} \frac{\partial u_i}{\partial x_j} \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \quad (10)$$

Donde la ecuación (9) es la energía cinética turbulenta y la ecuación (10) es la relación de disipación de la turbulencia.

Las variables k y ε determinan la viscosidad de remolino mediante la ecuación (11):

$$\mu t = C_{\mu} \rho \frac{k^2}{\varepsilon} \quad (11)$$

Existen variantes para el modelo $k-\varepsilon$ tales como el *RNG* y el *REALIZABLE*. Estos modelos esencialmente agregan al modelo *standard* términos que tienen en cuenta efectos de compresibilidad, correcciones para flujos con rotación, y términos limitadores de producción de turbulencia. Estos modelos dan buenos resultados para flujos con altos números de Reynolds y esencialmente no calculan la subcapa viscosa de la capa límite sino que la aproximan mediante funciones de pared, por lo que no dan buenas predicciones en flujos con altos gradientes adversos de presión y desprendimientos de capa límite.

Los modelos $k-\omega$, por su parte, resuelven la subcapa viscosa por lo que requieren una discretización de la misma, resultando computacionalmente costosos. El modelo original propuesto por Wilcox, 1986 [15] consiste en las ecuaciones de transporte (12) y (13):

$$\frac{\partial(\rho K)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho U_j K)}{\partial x_j} = \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\left(\mu + \frac{\mu t}{\sigma k} \right) \frac{\partial k}{\partial x_j} \right] + P_k - \beta' \rho k \omega + P_{kb} \quad (12)$$

$$\frac{\partial(\rho \omega)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho U_j \omega)}{\partial x_j} = \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\left(\mu + \frac{\mu t}{\sigma \omega} \right) \frac{\partial \omega}{\partial x_j} \right] + \alpha \frac{\omega}{K} P_k - \beta \rho \omega^2 + P_{\omega b} \quad (13)$$

Donde:

$$\omega = \varepsilon / k \quad (14)$$

Siendo la ecuación (14) la relación de disipación específica de la turbulencia.

La “viscosidad de remolino” se relaciona con las variables k y ω mediante la ecuación (15):

$$\mu_t = C_\mu \rho \frac{k}{\omega} \quad (15)$$

El problema fundamental de estos modelos es que los resultados son altamente dependientes del valor que toma ω en la corriente libre. Para resolver este problema y aprovechar la ventaja de cada modelo por separado, $k-\varepsilon$ y $k-\omega$, Menter propuso un modelo que es una combinación de los dos mencionados, en el que estos se relacionan mediante una función de mezcla F_1 dependiente de la distancia a la pared, tal que dentro de la capa límite se aplica el modelo $k-\omega$ y fuera de la misma el modelo $k-\varepsilon$. Dicho modelo se denomina “*Baseline (BSL) k- ω model*” y las ecuaciones de transporte son las ecuaciones (16) y (17), ver Menter, 1994 [16]:

$$\frac{\partial(\rho K)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho U_j K)}{\partial x_j} = \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\left(\mu + \frac{\mu_t}{\sigma k^3} \right) \frac{\partial k}{\partial x_j} \right] + P_k - \beta' \rho k \omega + P_{kb} \quad (16)$$

$$\frac{\partial(\rho \omega)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho U_j \omega)}{\partial x_j} = \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\left(\mu + \frac{\mu_t}{\sigma \omega^3} \right) \frac{\partial \omega}{\partial x_j} \right] + (1 - F_1) 2\rho \frac{1}{\sigma \omega^2} \frac{\partial k}{\partial x_j} \frac{\partial \omega}{\partial x_j} + \alpha 3 \frac{\omega}{K} P_k - \beta 3 \rho \omega^2 + P_{\omega b} \quad (17)$$

Este modelo falla en la predicción del comienzo y cantidad de separación de capa límite, debido a que no contempla el transporte de las tensiones turbulentas y sobre-predice la viscosidad de remolino. Por ende, Menter propuso una función limitadora de la viscosidad de remolino, ecuación (18):

$$\mu_t = \frac{a l^* k^* \rho}{\max(a l \omega, SF2)} \quad (18)$$

El modelo BSL junto con la función limitadora de viscosidad de remolino da lugar al modelo $k-\omega$ *Shear Stress transport (SST)* y es el que ha sido utilizado en el desarrollo del presente trabajo.

7.1. Proceso de atomización

El proceso de atomización consiste en la obtención de gotas, o micro gotas, a partir de la inyección de un fluido en un medio, normalmente gaseoso. Esta inyección de fluido puede ser realizada en forma de chorro (*free liquid jets*) o lámina (*liquid sheet*) en función de la boquilla o tipo de inyector. El proceso de atomización se puede clasificar a grandes rasgos en dos etapas: primer rompimiento y segundo rompimiento [23]. En las figuras 12 y 13 se pueden observar las dos etapas del rompimiento, en un chorro y una lámina de fluido, respectivamente.

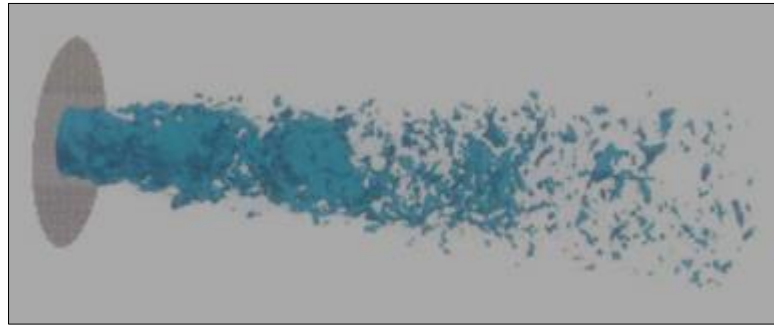


Figura 12. Proceso de atomización. Chorro de fluido.

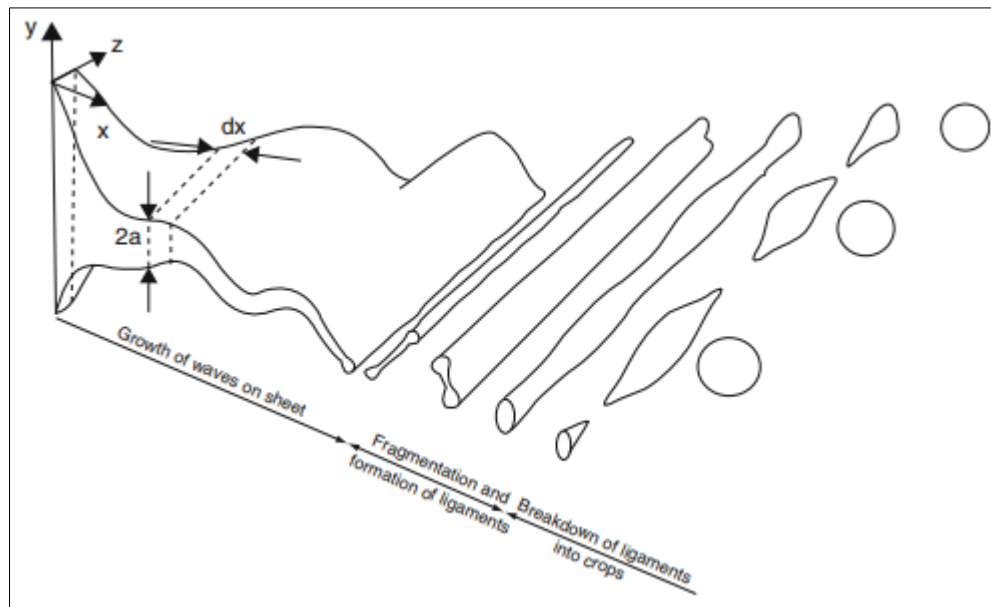


Figura 13. Proceso de atomización. Lámina de fluido.

La etapa del primer rompimiento es aquella etapa donde se generan ondulaciones ya sea en el chorro o en la lámina de fluido. Estas ondulaciones dan como resultado la aparición de las primeras gotas de gran tamaño y de los ligamentos de fluido, como se puede ver en la figura 13. Las ondulaciones son resultado de inestabilidades que se originan a partir de 3 mecanismos básicos: la inestabilidad capilar, la inestabilidad a flexión y el pandeo. Estas inestabilidades surgen a partir de perturbaciones de algún tipo en el fluido, como ser, el desplazamiento de una superficie, fluctuaciones en la presión, velocidad, temperatura, viscosidad o en el coeficiente de tensión superficial. Existe una amplia teoría basada en formulaciones matemáticas y sustentadas en resultados experimentales que abordan los 3 mecanismos, pero exceden el alcance del presente trabajo. Los efectos que generan en el flujo las variables anteriormente mencionadas, durante la etapa del primer rompimiento, dependen de los números adimensionales de Reynolds y Weber,

los cuales surgen de adimensionalizar las ecuaciones de Navier Stokes teniendo en cuenta las fuerzas debido a la tensión superficial, en la interfase de ambos fluidos.

$$Re = \frac{\rho * U * a}{\mu} \tag{19}$$

$$We = \frac{\rho * U * U * a}{\sigma} \tag{20}$$

El número de Reynolds relaciona las fuerzas de inercia y las fuerzas viscosas, mientras que el número de Weber representa la relación entre las fuerzas de inercia y las de tensión superficial.

Otro parámetro muy utilizado para caracterizar el primer rompimiento se obtiene al eliminar la velocidad entre ambos números y se denomina número de Ohnesorge.

$$Oh = \frac{\mu}{\sqrt{\rho * \sigma * a}} \tag{21}$$

El segundo rompimiento, denominado atomización secundaria, consiste en el rompimiento de grandes gotas y ligamentos de fluido, que surgen del rompimiento primario, en una gran cantidad de pequeñas gotas y fragmentos. Las dos fuerzas más importantes que gobiernan el segundo rompimiento son las fuerzas aerodinámicas, que tienden a romper las gotas, y las fuerzas debido a la tensión superficial, que tienen un efecto restaurativo. Por ende, el comportamiento está caracterizado por el número de Weber. Mayores números de Weber indican una mayor tendencia hacia el rompimiento. Por otra parte, la viscosidad del fluido impide la deformación de la gota y, además, disipa la energía suministrada por las fuerzas aerodinámicas. El número de Ohnesorge tiene en cuenta estos efectos. Experimentalmente se ha encontrado [21] que los efectos viscosos son significantes cuando Oh es mayor a 0,1 e independientes cuando Oh es menor. Este hecho es tenido en cuenta en los efectos que consideran los modelos matemáticos que intentan predecir el rompimiento secundario.

Existen diferentes modos, que caracterizan el segundo rompimiento. Algunos de estos se observan en la figura 14.

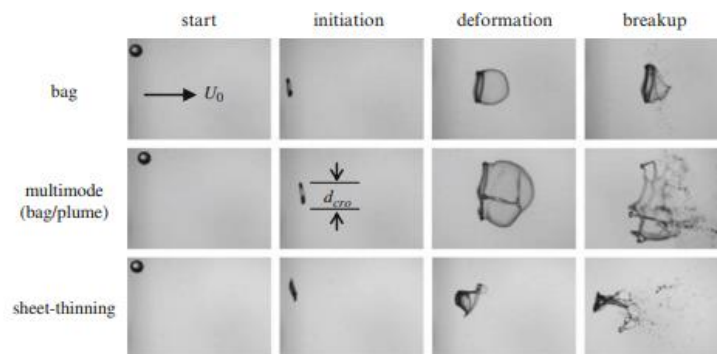


Figura 14. Atomización secundaria de gotas de fluido newtoniano.

En la figura 14 el tiempo incrementa de izquierda a derecha y las fuerzas aerodinámicas de arriba hacia abajo. Los fenómenos que intervienen en cada modo de rompimiento son diferentes para cada uno y dependen del número de Weber, como se observa en la figura 15.

Vibrational (no breakup)	$0 < We < \sim 11$
Bag	$\sim 11 < We < \sim 35$
Multimode	$\sim 35 < We < \sim 80$
Sheet thinning	$\sim 80 < We < \sim 350$
Catastrophic	$We > \sim 350$

Figura 15. Modos de rompimiento de la etapa secundaria. Proceso de atomización.

Cabe destacar, que no es trivial el cálculo del número de Weber y la determinación del modo de rompimiento para el presente trabajo, ya que en aplicaciones donde el spray contiene un propelente a alta presión, durante la atomización, la fase de la gota se acerca al punto termodinámico crítico, debido a que el propelente sufre una expansión brusca disminuyendo la temperatura, a presión constante. Esto genera que el número de Oh incremente rápidamente, y experimentalmente [23], se ha encontrado que esto produce un incremento en la transición de los números de Weber y en los tiempos de rompimiento, para cada modo de rompimiento.

El proceso de rompimiento requiere, además, de un tiempo finito. Existen dos tiempos característicos, el tiempo de inicio y final del rompimiento. El tiempo de inicio es definido como el momento en el cual las gotas tienen una forma esferoide achatada. Esta etapa se visualiza en la columna “initiation”, en la figura 14. El tiempo final es definido como el tiempo en el que las gotas y todos los fragmentos han alcanzado un estado estable y no ocurren rompimientos.

La ecuación para el tiempo adimensionalizado es:

$$T = t * \frac{U_0}{\varepsilon^{0.5} * d_0} \quad (22)$$

Donde:

- T: Tiempo adimensionalizado
- t: Tiempo dimensional
- ε : Relación de densidades de la gota y el fluido circundante
- d_0 : Diámetro inicial de la gota
- U_0 : Velocidad del fluido ambiente relativa a la gota

El tiempo de inicio y final adimensionales del rompimiento han sido obtenidos experimentalmente [23]. Sin embargo, se observa una gran dispersión en los resultados experimentales y se han propuesto muchas correlaciones. La correlación más simple asume que

los tiempos adimensionales son independientes de We y Oh , cuando Oh es menor a 0,1, resultando en un tiempo inicial y final de aproximadamente 1,5 y 5, respectivamente.

Ignorando el efecto del cambio de las propiedades debido a la expansión brusca del propelente, y teniendo en cuenta los datos de la tabla 2, se obtiene un número Oh menor a 0,1 (del orden de 0,001), por lo que se puede calcular el tiempo dimensional final del rompimiento secundario para el presente trabajo.

$$5 = t * \frac{100m/s}{\sqrt{\frac{1230}{1,2} * (10^{-3})}} \quad (23)$$

$$t = 0,0016 [s] \quad (24)$$

Como se detallará en la sección 13, simulación computacional, el paso de tiempo utilizado es de 0,001 segundos, lo que es consistente con el tiempo anteriormente obtenido de 0,0016 segundos, ya que el modelo de inyección de partículas utilizado en la simulación del presente trabajo, no resuelve el proceso de atomización, sino que inyecta en el dominio la distribución de partículas resultante.

7.2. Distribución de diámetros de partículas

Luego del proceso de atomización, se obtiene una gran cantidad de gotas de diferentes diámetros con una distribución de diámetros asociada. Existen 4 métodos para describir dicha distribución de diámetros: el método de máxima entropía (MEF), la función de probabilidad discreta (PDF), el método estocástico y el método empírico [23]. El método de máxima entropía se basa en asumir que la formación del spray es un proceso aleatorio, que puede ser descripto usando el principio de maximización de la entropía, sujeto a una serie de restricciones tales como las ecuaciones de conservación de masa, energía, momento, etc. El método PDF asume que la formación del spray es una combinación de procesos aleatorios y no aleatorios. Un análisis de inestabilidad es usado para describir el rompimiento primario y un modelo de rompimiento para el rompimiento secundario. La distribución de diámetros resulta debido a fluctuaciones en las condiciones iniciales, vibración del atomizador, turbulencia, no homogeneidad en las propiedades físicas, etcétera, donde para cada una de estas cantidades fluctuantes se requieren funciones de probabilidad discreta (PDF). El modelo estocástico se basa en el principio de que en el rompimiento secundario, los fragmentos siguen una cascada donde, dada una gota, la probabilidad de formar una gota más pequeña es independiente del rompimiento de la gota anterior. Estos 3

métodos nombrados anteriormente son métodos predictores, es decir, pueden estimar la distribución de diámetros resultantes de un proceso de atomización.

El método experimental, por su parte, no predice la distribución de diámetros sino que ajusta experimentalmente mediante alguna función, datos obtenidos de algún ensayo, por lo que se debe contar con datos experimentales. Las tres distribuciones comúnmente utilizadas son la función log-normal, Rosin-Rammler y Nukiyama-Tanasawa. En el presente trabajo fue utilizada la distribución de Rosin-Rammler, cuya función se observa en la ecuación (25).

$$F(D) = 1 - \exp\left(-\left(\frac{D}{\bar{D}}\right)^\gamma\right) \quad (25)$$

Donde:

- \bar{D} : Diámetro medio.
- γ : Parámetro de dispersión de la distribución

Dicha distribución fue desarrollada para combustibles sólidos pulverizados, pero es aplicable también a sprays con valores de γ entre 1,5 y 3 (Ver ANSYS Documentation. Particle size distributions [25]).

En el trabajo “*pMDI sprays: theory experiment and numerical simulation*” [6], se compara la distribución obtenida experimentalmente utilizando una técnica de difracción con láser, para un pMDI con propelente HFA-134^a con salbutamol, como es el caso del presente trabajo, con las curvas obtenidas para cada distribución. Los resultados se presentan en la figura 16.

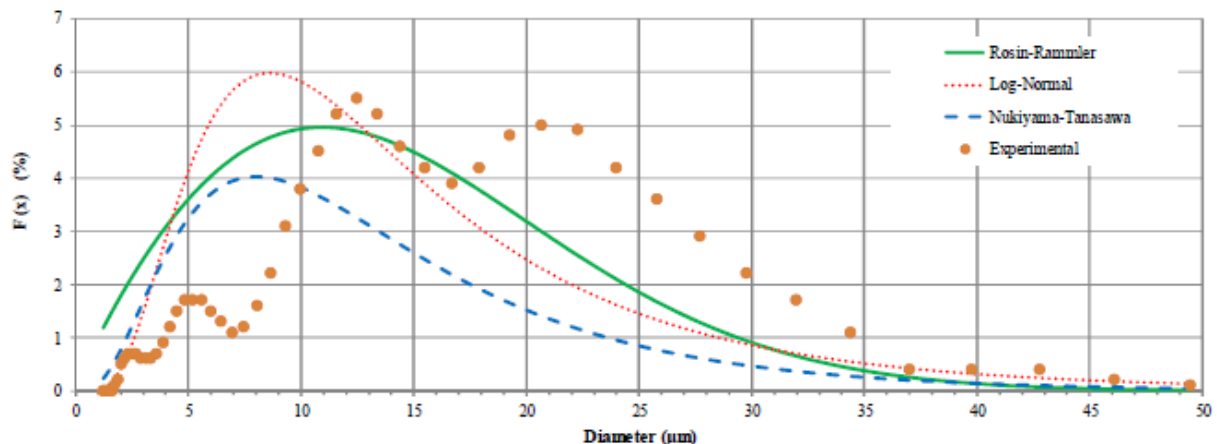


Figura 16. Comparación de distribuciones de diámetros de partículas.

En el presente trabajo se optó por utilizar la distribución Rosin-Rammler, con un diámetro medio (\bar{D}) de 16,54 micrones y, γ igual a 1,86 [6].

7.3. Interacción fluido – partícula

La interacción fluido-partícula determina el intercambio de cantidad de movimiento entre ambas fases. Existen dos metodologías para abordar la temática: acoplamiento total (*fully coupled*) y acoplamiento unidireccional (*one way coupled*). El acoplamiento total determina como la fase continua de fluido afecta las trayectorias de las partículas y de forma inversa, como las trayectorias de las partículas afectan al campo fluidodinámico. Este acoplamiento permite predecir los efectos de las partículas sobre la fase continua, pero tiene un mayor costo computacional que el acoplamiento unidireccional. Es recomendada la utilización de dicho acoplamiento cuando la relación de flujo másico de partículas con respecto al flujo de la fase continua es considerable. (Ver [24]). El acoplamiento unidireccional, por su parte, es menos costoso computacionalmente, ya que predice las trayectorias de las partículas como un post-proceso basado en el campo fluidodinámico obtenido, y en consecuencia, las partículas no influyen al campo fluidodinámico de la fase continua.

El acoplamiento utilizado en el presente trabajo es el acoplamiento total (“fully coupled”), como será indicado en la sección 13, configuración de la simulación.

La metodología se basa entonces en obtener, por paso de tiempo de la simulación, una primera solución del campo fluidodinámico, luego mediante la resolución de la ecuación cinemática (27) sobre cada partícula, se estima la posición mediante integración numérica, utilizando un paso de tiempo para la integración que es elegido automáticamente por CFX, a partir de dividir la escala de longitud del elemento, por la velocidad de la partícula y por el “número de pasos de integración por elemento”. Este último parámetro está ajustado por “default” en el programa y es igual a 10. Esta integración numérica se realiza hasta transcurrir un tiempo igual al paso de tiempo de la simulación. Una vez obtenida la posición de la partícula, se calcula el efecto sobre la fase continua, mediante términos “fuente” considerados en la ecuación de conservación de cantidad de movimiento, planteada sobre cada volumen de control de la fase continua. Este procedimiento se realiza una cantidad de veces igual a la cantidad de iteraciones (por paso de tiempo de la simulación) configuradas previamente, o hasta que se satisfaga algún criterio de mínimos residuos. Finalmente se avanza al siguiente paso de tiempo de la simulación.

7.4. Modelo de inyección de partículas

Existen dos enfoques para el tratamiento: euleriano y lagrangeano, ver Durst et al, 1984 [17]. El enfoque utilizado en el presente trabajo es el lagrangeano, el cual plantea ecuaciones diferenciales en el tiempo para la posición, velocidad y temperatura para cada partícula y las resuelve mediante algún método numérico de integración a medida que atraviesan el dominio. Para la resolución de las trayectorias, se plantea la segunda ley de Newton sobre cada partícula, ecuación (26):

$$m_p \frac{dU_p}{dt} = \sum F \quad (26)$$

Siendo:

- U_p : velocidad de la partícula
- m_p : masa de la partícula
- F : Fuerzas aplicadas sobre cada partícula

La posición de la partícula se obtiene a partir de la resolución de la ecuación cinemática (27):

$$\frac{dx_p}{dt} = U_p \quad (27)$$

Para el presente trabajo solo ha sido tomada en cuenta la fuerza de resistencia, mediante el modelo matemático de Schiller Naumann, ecuación (28), ver Schiller and Naumann, 1935 [18]:

$$D = \frac{1}{2} C_d \cdot \rho \cdot A \cdot |U_f - U_p| \cdot (U_f - U_p) \quad (28)$$

Donde el coeficiente de resistencia C_d , está dado por la ecuación (29):

$$C_d = \frac{24}{Re} (1 + 0.15 Re^{0.687}) \quad (29)$$

- ρ : Densidad
- A : Área proyectada de cada partícula
- U_f : Velocidad del fluido en las inmediaciones de la partícula
- U_p : velocidad de la partícula

8. METODOLOGIA

La resolución del presente trabajo consta de las siguientes etapas:

- Relevamiento del circuito de ventilación y de la aerocámara convencional CHC
- Análisis del tubo corrugado del circuito de ventilación
- Generación del modelo en 3D del circuito de ventilación con la aerocámara CHC
- Simulación del circuito con la aerocámara CHC



- Creación y tratamiento de la malla computacional para el circuito con la aerocámara CHC
- Configuración de la simulación
- Análisis de resultados del circuito con la aerocámara CHC
- Rediseño de aerocámaras y generación de CADs
- Creación y tratamiento de la malla computacional para los circuitos con aerocámaras rediseñadas
- Simulaciones de modelos con aerocámaras rediseñadas
- Presentación de resultados
- Análisis y comparación de resultados
- Conclusión

En el trabajo se detallará cada uno de los ítems anteriormente mencionados, es decir las tareas realizadas y los inconvenientes o problemáticas planteadas al momento de su resolución.

9. RELEVAMIENTO DEL CIRCUITO DE VENTILACIÓN Y DE LA AEROCÁMARA CONVENCIONAL CHC

Para el modelado en 3D del circuito de ventilación a estudiar, se procedió al relevamiento de las dimensiones de un circuito típicamente utilizado con el que se contaba físicamente. El mismo se puede observar en la figura 17:

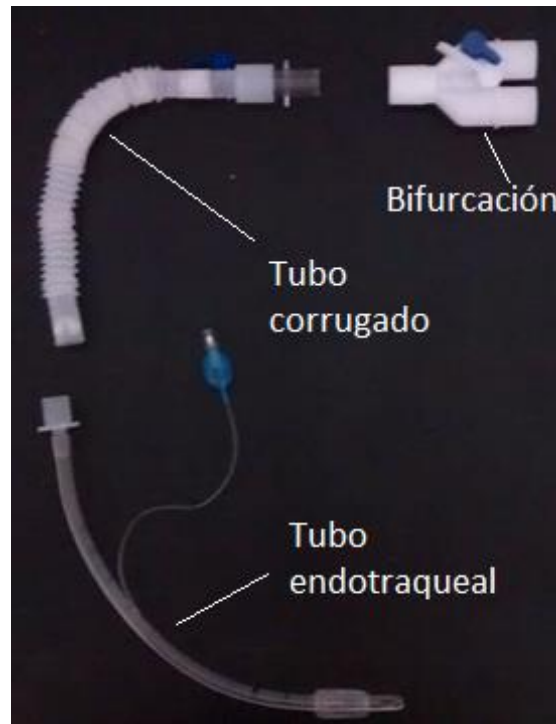


Figura 17.- Circuito de ventilación físico relevado.

Este circuito está compuesto por tres elementos principales. La bifurcación es el elemento que une las ramas inspiratorias y espiratorias al tubo corrugado. El tubo corrugado, de 1,5 cm de diámetro interno, es un tubo externo a las vías respiratorias que finaliza en la boca del paciente. A partir del tubo corrugado y desde la boca ingresa el tubo endotraqueal de 6 mm de diámetro interno, pasando por la faringe, laringe, tráquea y hasta aproximadamente 2 cm antes de la división de los bronquios.

Ambos, el tubo corrugado y el tubo endotraqueal, son elementos flexibles. La función del corrugado es básicamente proveer flexibilidad para el armado del circuito y aislar cualquier movimiento externo del circuito respecto al tubo endotraqueal.

De la misma forma que con el circuito de ventilación, el relevamiento de la aerocámara CHC se realizó sobre una aerocámara con la que se contaba físicamente. En la figura 18 se observa dicha aerocámara:



Figura 18.- Aerocámara convencional CHC.

Cabe destacar que debido a la complejidad de la geometría de dicha aerocámara, y a efectos de obtener resultados cualitativos, se han realizado simplificaciones en el momento de la generación del CAD, respetando las dimensiones básicas tales como longitudes y diámetros.

10. ANÁLISIS DEL TUBO CORRUGADO DEL CIRCUITO DE VENTILACIÓN

En este punto conviene destacar que el tubo corrugado, del circuito de ventilación, agrega un inconveniente adicional al problema. El análisis computacional involucrando dicha geometría de tubo corrugado requeriría una discretización muy fina, en particular de las zonas cercanas a las paredes del corrugado, para captar así los gradientes de las variables. Esto, además de generar un mayor costo computacional en cuanto a tiempos de cálculo, introduce un error numérico asociado a la calidad del mallado, debido a las zonas angulosas. Por esta razón, el tubo corrugado ha sido reemplazado en el presente trabajo, por un tubo liso con el mismo diámetro interno que el tubo corrugado. Posteriormente, como se comentará en la sección 12, simulación del circuito con la aerocámara CHC, se han analizado dos casos. Por un lado se analizó el caso en el que el tubo liso posea una rugosidad que modele los efectos generados sobre el flujo, por el tubo corrugado. Ésta representa la rugosidad que debería tener un tubo liso para que el comportamiento del flujo que viaja por su interior, en particular la caída de presión, sea el mismo que el comportamiento del flujo en un tubo corrugado. Por otra parte, se analizó el tubo liso con una rugosidad asociada a un

tubo flexible, es decir, teniendo en cuenta un tubo liso y flexible en lugar de un tubo corrugado en el circuito de ventilación.

Para el cálculo de la rugosidad asociada al tubo corrugado, se realizó la simulación de un caso 2D con simetría axial mediante el software Fluent de ANSYS. Las configuraciones se detallan en la tabla 4:

Modelo en el tiempo	estacionario
Modelo de turbulencia	$k-\omega$ SST (con corrección para bajos números de Reynolds)
Material	Aire a 25 C Densidad: 1.225 kg-m ³ Viscosidad: 1.78e-5 kg/ms
Flujo de entrada	Caudal másico: 0.001 kg/s Intensidad de turbulencia: 5% Diámetro hidráulico: 0.015 m
Flujo de salida	Presión manométrica: 0 Pa Intensidad de turbulencia: 5% Diámetro hidráulico: 0.015 m
Esquema numérico	<i>SIMPLE</i>

Tabla 4.- Configuración de la simulación. Tubo corrugado en 2D.

En la figura 19 se observa la geometría modelada. Los diámetros interno y externo del tubo corrugado son de 1.5 cm y 2 cm respectivamente, y su longitud es de 30 cm, lo cual representa aproximadamente la longitud relevada del tubo corrugado.

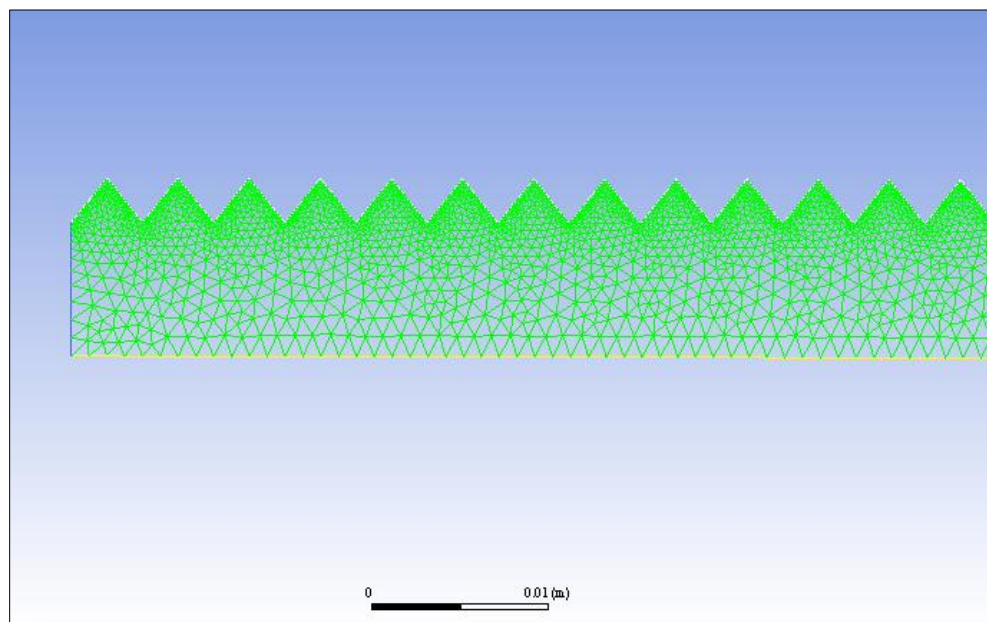


Figura 19.- Tubo corrugado en 2D. Vista ampliada.

En la figura 20 se observa la geometría en su totalidad.

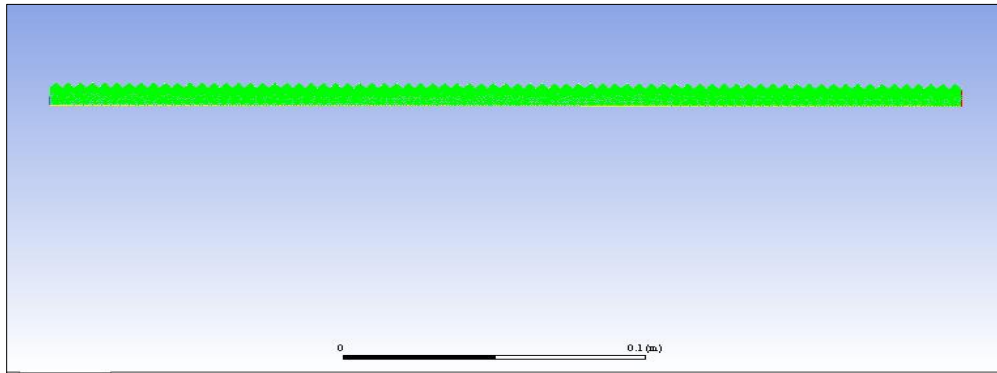


Figura 20.- Tubo corrugado en 2D. Vista completa.

En la figura 21 se verifica que la caída de presión estática a lo largo del tubo es prácticamente lineal, a excepción de un pequeño tramo inicial, donde el flujo aún no se encuentra desarrollado.

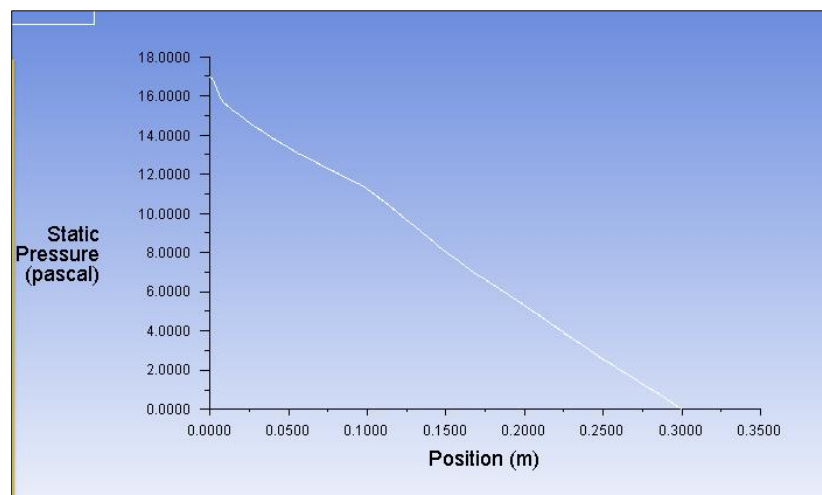


Figura 21.- Caída de presión longitudinal. Tubo corrugado en 2D.

De los resultados se observa una caída de presión (ΔP) de 17 Pa.

La caída de presión se puede relacionar con los demás parámetros del flujo mediante la ecuación (30):

$$\Delta P = \rho * 0,5 * V^2 * f * \frac{L}{D} = 17 \text{ Pa} \quad (30)$$

Donde:

- V: Velocidad media del flujo
- f: factor de fricción de Moody



- L: Longitud del tubo
- D: Diámetro interno del tubo
- ρ : Densidad del aire

La velocidad media se puede calcular a partir de la ecuación (31):

$$\text{Velocidad} = \frac{\dot{m}}{\rho * A} = 4,71 \text{ m/s} \quad (31)$$

Donde:

- \dot{m} = Caudal másico máximo = 0,001 kg/s
- A = Área de la sección transversal = $\pi * 0,25 * (Di^2)$
- Di = Diámetro interno = 0,015 m
- ρ : Densidad del aire

A partir de la velocidad y teniendo en cuenta la viscosidad cinemática se puede calcular el número de Reynolds:

- Viscosidad cinemática = $\nu = 1,56 \text{ e-5 m}^2/\text{s}$
- Re = 4528

Finalmente de la ecuación (30) que tiene en cuenta la caída de presión, se puede obtener el factor de fricción “f”:

→ f=0,063

Teniendo en cuenta el factor de fricción y el número de Reynolds se puede ingresar al diagrama de Moody, figura 22, y así obtener la rugosidad relativa.

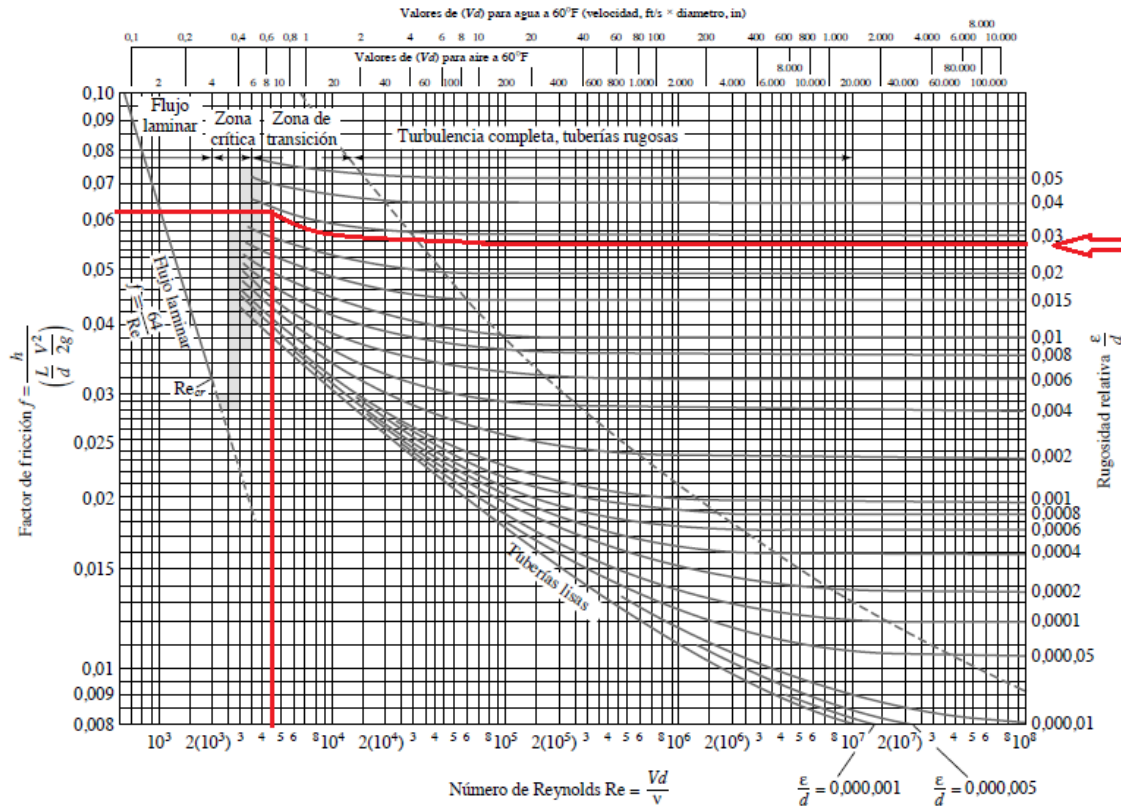


Figura 22.- Diagrama de Moody. [13].

Del diagrama de Moody, se tiene el siguiente valor de rugosidad relativa equivalente, la cual se puede relacionar con la rugosidad dimensional:

- ➔ $e/d = 0,0275$ (Rugosidad relativa)
- ➔ $e = 0,0275 * 15\text{mm} = 0,41\text{mm}$ (Rugosidad dimensional)

Por otra parte, el valor de la rugosidad asociada a un tubo flexible, se encuentra entre 0,002 mm y 0,02 mm [22]. Para el presente trabajo se ha tomado un valor de 0,015 mm, equivalente al 75% de 0,02 mm.

El valor de rugosidad, es ingresado durante la configuración de la simulación como condición de borde para la pared del tubo corrugado, como se comentará en la sección 13, configuración de la simulación.

11. GENERACIÓN DEL MODELO EN 3D DEL CIRCUITO DE VENTILACIÓN CON LA AEROCÁMARA CHC

Se presentará primero el modelo de aerocámara en 3D y luego el modelo del circuito de ventilación incluyendo a la aerocámara. Para la creación de dicho modelo se utilizó el software de

CAD Solidworks.

- **Modelo de aerocámara convencional: Collapsible Holding Chamber (CHC).**

La figura 23 muestra el modelo de la aerocámara CHC generado a partir del relevamiento de sus dimensiones. Se realizaron simplificaciones como eliminar los cambios bruscos de sección internos e ignorar la geometría compleja generada por el resorte helicoidal, manteniendo las dimensiones principales como longitud y diámetro de la aerocámara.

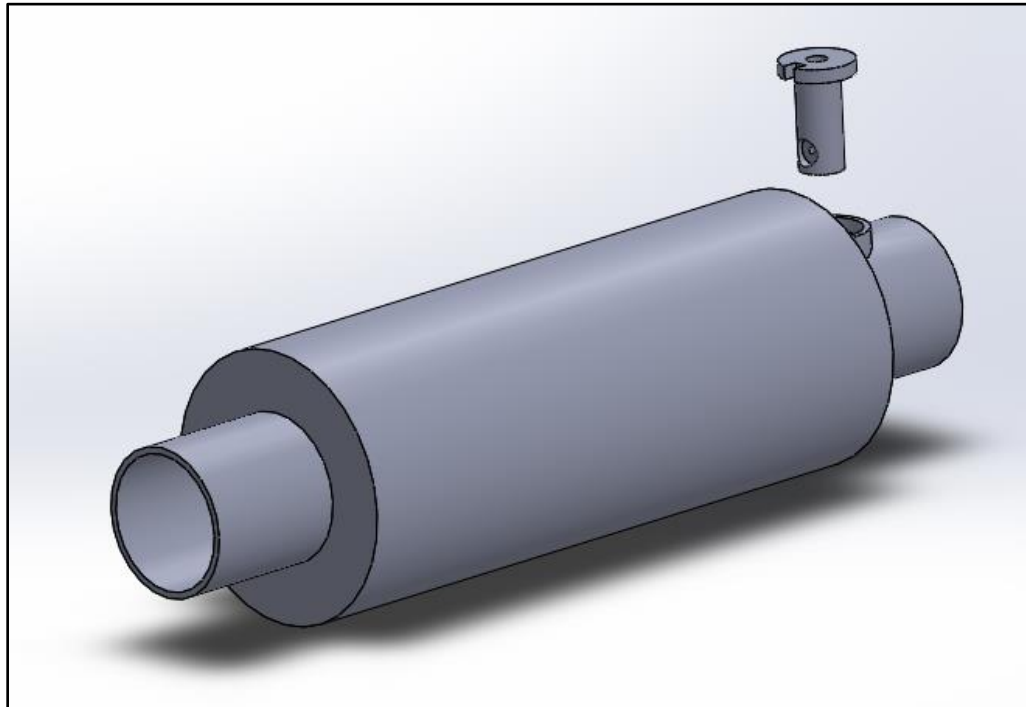


Figura 23.- Aerocámara CHC. Vista isométrica explosionada.

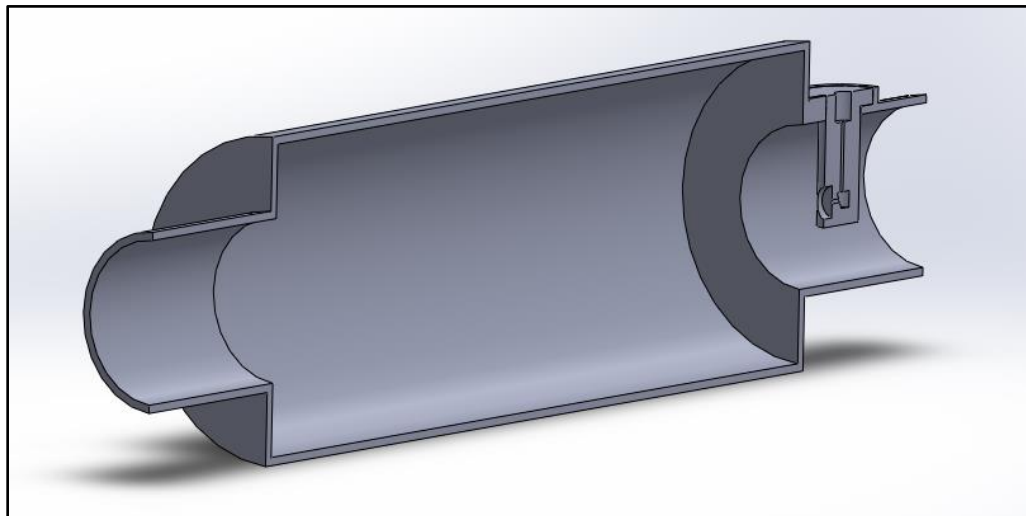


Figura 24- Aerocámara CHC. Vista isométrica en corte.

- **Circuito de ventilación con aerocámara convencional CHC**

El circuito de ventilación con la aerocámara acoplada en la rama inspiratoria, se observa en la figura 25.

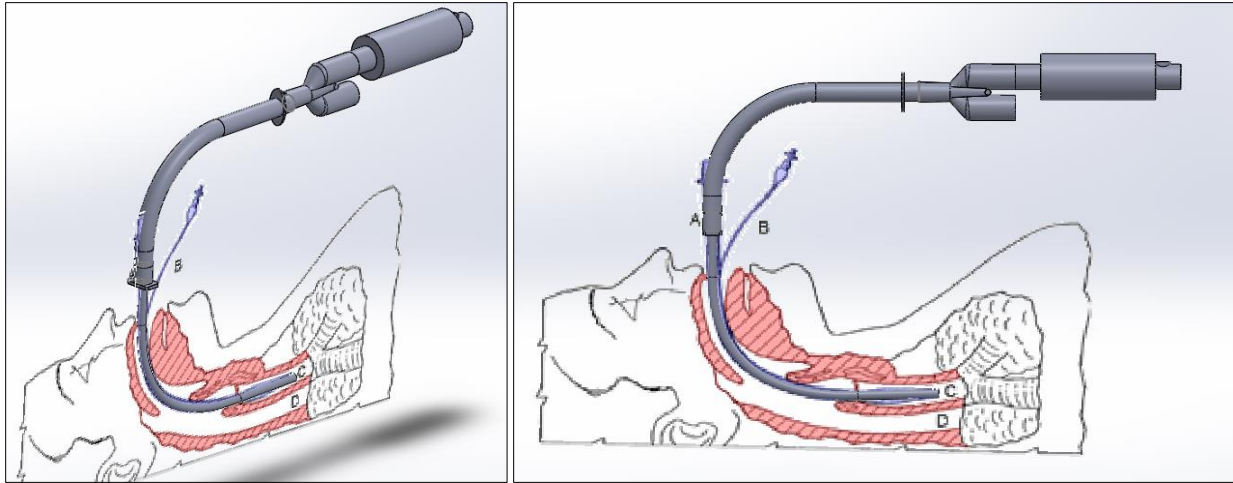


Figura 25.- Circuito de ventilación con aerocámara convencional CHC.

12. Simulación del circuito con la aerocámara CHC

Como se mencionó en la sección 10, análisis del tubo corrugado del circuito de ventilación, se han realizado dos simulaciones, teniendo en cuenta dos rugosidades:

- Simulación del circuito con la rugosidad asociada a un tubo corrugado
- Simulación del circuito con la rugosidad asociada a un tubo flexible

La rugosidad asociada al tubo corrugado se calculó en la sección 10 y es de 0,41 mm y la rugosidad asociada a un tubo flexible es de 0,015 mm [22].

Este valor de rugosidad es ingresado, como se apreciará en la sección 13, configuración de la simulación, como rugosidad de la pared donde se encuentra el tubo liso, que reemplaza al tubo corrugado.

Lo que se buscó observar con la simulación de estos casos fue el efecto generado por el tubo corrugado, respecto a un tubo flexible, sobre la eficiencia del circuito.

12.1. Creación y tratamiento de la malla computacional

El diseño final de la malla no es trivial y es el resultado de varias modificaciones realizadas sobre la malla generada inicialmente.

Debido al modelo de turbulencia utilizado es necesario generar una discretización de la capa límite de manera de obtener un valor del parámetro y^+ menor a 2 para el primer elemento adyacente a la pared, ver ANSYS Documentation [19] y Ferziger y Peric, 2002 [20]. El parámetro y^+ se define como la altura o distancia adimensional medida desde la pared en contacto con el flujo y es un parámetro característico que divide las tres regiones básicas de la capa límite: subcapa viscosa ($y^+ < 5$), región de transición ($5 < y^+ < 60$) y región turbulenta ($60 < y^+$), tal como se observa en la figura 26:

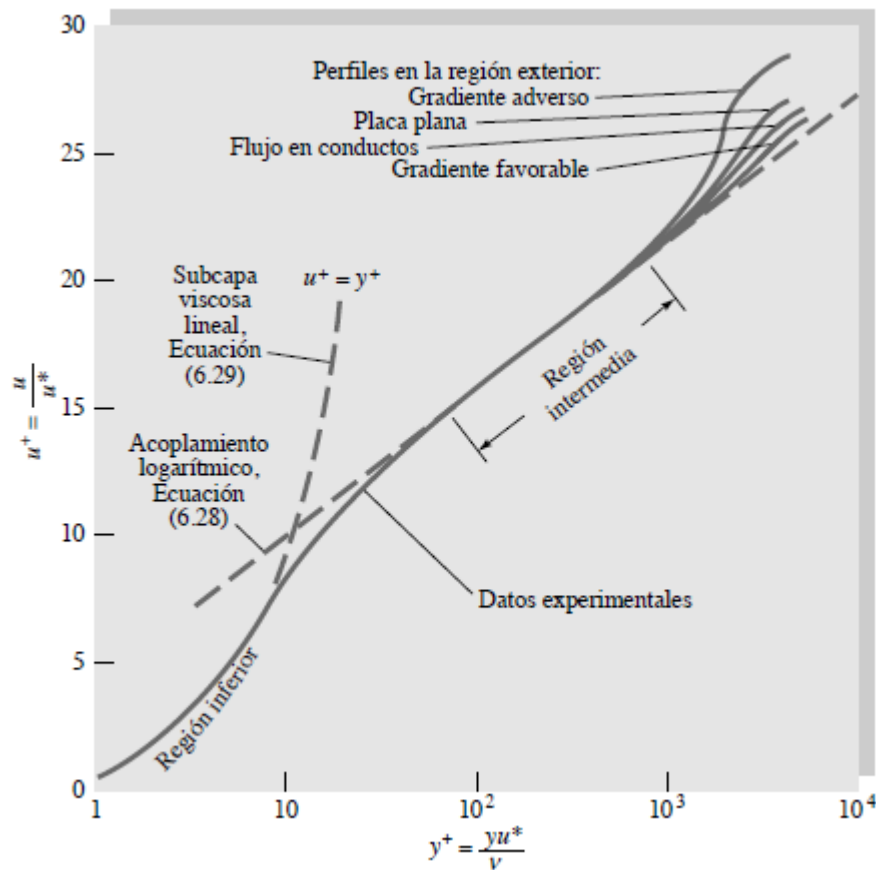


Figura 26.- Caracterización de la capa límite. [22].

Este parámetro, calculado para el primer elemento adyacente a la pared, relaciona la altura del mismo con la tensión de corte en la pared. Para el cálculo entonces, se estima inicialmente una altura del primer elemento en la capa límite, se obtienen los primeros resultados haciendo una primera corrida del modelo estacionario y se verifica el valor del parámetro y^+ . Si dicho valor resulta mayor a 2 se refina la capa límite y se realiza una nueva corrida. Si el valor es menor a dos se considera satisfactorio.

12.2. Estimación de la altura del primer elemento de la capa límite

Debido al modelo de turbulencia utilizado se requiere satisfacer la ecuación (32) [19]:

$$y^+ = \frac{y u^*}{\nu} = 2 \quad (32)$$

Donde:

- y : altura del primer elemento de la capa límite
- u^* : Velocidad de fricción
- ν : Viscosidad cinemática del fluido

La velocidad de fricción se relaciona con la tensión de corte mediante la ecuación (33):

$$u^* = \sqrt{\frac{\tau}{\rho}} \quad (33)$$

Donde τ (τ) es la tensión de corte en la pared. En un conducto de sección circular, dicha tensión de corte, mediante un balance de energía en volumen de control, se puede relacionar con las pérdidas por fricción y la caída de presión mediante la ecuación (34):

$$4 * \tau * \frac{L}{D} = \Delta P = 0,5 * V^2 * f * \frac{L}{D} * \rho \quad (34)$$

Donde:

- L : Longitud del tubo.
- D : Diámetro del tubo
- ΔP : Caída de presión estática debido a la fricción en una longitud L .
- f : factor de fricción de Moody
- ρ : Densidad del aire
- V : Velocidad media del flujo

Dado un caudal de aire, para una determinada sección del circuito, se puede obtener la velocidad media en la sección mediante la ecuación (31).

A partir de la velocidad y el número de Reynolds se puede obtener del diagrama de Moody el factor de fricción “ f ”, y mediante la ecuación 34, la tensión de corte τ (τ), con la que se calcula u^* (ec. 33), la cual a su vez se relaciona con la altura adimensional y^+ del primer elemento de la capa límite. Este procedimiento se realiza para cada tramo del circuito con diámetro constante.

12.3. Malla computacional. Circuito con aerocámara CHC

Las figuras 27 y 28 muestran la malla correspondiente al circuito con la aerocámara CHC.

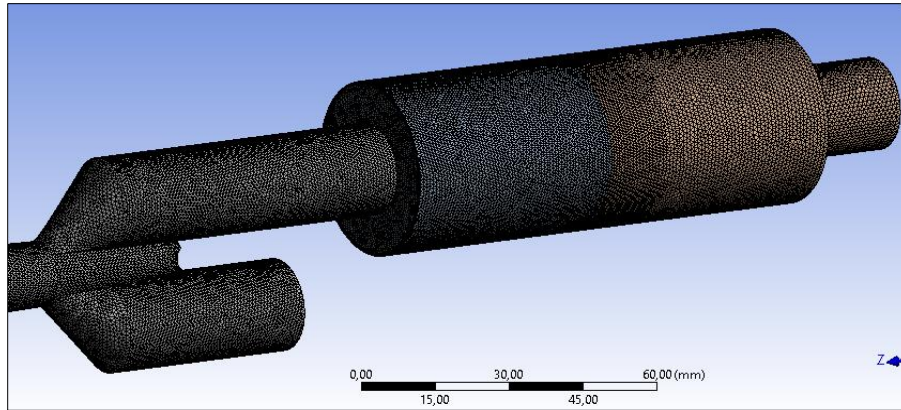


Figura 27.- Mallado de aerocámara CHC. Vista en perspectiva

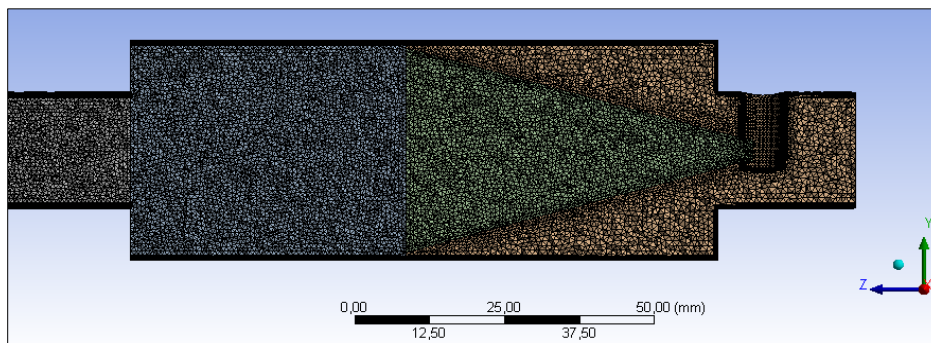


Figura 28.- Mallado de aerocámara CHC. Vista en corte

Se presentan las características de “skewness” del mallado. El parámetro “skewness”, cuantifica qué tan cercanos son los elementos de la malla a la geometría ideal de un triángulo equilátero o un prisma rectangular. Cuánto más cercano es cada elemento a dicha geometría ideal, más cercano es el parámetro “skewness” a 0, para cada elemento. (Ver Ferziger y Peric, 2002 [20,19]). En la figura 29 se observa la distribución de “skewness” en la malla.

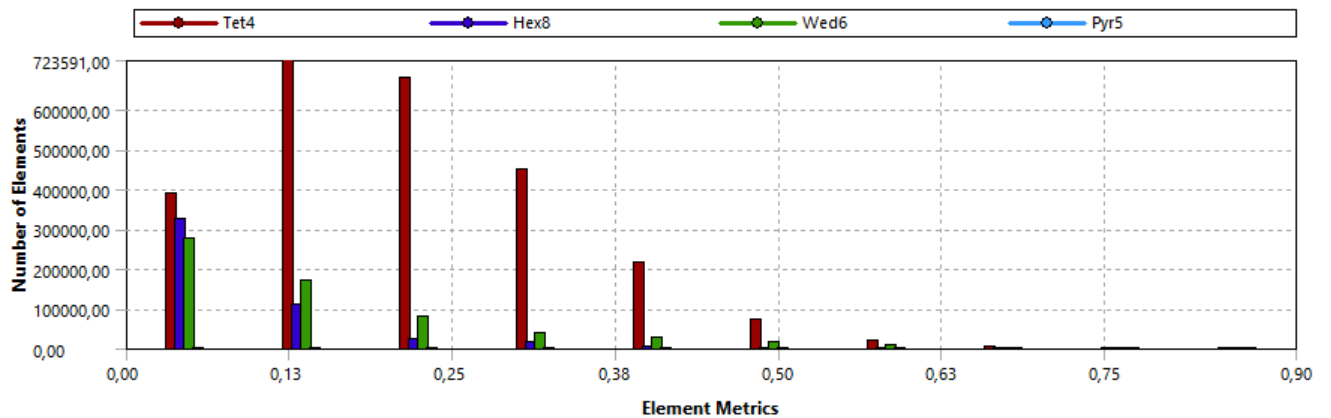


Figura 29.- Caracterización de la malla de la aerocámara CHC. Skewness.

En la tabla 5 se pueden observar valores de los parámetros de “skewness” y ortogonalidad para los elementos de la malla anteriormente mostrada. El parámetro de ortogonalidad, al igual que el “skewness”, cuantifica la calidad de la malla a partir de comparar los ángulos del elemento con los respectivos para las geometrias ideales de prismas y triángulos. Dichos valores son de interés a verificar en el momento de generación de la malla.

Valor / Parámetro	Skewness	Orthogonality
Mínimo	4.6e-5	0.1
Máximo	0.89	0.99
Promedio	0.18	0.82
Desvío	0.12	0.13

Tabla 5.- Caracterización de la malla de la aerocámara CHC. Ortogonalidad y skewness

12.4. Análisis de independencia de los resultados con el mallado

El análisis de independencia de los resultados con la discretización del dominio realizada constituye una parte fundamental de cualquier análisis numérico. Normalmente, al realizar una discretización más refinada, es decir, agregando mayor número de elementos al dominio, los resultados tienden a converger, es decir, se tiende a una solución que es independiente de la discretización realizada. Sin embargo al discretizar el dominio en un mayor número de elementos, aumenta el costo computacional elevando los tiempos para obtener dichas soluciones. Por este motivo es necesario un análisis que muestre cómo varían los resultados en función de la discretización del dominio realizada, para así trabajar con una malla que equilibre los recursos computacionales y la precisión de los resultados.

En el presente trabajo, para el circuito de ventilación con la aerocámara CHC, se realizaron tres mallas con diferentes cantidades de elementos, y se simuló para cada malla un problema estacionario, tomando como condiciones de borde un flujo másico constante de 0,001 kg/s en la entrada del dominio y una presión constante en la salida de 1600 Pa, correspondiente a los valores de las condiciones de borde para un tiempo de 0,8 segundos, como se observará en la sección 13. Posteriormente para cada malla se analizaron los valores (medios) de presión y velocidad en diferentes secciones a lo largo del circuito. Los resultados correspondientes al circuito con la aerocámara CHC se observan en la figura 30.

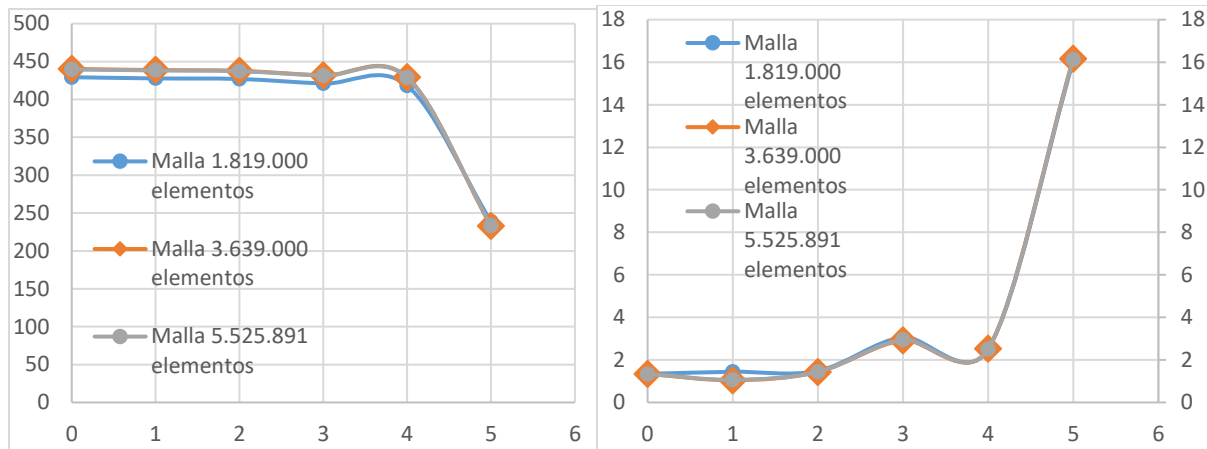


Figura 30.- Presión y velocidad media en función de la sección de análisis. Circuito con aerocámara CHC

Como resultado de este análisis, se adopta la malla de 3.6e6 elementos para el modelo no estacionario del circuito de ventilación con la aerocámara CHC, con inyección de partículas.

13. CONFIGURACIÓN DE LA SIMULACIÓN

Para llevar a cabo la simulación se utilizó el software CFX de la empresa ANSYS debido a la simplicidad al momento de imponer condiciones de borde variables en el tiempo, con respecto al software Fluent.

Las condiciones de borde, están basadas en el modo de control de volumen del ventilador mecánico. Este modo determina las curvas del flujo de inspiración y la presión del flujo a la salida del circuito.

Además, se configuró la inyección de partículas de medicamento a partir de la información bibliográfica, ya validada.

La simulación inicia a los 0,5 segundos, ya que desde un principio la curva de inspiración fue cargada en CFX, exactamente como se observa en la figura 11, respetando los 0,5 segundos sin flujo, antes del inicio del ciclo de inspiración. La simulación finaliza a los 2 segundos. Es decir la duración total del ciclo de inspiración es de 1,5 segundos. No se simula el ciclo de espiración, ya que los resultados muestran que al finalizar el ciclo de inspiración prácticamente no quedan partículas en suspensión.

Cabe destacar, que la configuración de la simulación utilizada para el circuito de ventilación con la aerocámara CHC, es la misma que la utilizada para los circuitos con las aerocámaras rediseñadas.

13.1. Configuraciones generales

En la tabla 6 se observan las características generales de la configuración de la simulación.

Modelo	Transitorio Tiempo inicial = 0,5 segundos Tiempo Final = 2 segundos Paso de tiempo = 0,001 segundo
Fluido de inspiración	Aire a 25 °C Presión de referencia 1 atmósfera Fluido Continuo
Partículas inyectadas	Salbutamol <i>Particle Transport Fluid</i>
Modelo de Turbulencia	k- ω (SST) <i>Wall function: Automatic</i>
Acoplamiento Fluido-Partícula	<i>Fully coupled</i> <i>Drag Force: Schiller Naumann</i>

Tabla 6.- Configuraciones generales. Simulación. [6,8]

13.2. Condiciones de borde

Se tendrán como condiciones de borde del problema un flujo de aire variable en el tiempo (figura 31) impuesto por el modo de operación del ventilador mecánico, y una presión variable en la salida del circuito (figura 32) impuesta por la resistencia a expandirse de los músculos involucrados en la respiración. (Hess and Kacmarek, 2014 [43]).

- Flujo de entrada:

En la Tabla 7 se observan las características generales de la condición de borde para el flujo de entrada.

<i>Boundary type</i>	<i>Mass flow inlet</i>
<i>Flow direction</i>	<i>Normal to boundary condition</i>
<i>Flow Regime</i>	<i>Subsonic</i>
<i>Turbulence</i>	<i>Low intensity (1%)</i>

Tabla 7.- Condiciones de borde. Flujo de entrada.

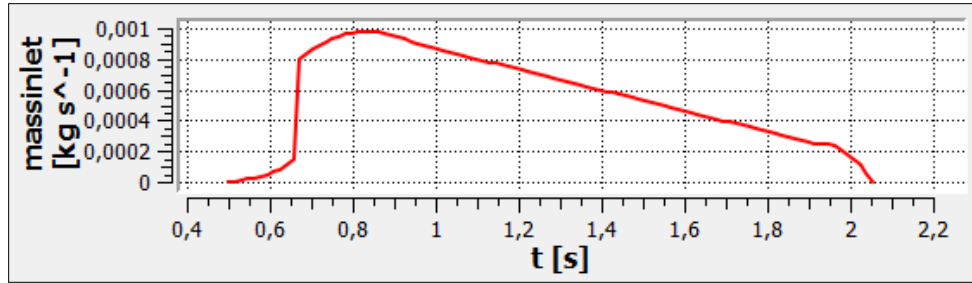


Figura 31.- Flujo másico en la entrada [kg/s]. (Hess and Kacmarek, 2014)

- Flujo de salida:

En la Tabla 8 se observan las características generales de la condición de borde para la presión de salida.

<i>Boundary type</i>	<i>Opening Pressure</i>
<i>Flow direction</i>	<i>Normal to boundary condition</i>
<i>Flow Regime</i>	<i>Subsonic</i>
<i>Turbulence</i>	<i>Zero Gradient</i>

Tabla 8.- Condiciones de borde. Flujo de salida

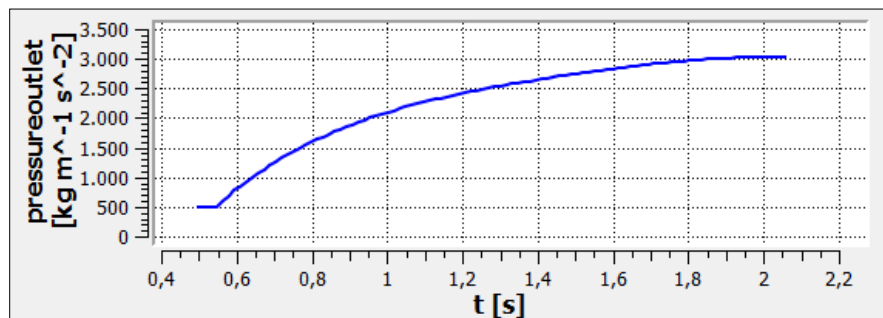


Figura 32.- Presión estática a la salida [Pascal]. (Hess and Kacmarek, 2014)

- Inyección de Partículas:

En la Tabla 9 se observan las características generales de la configuración para la inyección de partículas.

Método de inyección	Cono
Radio del círculo de inyección	0,00025 metros
Velocidad de inyección	100 m/s
Ángulo del cono	10 grados
Distribucion de diámetro de partículas	Rosin Rammler
<i>Rosin Rammler size</i>	16,54 micrones
<i>Rosin Rammler Power</i>	1,86
Cantidad de partículas inyectadas	19800

Tabla 9.- Inyección de partículas. [4,5]

En la figura 33 se observa la condición impuesta para el flujo másico de partículas inyectadas. La misma consiste en una dosis de 100 microgramos, inyectadas a lo largo de 0,1 segundos, a partir de 0,5 segundos (Oliveira, 2012 [6]).

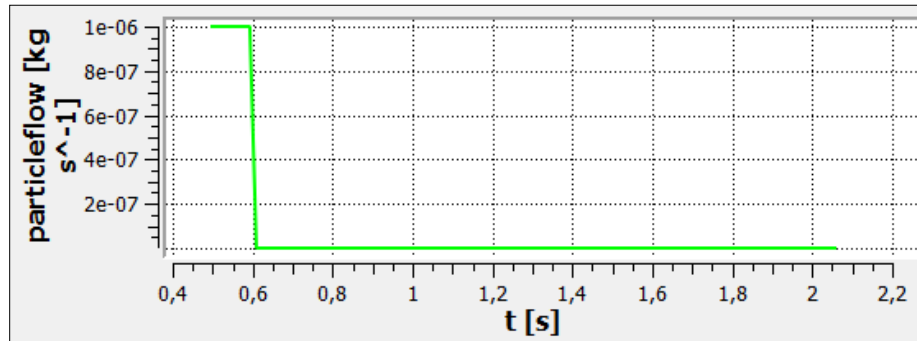


Figura 33.- Flujo másico de inyección de partículas [kg/s]

- Paredes del circuito de ventilación

La simulación fue configurada de forma tal que las partículas, al impactar contra una pared, permanecen adheridas a la misma y abandonan el flujo de aire.

La figura 34 muestra la pared lisa en color rojo, donde se impone la condición de rugosidad comentada en la sección 10, análisis del tubo corrugado del circuito de ventilación.

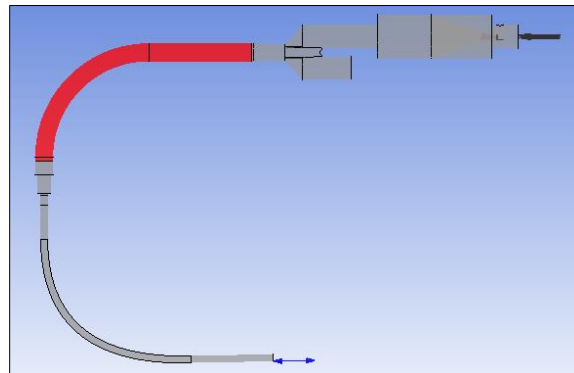


Figura 34.- Pared asociada al tubo corrugado.

14. ANÁLISIS DE RESULTADOS DEL CIRCUITO CON AEROCÁMARA CHC

En la tabla 10 se encuentran resumidos los principales resultados obtenidos, utilizando la rugosidad asociada al tubo corrugado y la rugosidad asociada a un tubo flexible.

Circuito	Circuito con tubo liso con rugosidad 0,015 mm	Circuito con tubo liso con rugosidad 0,41 mm
Análisis de partículas		
Partículas que llegan a los bronquios	6,23 %	3,94 %
Partículas que quedan adheridas a las paredes del circuito completo	93,77 %	96,06 %

Tabla 10.- Análisis de partículas. Circuito con aerocámara CHC

Se observa que hay un 2,29 % (96,06 – 93,77) más de partículas adheridas a las paredes del circuito con rugosidad 0,41 mm. Del 2,29 %, un 1,44 % de incremento se da en el tubo corrugado, y un 0,85 % en el tubo endotraqueal. Por ende, el circuito con el tubo corrugado, es decir con rugosidad de 0,41 mm, es un 2,29 % menos eficiente que el circuito con el tubo flexible, con rugosidad de 0,015 mm.

Una explicación de los resultados obtenidos se puede obtener al analizar contornos de energía cinética turbulenta, los cuales son una medida de la capacidad de mezcla del flujo. A mayor energía cinética turbulenta mayor capacidad de mezcla de partículas, y viceversa. La figura 35 muestra dichos contornos, para un instante de tiempo de 0,8 segundos, en el cual algunas partículas se encuentran atravesando el tubo corrugado.

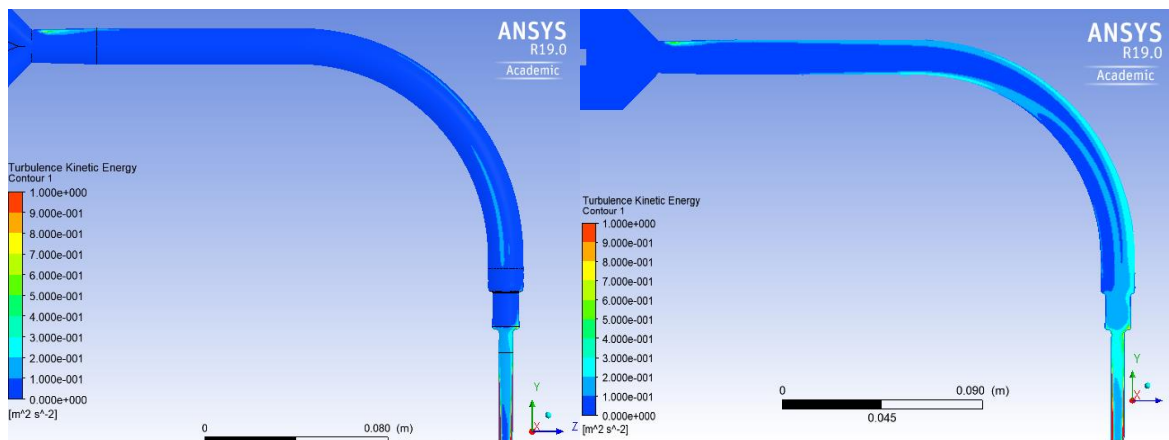


Figura 35.- Contornos de energía cinética turbulenta. A la izquierda, circuito con rugosidad 0,015 mm y a la derecha, circuito con rugosidad de 0,41 mm.

Se puede observar mayor energía cinética turbulenta generada en el circuito con rugosidad de 0,41 mm, la cual al estar relacionada con la capacidad de mezcla del flujo, explica los incrementos de 1,44% y 0,85% de partículas adheridas en el tubo corrugado y endotraqueal, respectivamente.

Como resultado de este análisis, se decide utilizar para las posteriores simulaciones, con las aerocámaras rediseñadas, la rugosidad de un tubo flexible, ya que reemplazando el tubo corrugado, se consigue un 2,29% de aumento de la eficiencia del circuito.

15. REDISEÑO DE AEROCÁMARAS Y GENERACIÓN DE CADs

Se presentarán primero los modelos de aerocámaras rediseñadas y luego los modelos del circuito de ventilación con las respectivas aerocámaras. Para la creación de dichos modelos se utilizó el software de CAD Solidworks.

15.1. Modelado de aerocámaras rediseñadas

- **Modelo de aerocámara 1**

Este nuevo diseño de aerocámara mantiene las dimensiones básicas de longitud y diámetro de la aerocámara CHC, y agrega tres canales en forma de helicoides separados equidistantemente de manera tal de generar una rotación (swirl) en el flujo de inspiración, buscando reducir la cantidad de partículas que impactan las paredes de la misma.

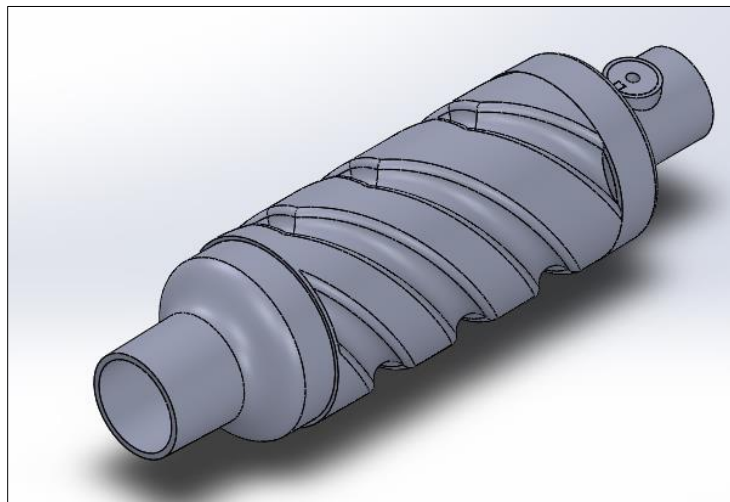


Figura 36.- Aerocámara 1. Vista isométrica.

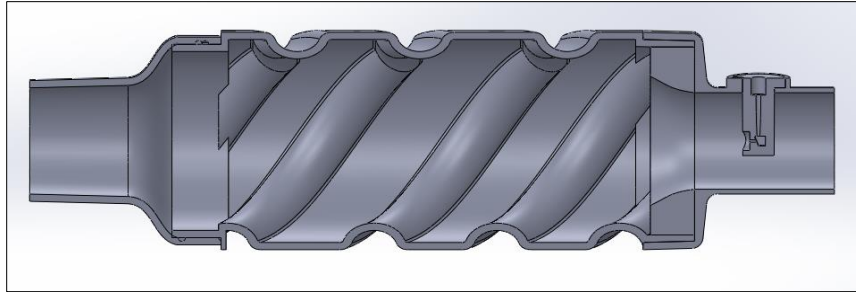


Figura 37.- Aerocámara 1. Vista lateral en corte.

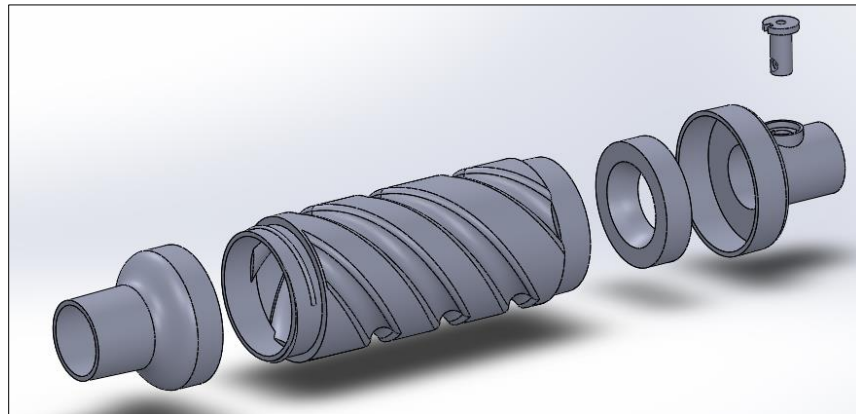


Figura 38.- Aerocámara 1. Vista explosionada.

- **Modelado de aerocámara 2**

Este diseño de doble cámara busca acortar la distancia de recorrido de las partículas inyectadas hasta las vías respiratorias, ya que se encuentra aguas abajo de la bifurcación de los tramos inspiratorios y espiratorios. Además, al estar colocada aguas abajo (figura 43), evita que las partículas deban atravesar la bifurcación, una potencial zona de impacto y adherencia de las mismas.

Esta aerocámara cuenta con dos tubos o cámaras. La cámara superior y más grande tiene la función de generar el espacio donde son inyectadas las partículas. La cámara inferior y más pequeña tiene la función de generar una vía de escape para el flujo de espiración. Como se puede observar en la figura 41, la aerocámara presenta dos válvulas antirretorno, cada una colocada en la entrada de uno de los tubos. La función de cada válvula es permitir la circulación del flujo en una sola dirección. Durante el flujo de inspiración la válvula de la cámara superior se abre, y la de la cámara inferior se cierra, permitiendo que el flujo de inspiración circule solamente por la cámara superior. Durante el flujo de espiración, la válvula de la cámara superior se cierra y la de la cámara inferior se abre, permitiendo que el flujo de espiración circule solamente por la cámara inferior. El

objetivo de la cámara inferior es proveer una vía secundaria para el flujo de espiración, evitando que medicación eventualmente en suspensión fluya en dirección opuesta al paciente durante esta fase del ciclo.

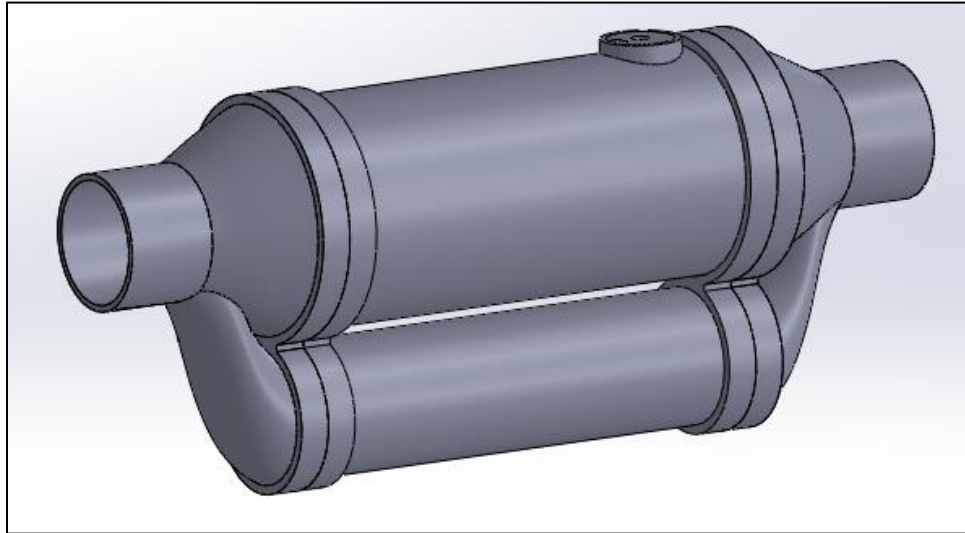


Figura 39.- Aerocámara 2. Vista isométrica.

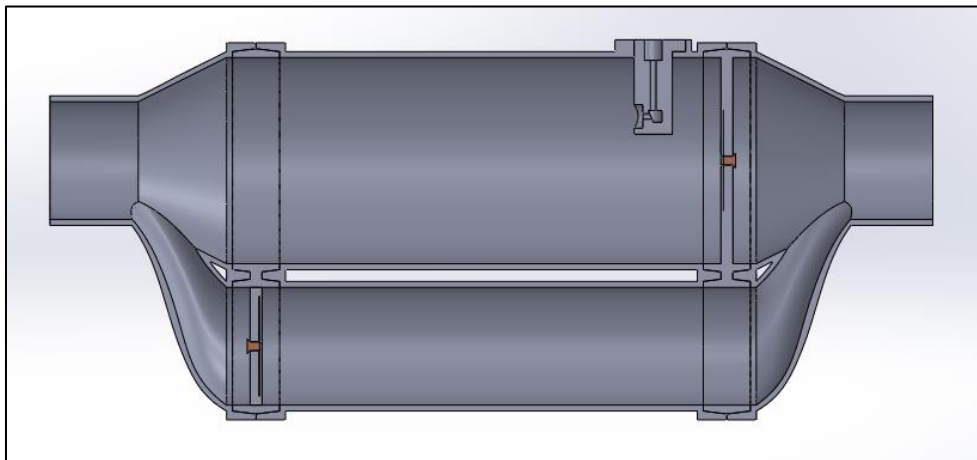


Figura 40.- Aerocámara 2. Vista lateral en corte.

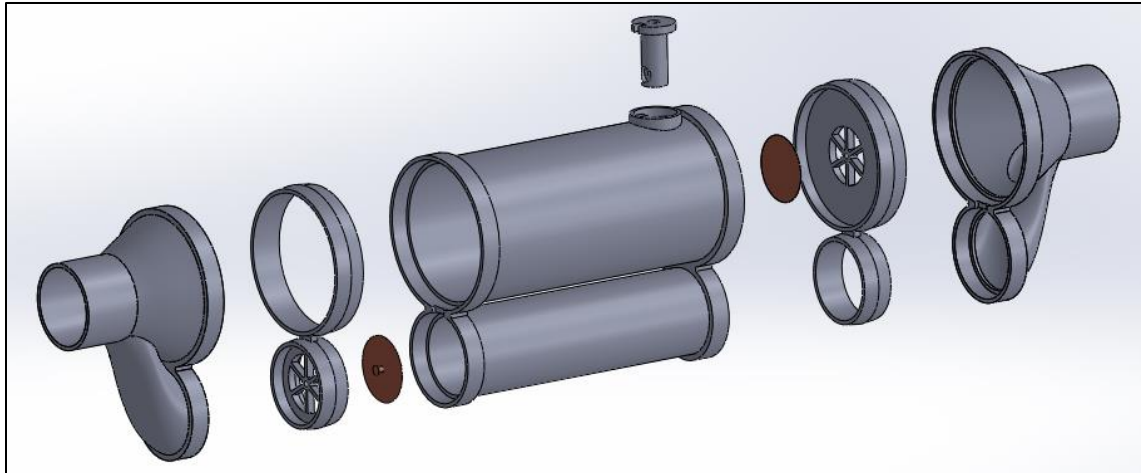


Figura 41.- Aerocámara 2. Vista explosionada.

15.2. Modelado de circuitos de ventilación

Se presentan los circuitos de ventilación correspondientes a cada aerocámara rediseñada.

- **Circuito de ventilación con aerocámara 1**

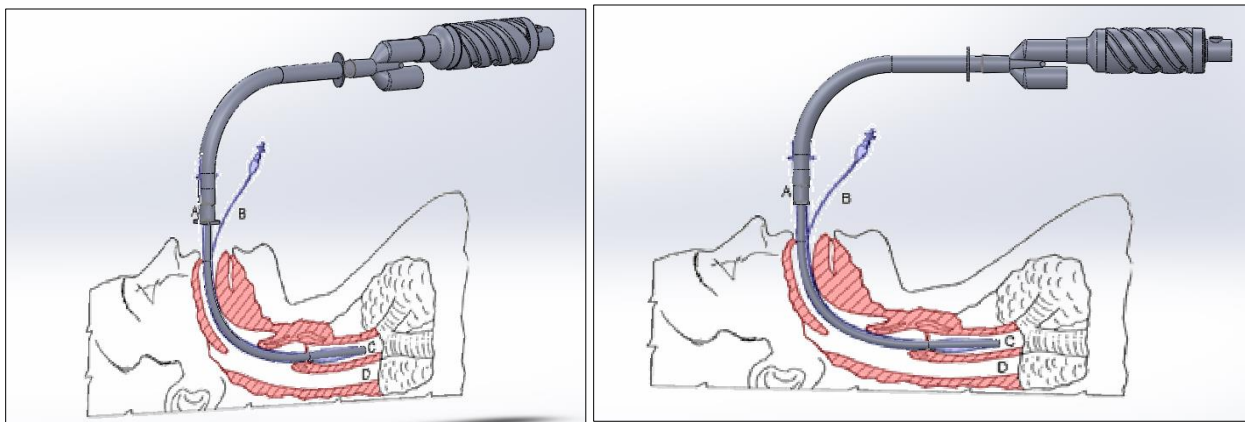


Figura 42.- Circuito de ventilación con aerocámara 1.

- **Circuito de ventilación con aerocámara 2**

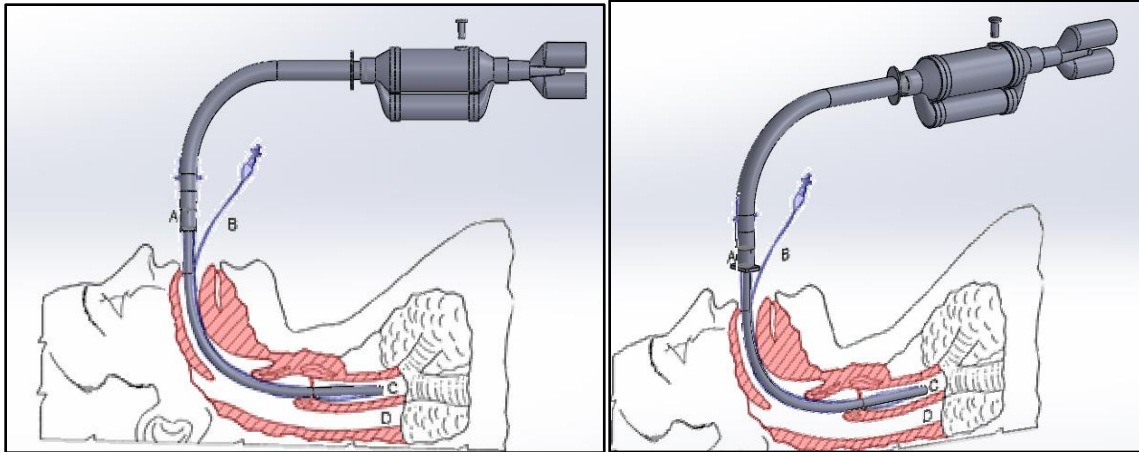


Figura 43.- Circuito de ventilación con aerocámara 2.

16. CREACIÓN Y TRATAMIENTO DE LA MALLA COMPUTACIONAL PARA LOS CIRCUITOS CON AEROCÁMARAS REDISEÑADAS

16.1. Malla computacional. Aerocámara 1

La figura 44 muestra la malla computacional realizada sobre la aerocámara 1. La zona correspondiente al tramo espiratorio de la bifurcación ha sido mallada con un tamaño de elemento mayor al resto del dominio, ya que a partir de los resultados del circuito con la aerocámara CHC se puede observar que no hay movimiento de fluido en dicha zona.

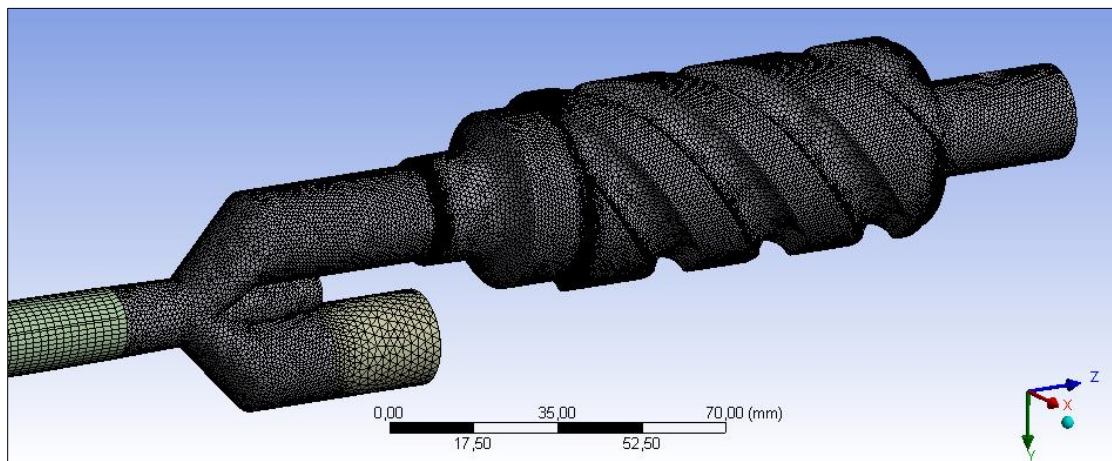


Figura 44.- Mallado de aerocámara 1. Vista en perspectiva.

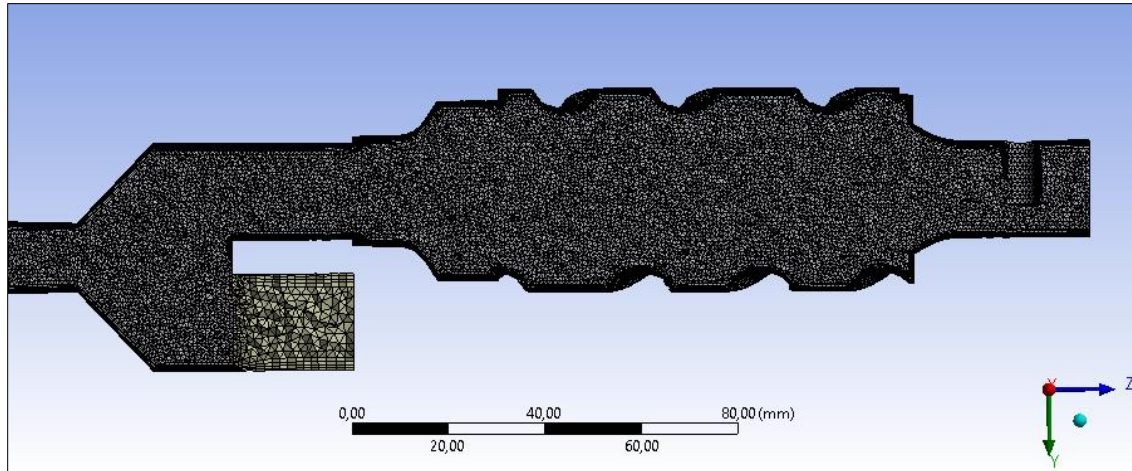


Figura 45.- Mallado de aerocámara 1. Vista en corte.

En la figura 46 se presentan las características de skewness.

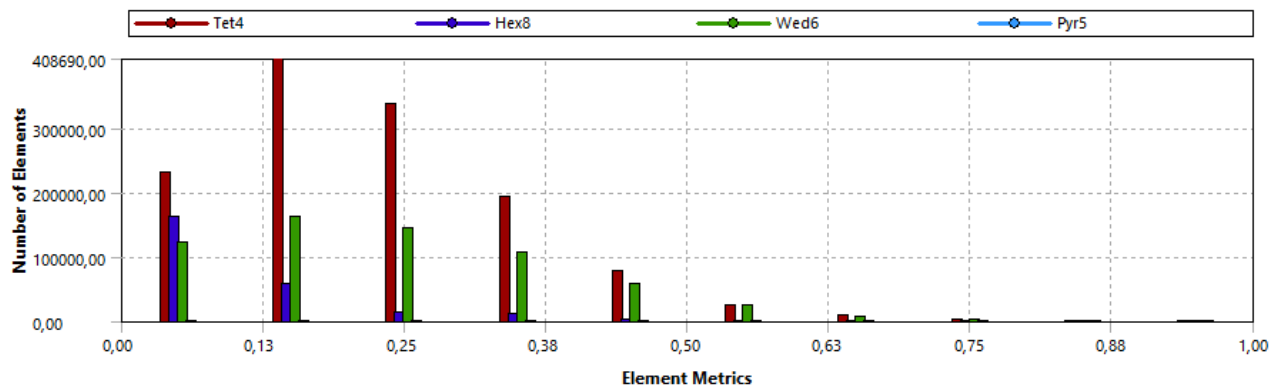


Figura 46.- Caracterización de la malla de la aerocámara 1. Skewness.

En la tabla 11 se presentan los parámetros de interés.

Valor / Parámetro	Skewness	Orthogonality
Mínimo	1,07e-4	2.4e-3
Máximo	0.93	0.99946
Promedio	0.213	0.79663
Desvío	0.135	0.143

Tabla 11.- Caracterización de la malla de la aerocámara 1. Ortogonalidad y skewness.

16.2. Malla computacional. Aerocámara 2

La figura 47 y 48 muestra la malla computacional realizada sobre la aerocámara 2. El tubo inferior de la aerocámara ha sido mallado con un tamaño de elemento mayor al tubo superior, dado

que, como se verá en los resultados, no se observa movimiento de fluido en su interior y solo se observa una mínima recirculación en la división entre ambos tubos.

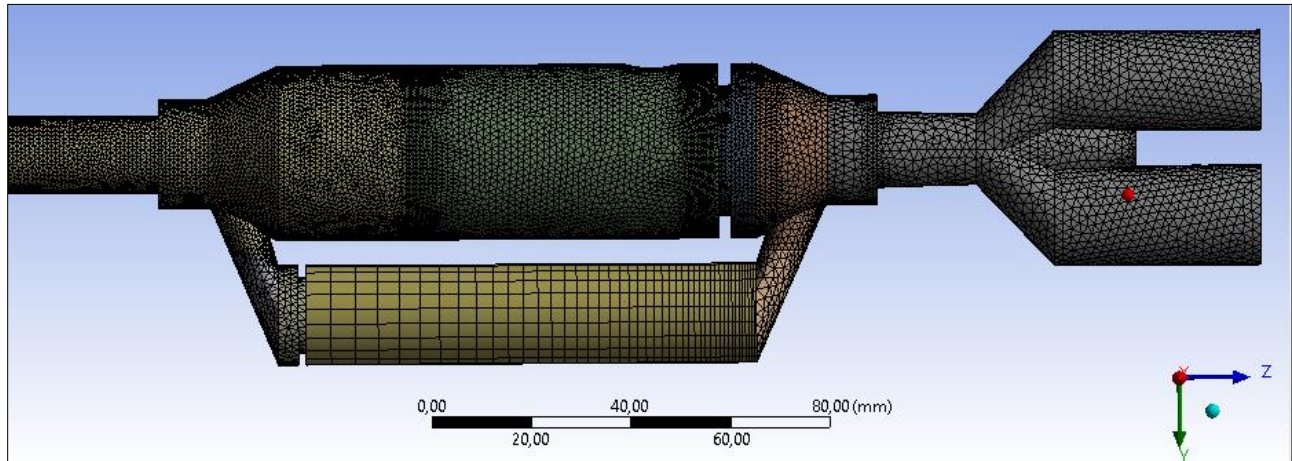


Figura 47.- Mallado de la aerocámara 2. Vista en perspectiva.

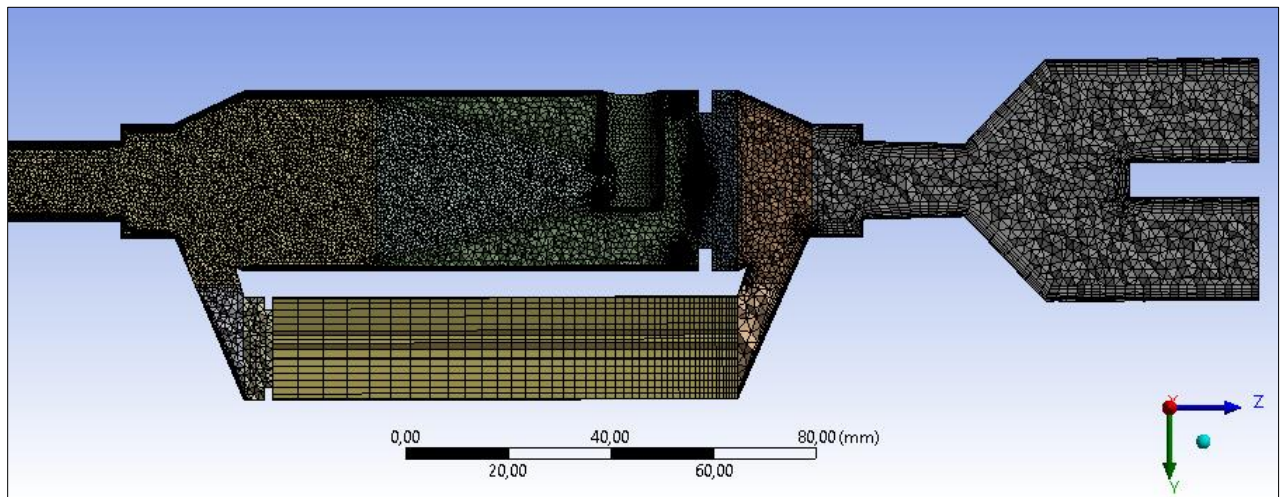


Figura 48.- Mallado de la aerocámara 2. Vista en corte.

En la figura 49 se presentan las características de skewness.

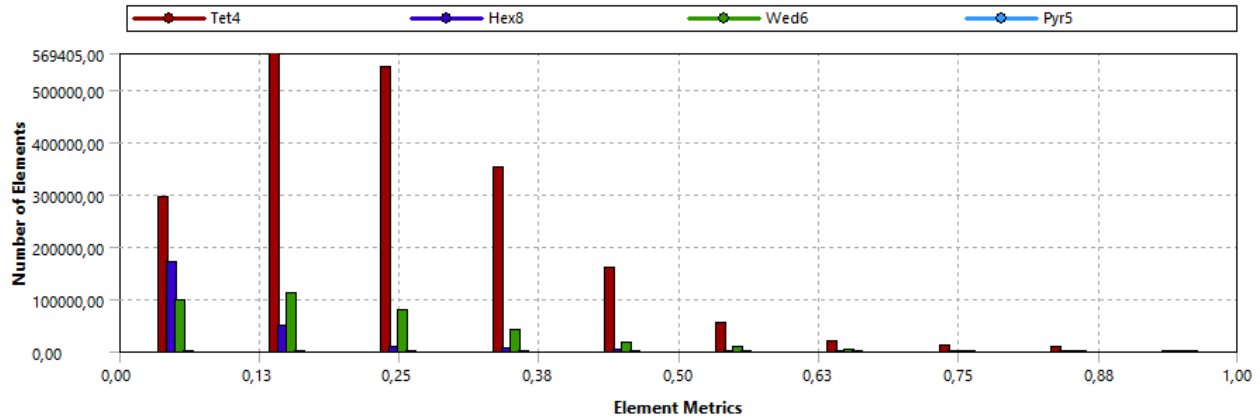


Figura 49.- Caracterización de la malla de la aerocámara 2. Skewness.

En la tabla 12 se presentan los parámetros de interés.

Valor / Parámetro	Skewness	Orthogonality
Mínimo	3.5648e-6	1.84e-3
Máximo	0.99815	0.99965
Promedio	0.22377	0.7827
Desvío	0.1419	0.14789

Tabla 12.- Caracterización de la malla de la aerocámara 2. Ortogonalidad y skewness

16.3. Análisis de independencia de resultados con la malla

Para el circuito de ventilación con la aerocámara 1, debido a la similitud en cuanto a la disposición de la aerocámara en el circuito, se realizó una malla con las mismas características que la malla del circuito con la aerocámara CHC de 3.6e6 elementos.

La figura 50 muestra los resultados correspondientes al circuito de ventilación con la aerocámara 2.

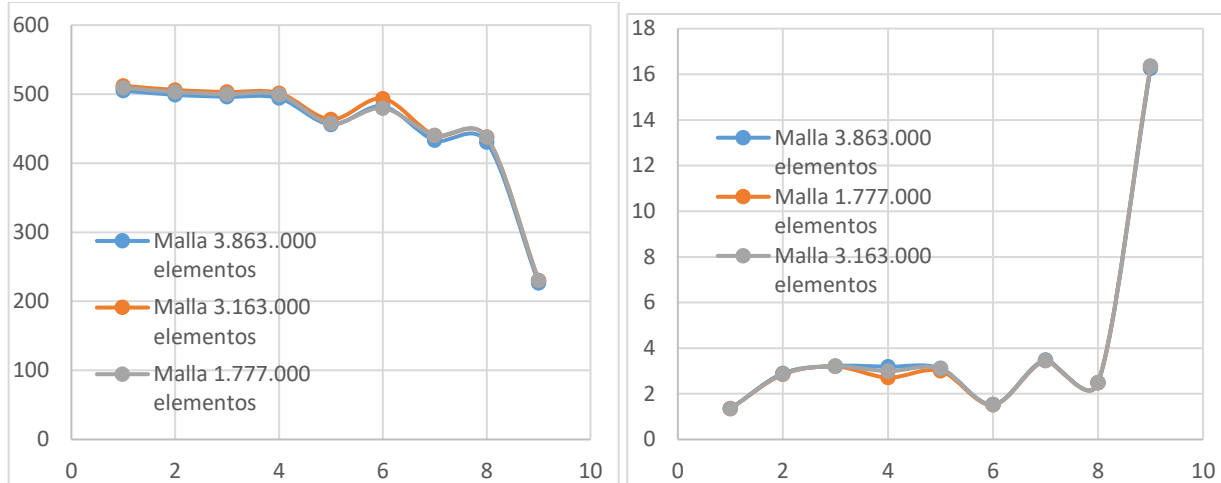


Figura 50.- Presión y velocidad media en función de la sección de análisis. Circuito con aerocámara 2.

En función de este análisis, se optó para el estudio no estacionario con inyección de partículas la malla de 3.1e6 elementos, para el circuito con la aerocámara 2.

16.4. Configuración de la simulación de circuitos con las aerocámaras rediseñadas

La configuración es la misma utilizada para el circuito con la aerocámara convencional CHC, tal como se detalla en la sección 13, configuración de la simulación.

Como se comentó en la sección 12, simulación de circuito con la aerocámara CHC, la rugosidad asociada al tubo liso, utilizada para la simulación de los circuitos con las aerocámaras rediseñadas, es de 0,015 mm, es decir la rugosidad asociada a un tubo flexible.

17. RESULTADOS

Se presentará para cada circuito de ventilación, con su correspondiente aerocámara, una figura donde se observan las partículas adheridas a las paredes del circuito, al final del ciclo de inspiración. Se presentan, además, contornos de velocidad, vectores de velocidad, líneas de corriente, y una tabla donde se observan los porcentajes de partículas adheridas en cada zona de cada circuito de ventilación.

17.1. Circuito de ventilación con aerocámara convencional CHC

17.1.1. Visualización de partículas adheridas a las paredes

En la figura 51 se observan las partículas adheridas a las paredes del circuito al finalizar el ciclo de inspiración. La mayor cantidad de partículas, debido a su inercia, impacta y se adhiere en

aquellas regiones del circuito donde se dan cambios bruscos de sección, como a la salida de la aerocámara, o cambios de dirección del flujo, como en el tubo endotraqueal y el tubo externo del circuito.

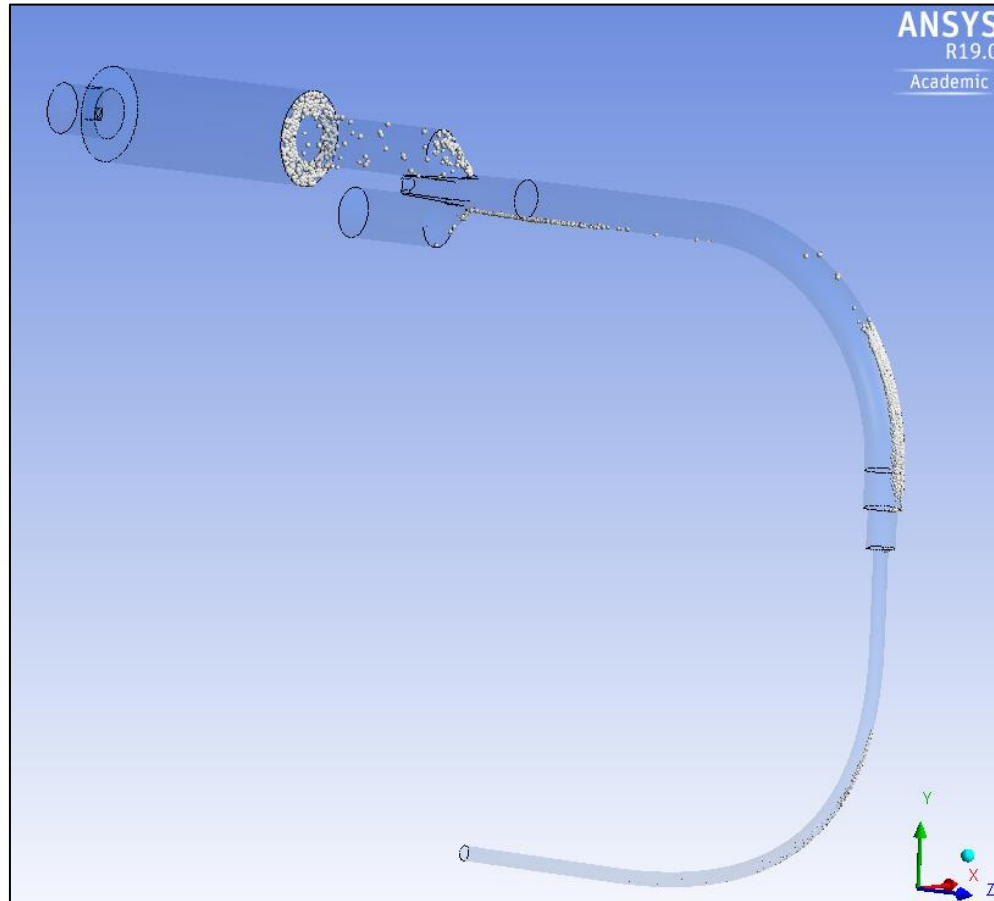


Figura 51.- Partículas adheridas a las paredes. Aerocámara CHC

17.1.2.- Espesor de la capa de partículas adheridas a las paredes

La figura 52 muestra un mapa de colores el cual indica el espesor de la capa (“film”) de partículas adheridas a las paredes. La escala del mapa va desde el color azul indicando cero espesor de capa de partículas hasta el rojo indicando un espesor máximo de 0,01 micrones (μm). Debe resaltarse que el pequeño espesor de la capa de partículas adheridas a las paredes está asociado a la muy baja cantidad de inyección de medicamento por dosis (100 microgramos).

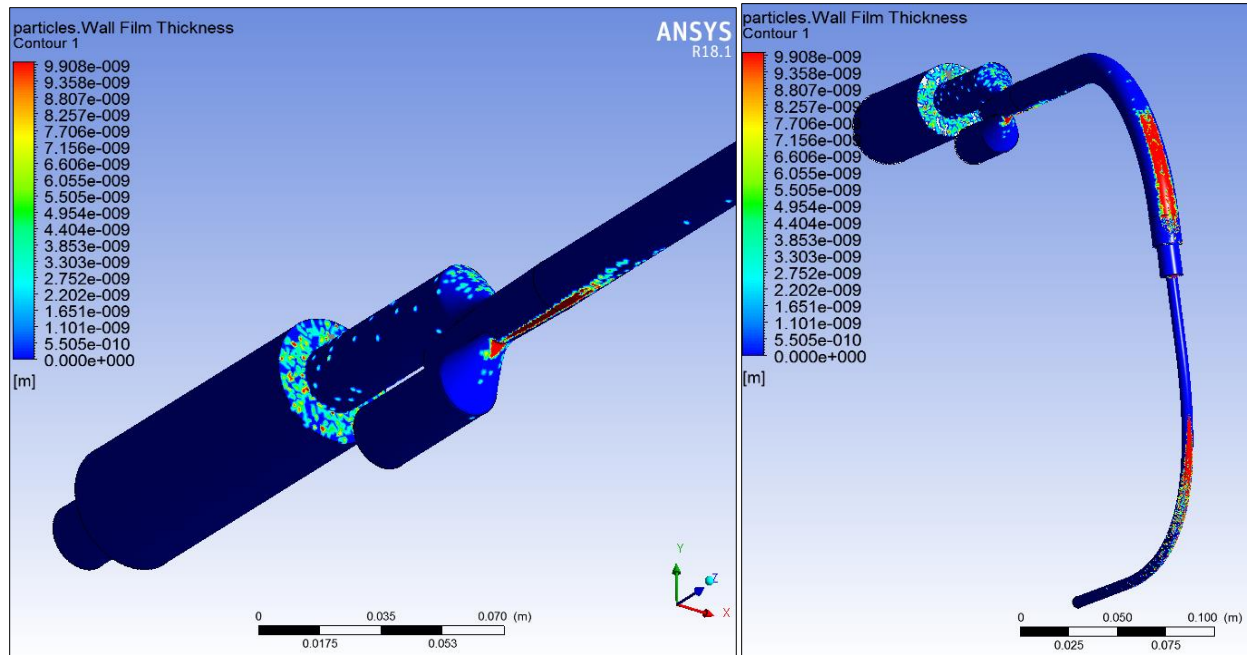


Figura 52.- Espesor de la capa de partículas adheridas a las paredes. Aerocámara CHC

17.1.3.- Visualización del campo de velocidades

La figura 53 muestra cómo varía la velocidad en el circuito, alcanzando un valor máximo de 33.2 m/s en zonas locales del tubo endotraqueal.

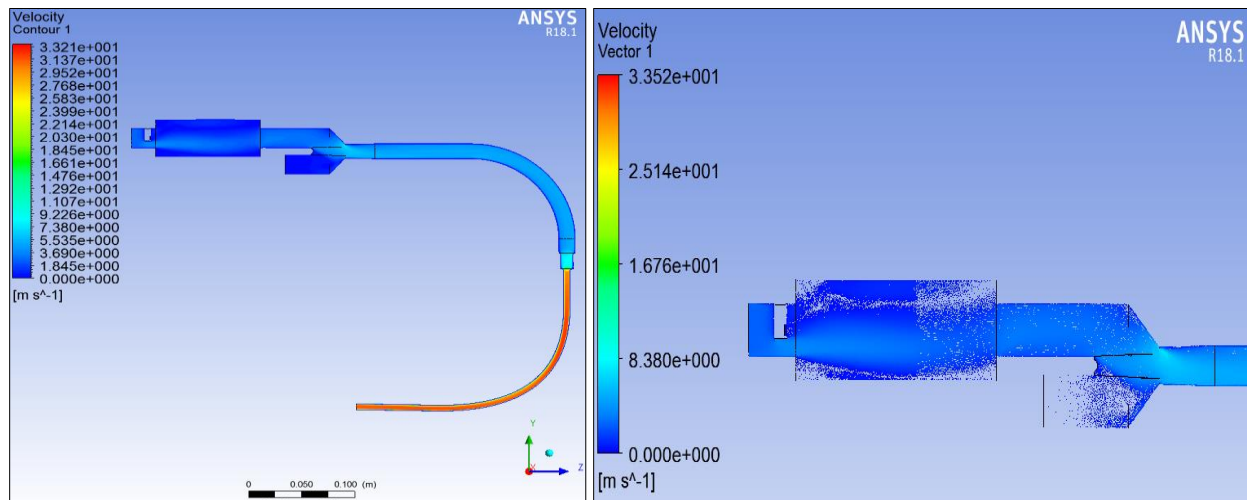


Figura 53.- Contornos y vectores de velocidad. Aerocámara CHC

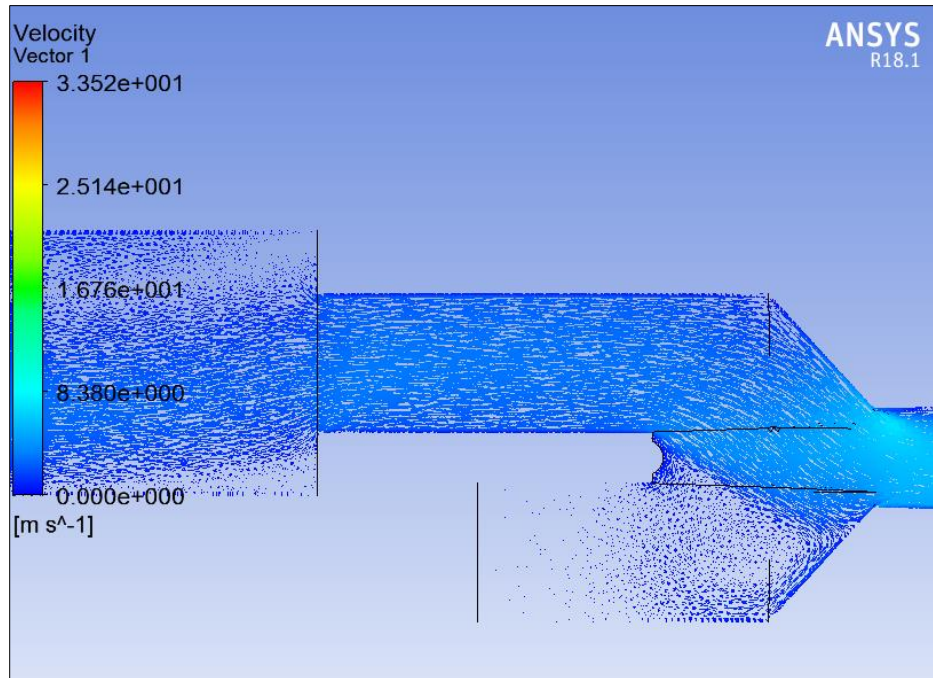


Figura 54.- Vectores de velocidad. Aerocámara CHC

17.1.4.- Visualización de flujo de aire

En la figura 55 se muestran las líneas de corriente. Se puede observar recirculación en dos grandes sectores. Por un lado, en la parte superior de la aerocámara se observa la recirculación generada aguas abajo debido a la presencia del inyector. Por otra parte, se observa recirculación en la bifurcación, en el tramo donde empieza la rama espiratoria.

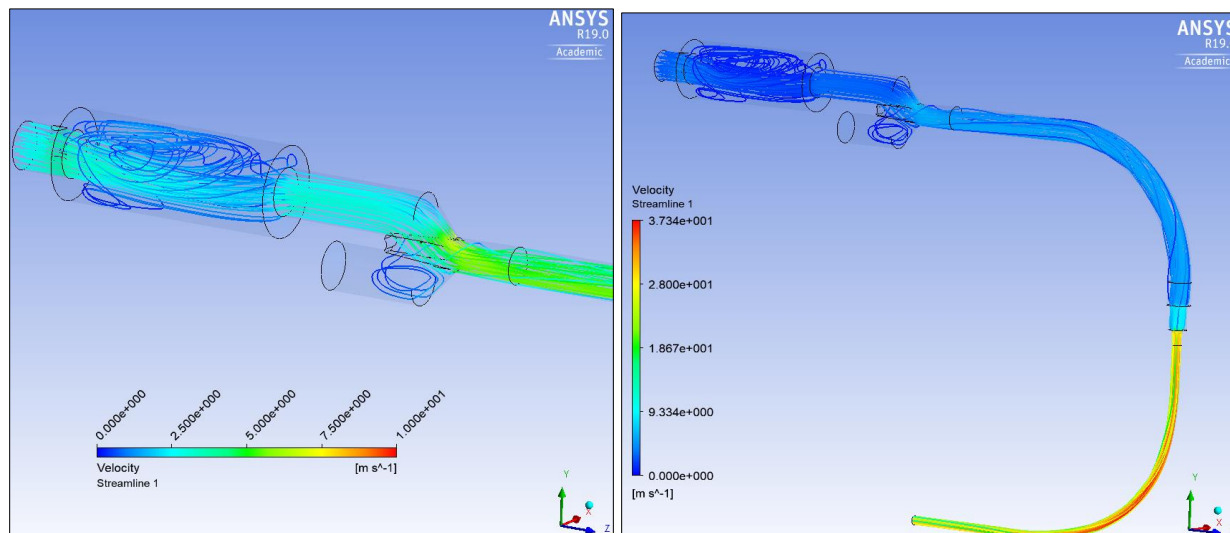


Figura 55.- Líneas de corriente. Aerocámara CHC

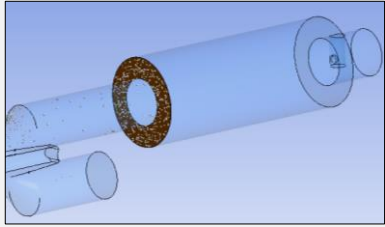
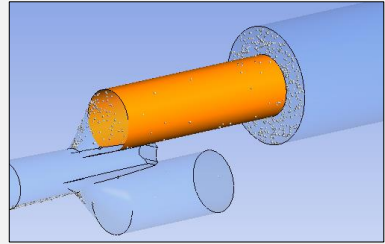
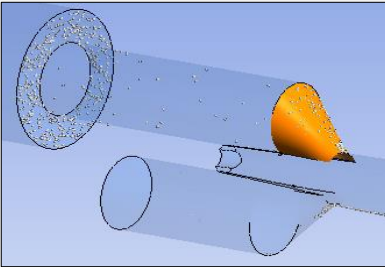
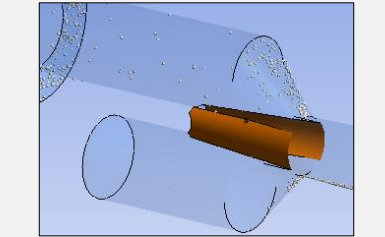
17.1.5.- Análisis de porcentajes de partículas adheridas a las paredes del circuito.

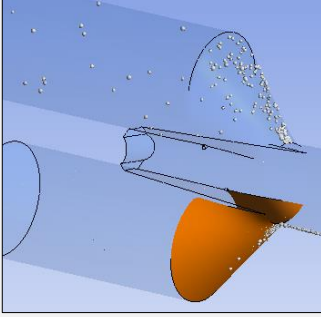
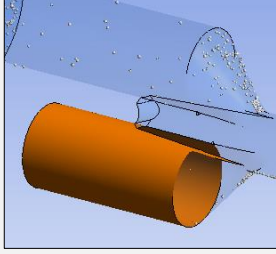
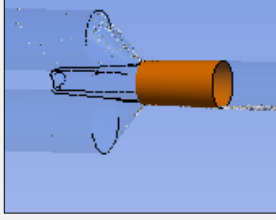
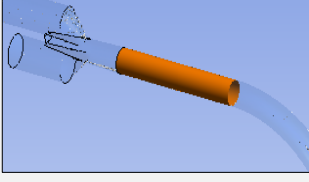

En la tabla 13 se analiza la cantidad de partículas adheridas en las paredes a lo largo del circuito de ventilación.

La región resaltada con color en la columna 1 de la siguiente tabla es la superficie en la que se computan la masa y porcentaje de medicamento adherido. En la columna 2 se encuentran computados los valores.

Los porcentajes indicados son respecto a la dosis de medicamento inyectado en el circuito (100 microgramos).

Cabe aclarar que 100 microgramos equivalen a 10^{-7} kilogramos.

	<ul style="list-style-type: none"> • Masa adherida = 2,3 μg • 2,3 % de 100 μg
	<ul style="list-style-type: none"> • Masa = 0,34 μg • 0,34 % de 100 μg
	<ul style="list-style-type: none"> • Masa = 0,76 μg • 0,76 % de 100 μg
	<ul style="list-style-type: none"> • Masa = 0,03 μg • 0,03 % de 100 μg

	<ul style="list-style-type: none"> • Masa = 2,23 μg • 2,23 % de 100 μg
	<ul style="list-style-type: none"> • Masa = 0,022 μg • 0,022 % de 100 μg
	<ul style="list-style-type: none"> • Masa= 5,97 μg • 5,97 % de 100 μg
	<ul style="list-style-type: none"> • Masa = 3,03 μg • 3,03 % de 100 μg
	<ul style="list-style-type: none"> • Masa = 34,37 μg • 34,37 % de 100 μg

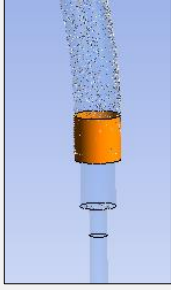
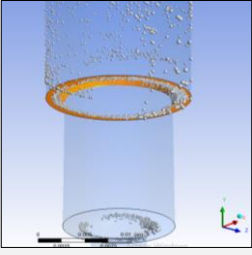
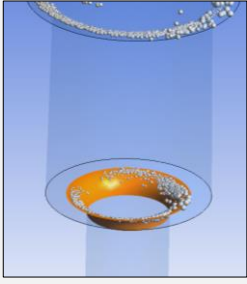
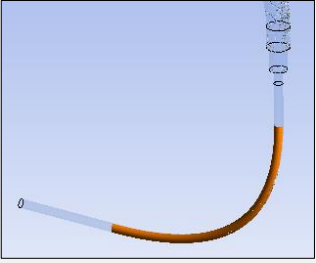
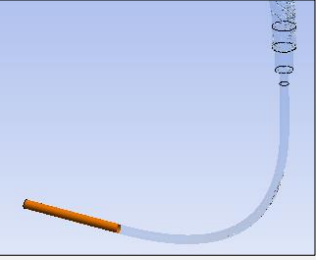
	<ul style="list-style-type: none"> • Masa= 3 μg • 3% de 100 μg
	<ul style="list-style-type: none"> • Masa = 13,99 μg • 13,99 % de 100 μg
	<ul style="list-style-type: none"> • Masa = 5,88 μg • 5,88 % de 100 μg
	<ul style="list-style-type: none"> • Masa = 21,85 μg • 21,85 % de 100 μg
	<ul style="list-style-type: none"> • Masa = 0,005 μg • 0,005 % de 100 μg

Tabla 13.- Análisis de partículas adheridas al circuito. Aerocámara CHC.

17.2.- Circuito de ventilación con aerocámara 1

17.2.1.-Visualización de partículas adheridas a las paredes

En la figura 56 se puede observar cualitativamente una reducción en la cantidad de partículas adheridas en las paredes de la aerocámara, con respecto a la aerocámara CHC (figura 51), hecho que se visualizará en un análisis cuantitativo al final del trabajo. Se observan, además, características similares al circuito anterior, en cuanto a la adherencia de las partículas a las paredes.

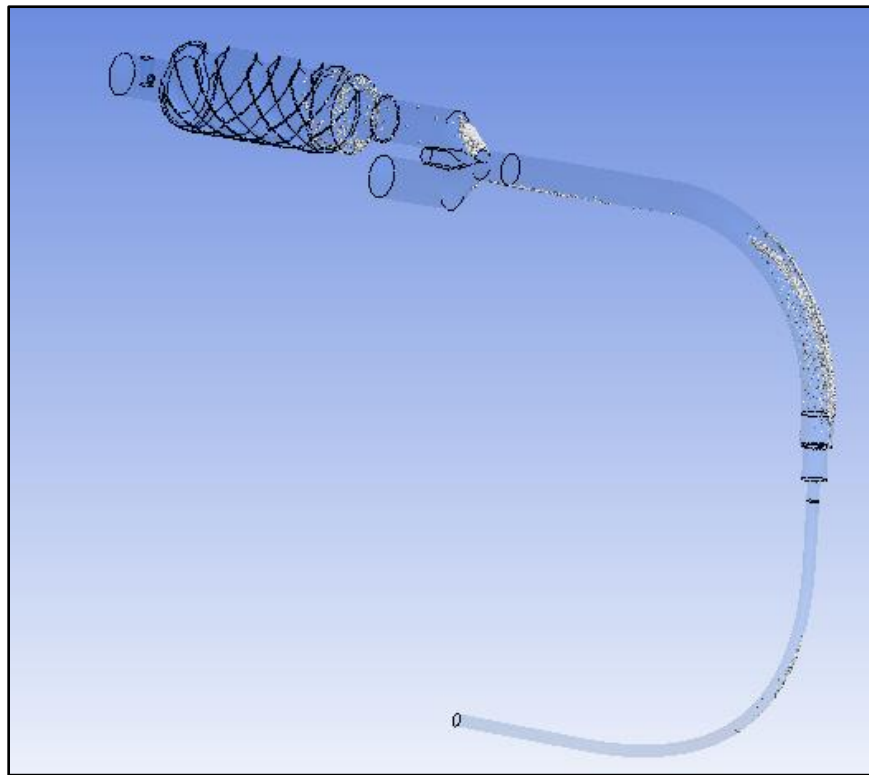


Figura 56.- Partículas adheridas a las paredes. Aerocámara 1

17.2.2.- Espesor de la capa de partículas adheridas a la pared

La figura 57 muestra el espesor de la capa (“film”) de partículas adheridas a las paredes. También en esta imagen se aprecia la disminución de las partículas adheridas en las paredes de la aerocámara, en comparación con la aerocámara CHC (figura 52).

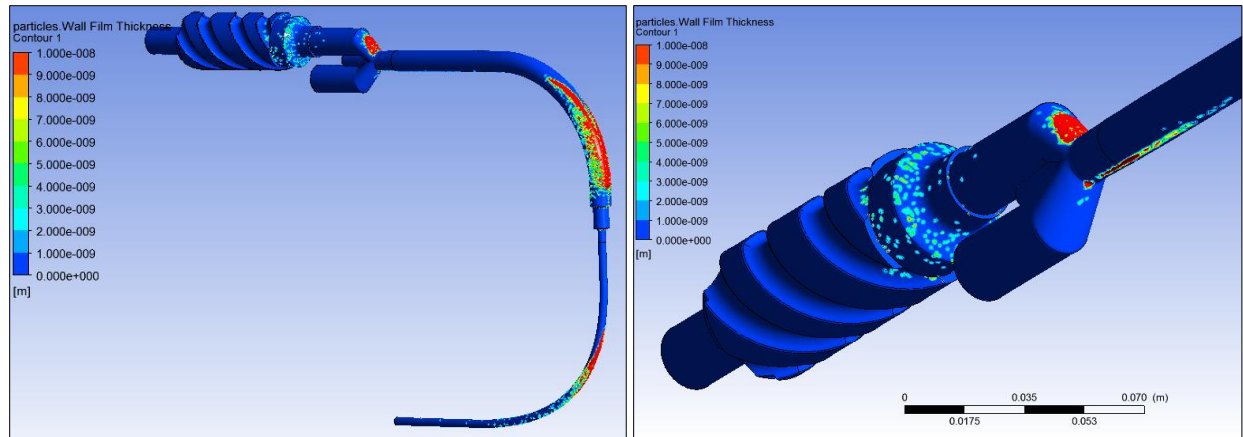


Figura 57.- Espesor de la capa de partículas. Aerocámara 1.

17.2.3.- Visualización del campo de velocidades

En la figura 58 se observan los contornos de velocidad y los vectores de velocidad.

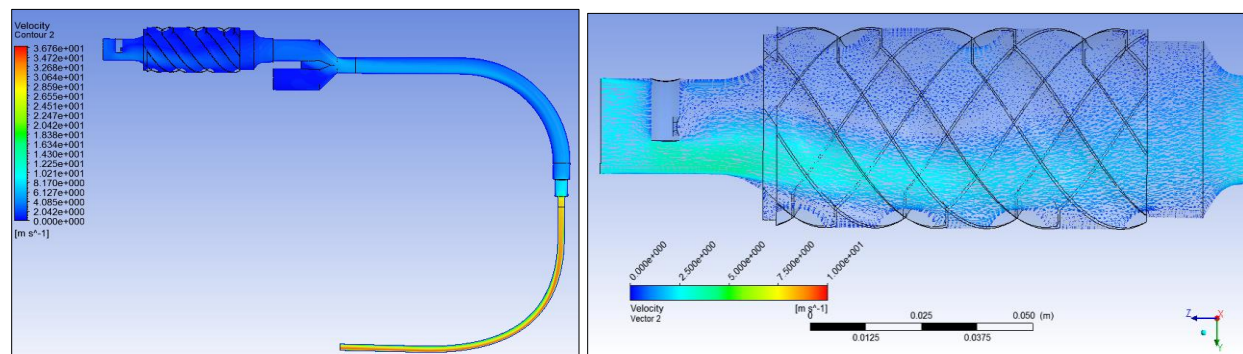


Figura 58.- Contornos y vectores de velocidad. Aerocámara 1.

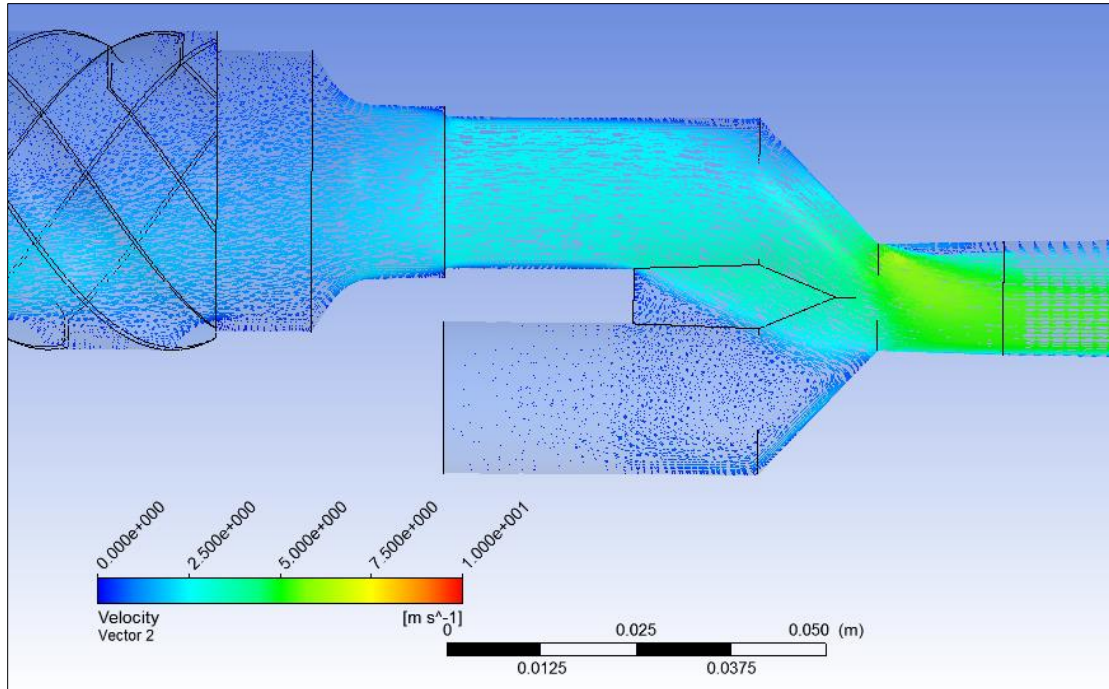


Figura 59.- Vectores de velocidad. Aerocámara 1.

17.2.4.- Visualización de flujo de aire

En la figura 60 se muestran las líneas de corriente. Se observan nuevamente las zonas de recirculación en la bifurcación y en el cambio de sección a la entrada de la aerocámara. Se observa en algunas líneas de corriente la rotación inducida sobre el flujo por la aerocámara.

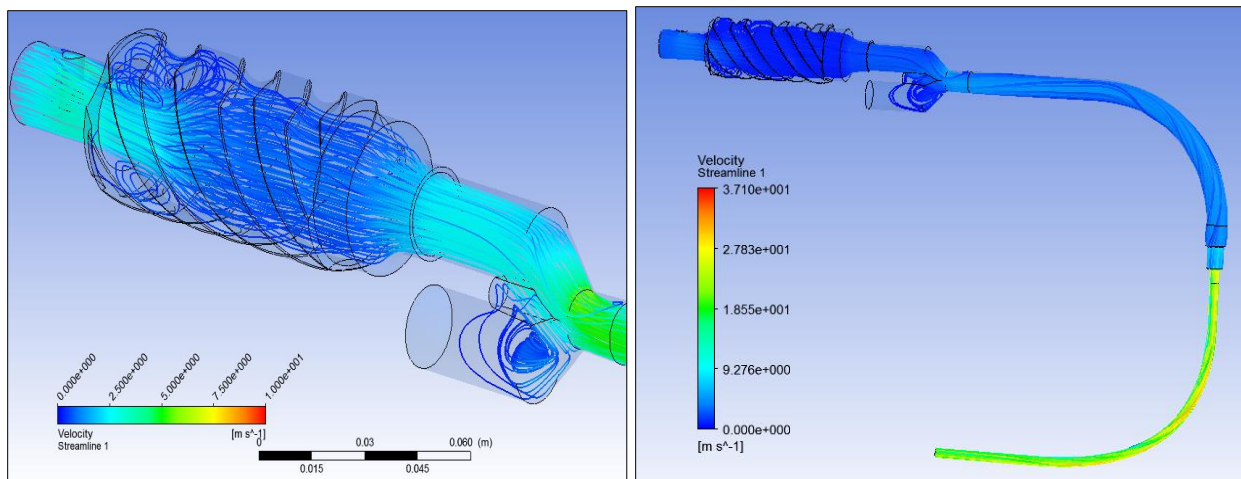
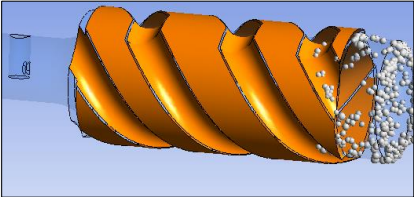
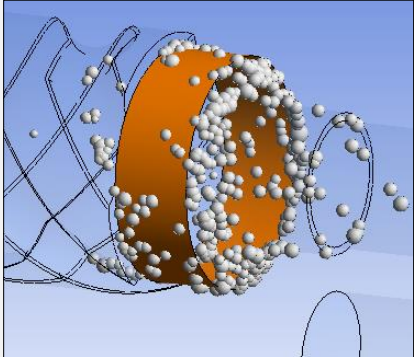
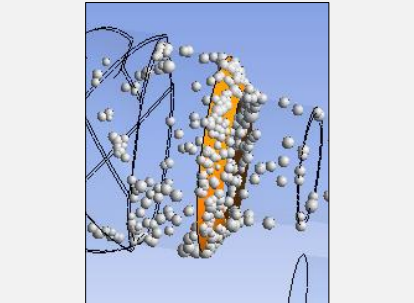
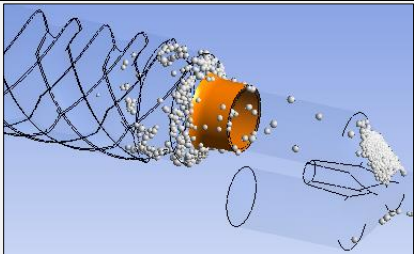


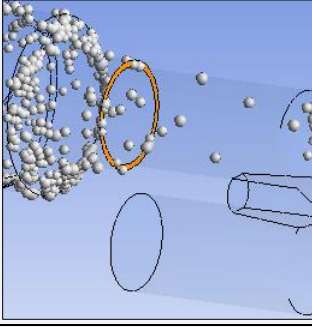
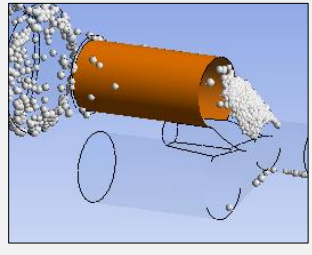
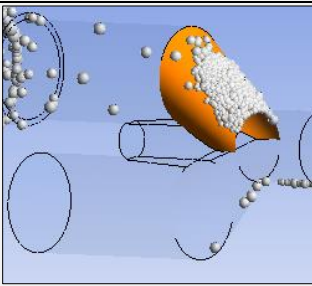
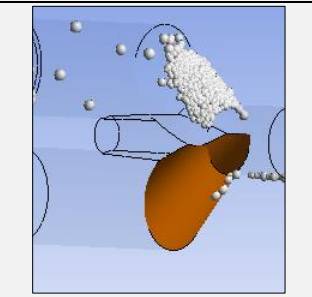
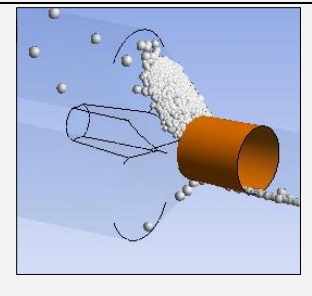

Figura 60.- Líneas de corriente. Aerocámara 1.

17.2.5.- Análisis de porcentajes de partículas adheridas a las paredes del circuito

La tabla 14 detalla la cantidad de partículas alojadas en las paredes a lo largo del circuito de ventilación.

La región resaltada con color en la columna 1 es la superficie en la que se computa la masa y porcentaje de medicamento adherido. En la columna 2 se encuentran computados los valores.

	<ul style="list-style-type: none"> • Masa = 0,27 μg • 0,27 % de 100 μg
	<ul style="list-style-type: none"> • Masa = 0,39 μg • 0,39 % de 100 μg
	<ul style="list-style-type: none"> • Masa = 0,86 μg • 0,86 % de 100 μg
	<ul style="list-style-type: none"> • Masa = 0,195 μg • 0,195% de 100 μg

	<ul style="list-style-type: none"> • Masa = 0,043 μg • 0,043 % de 100 μg
	<ul style="list-style-type: none"> • Masa = 0,049 μg • 0,049 % de 100 μg
	<ul style="list-style-type: none"> • Masa = 5,91 μg • 5,91 % de 100 μg
	<ul style="list-style-type: none"> • Masa = 0,17 μg • 0,17 % de 100 μg
	<ul style="list-style-type: none"> • Masa = 0,649 μg • 0,649% de 100 μg
	<ul style="list-style-type: none"> • Masa= 1,18 μg • 1,18 % de 100 μg

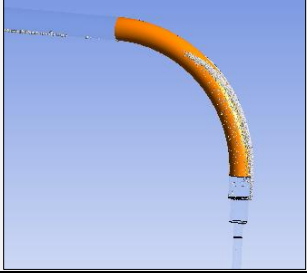
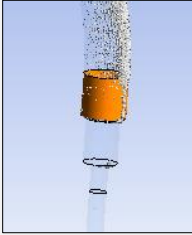
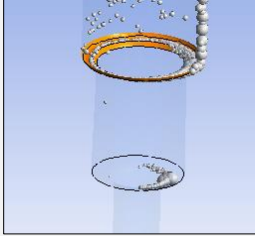
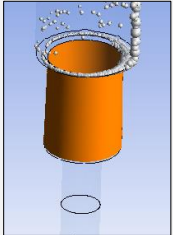
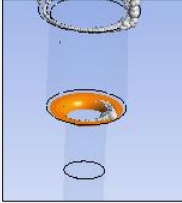
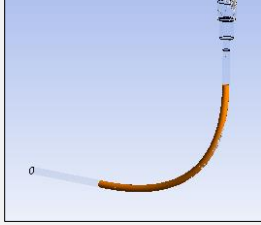
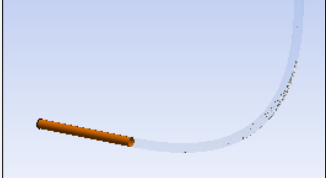
	<ul style="list-style-type: none"> • Masa = 34,67 μg • 34,67 % de 100 μg
	<ul style="list-style-type: none"> • Masa = 0,92 μg • 0,92 % de 100 μg
	<ul style="list-style-type: none"> • Masa = 13,4 μg • 13,4 %
	<ul style="list-style-type: none"> • Masa = 0,15 μg • 0,15 % de 100 μg
	<ul style="list-style-type: none"> • Masa = 2,77 μg • 2,77 % de 100 μg
	<ul style="list-style-type: none"> • Masa = 33,93 μg • 33,93 % de 100 μg
	<ul style="list-style-type: none"> • Masa = 0,03 μg • 0,03 % de 100 μg

Tabla 14.- Análisis de partículas adheridas al circuito. Aerocámara 1.

17.3.- Circuito de ventilación con aerocámara 2

17.3.1.- Visualización de partículas adheridas a las paredes

En la figura 61 se observan las partículas que han quedado adheridas a las paredes del circuito al finalizar el ciclo de inspiración. Se observa cualitativamente un aumento notable respecto a las aerocámaras anteriores, de partículas adheridas en el tubo corrugado del circuito.

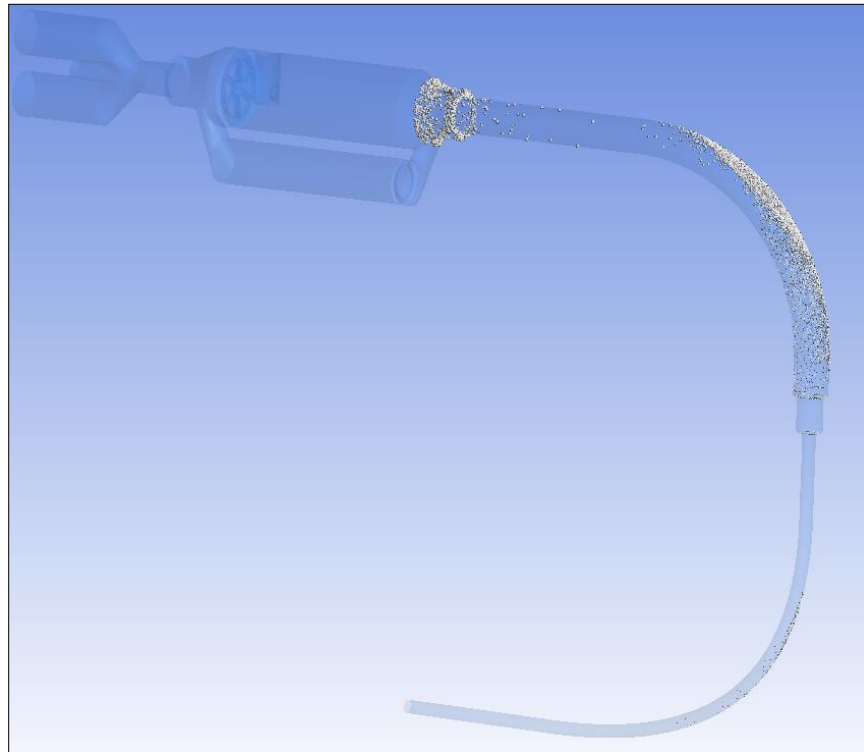


Figura 61.- Partículas adheridas a las paredes del circuito. Aerocámara 2.

17.3.2.- Espesor de la capa de partículas adheridas a las paredes

En la figura 62 se observa nuevamente el espesor de la capa (“film”) de partículas adheridas a las paredes. La escala del mapa va desde el color azul indicando cero espesor de capa de partículas hasta el rojo indicando un espesor máximo de 0,01 micrones (μm).

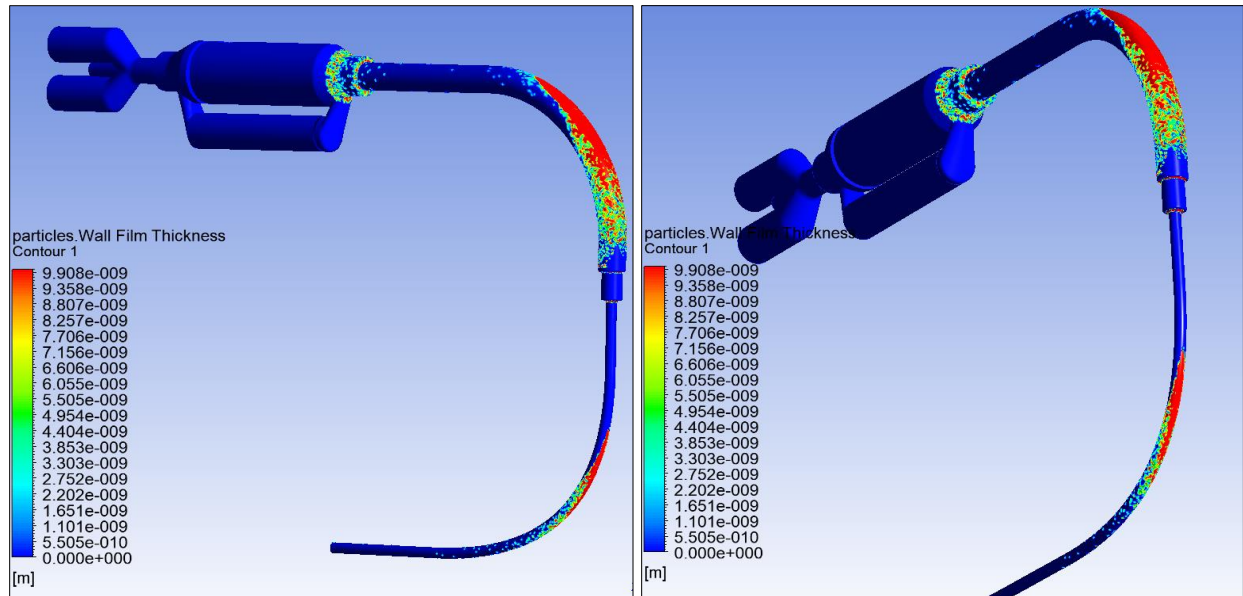


Figura 62.- Espesor de capa de partículas adheridas a las paredes del circuito. Aerocámara 2.

17.3.3.- Visualización del campo de velocidades

En las figuras 63, 64 y 65 se observan los contornos y vectores de velocidad. Se destacan las altas velocidades locales cerca de la válvula antirretorno de la cámara superior y la turbulencia generada por ésta aguas abajo.

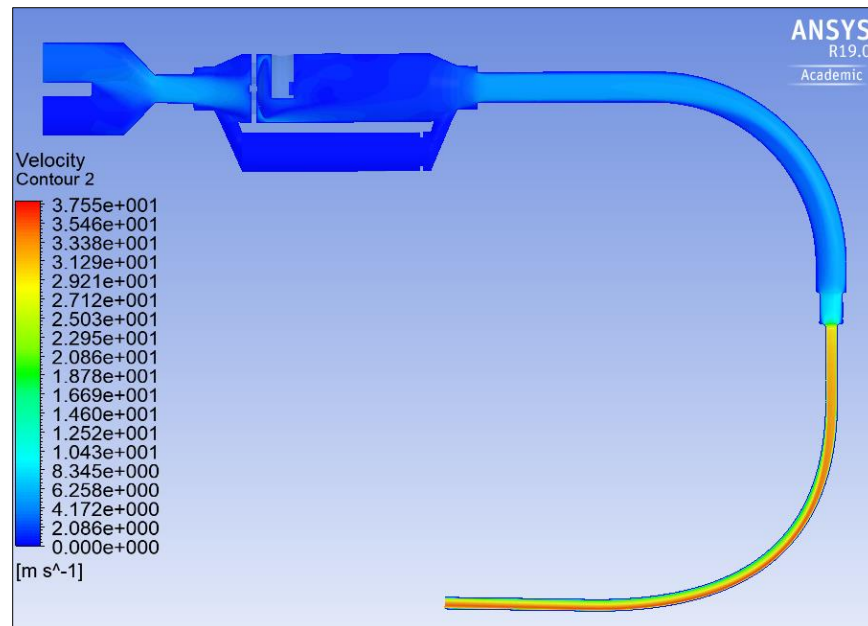


Figura 63.- Contornos de velocidad. Aerocámara 2.

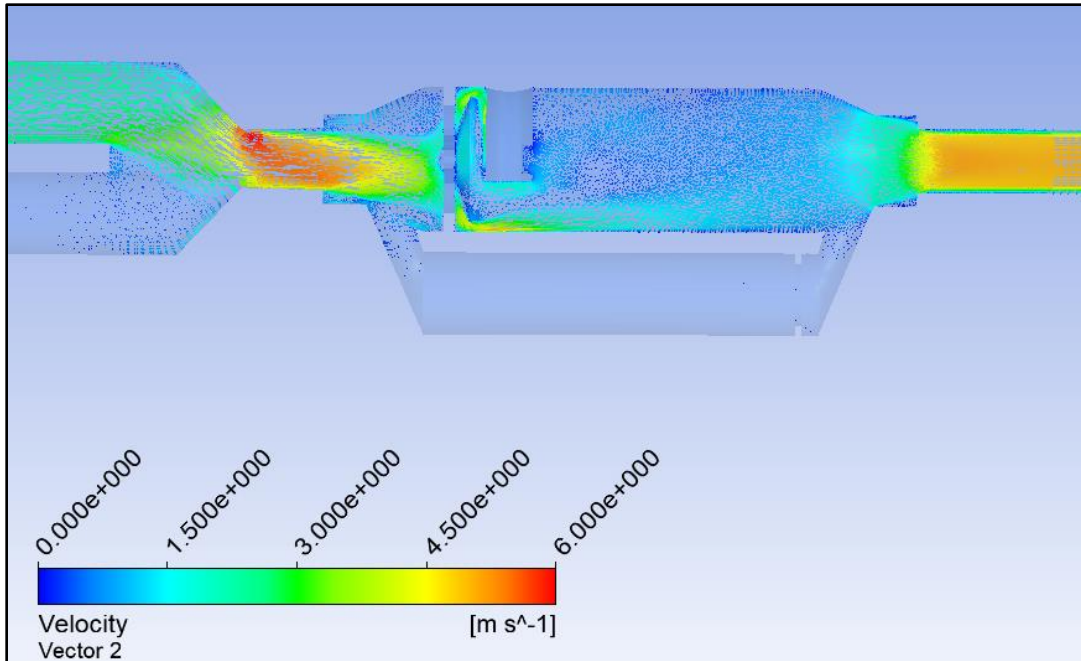


Figura 64.- Vectores de velocidad. Aerocámara 2.

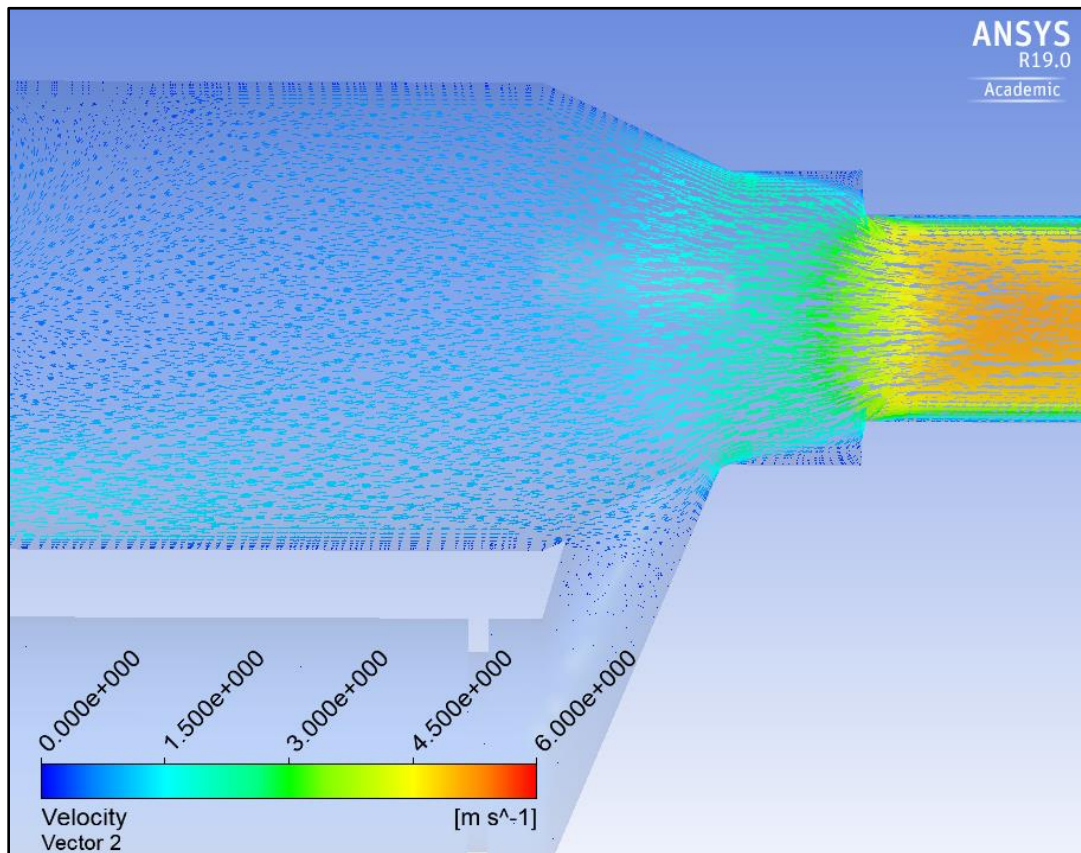


Figura 65.- Vectores. Contracción de aerocámara 2.

17.3.4.- Visualización de flujo de aire

En las figuras 66 y 67 se muestran las líneas de corriente. Se observa la gran recirculación presente aguas abajo de la válvula. También aparece recirculación justo antes de ésta y en la bifurcación al comienzo del tramo de la rama espiratoria, como se observó en los casos anteriores.

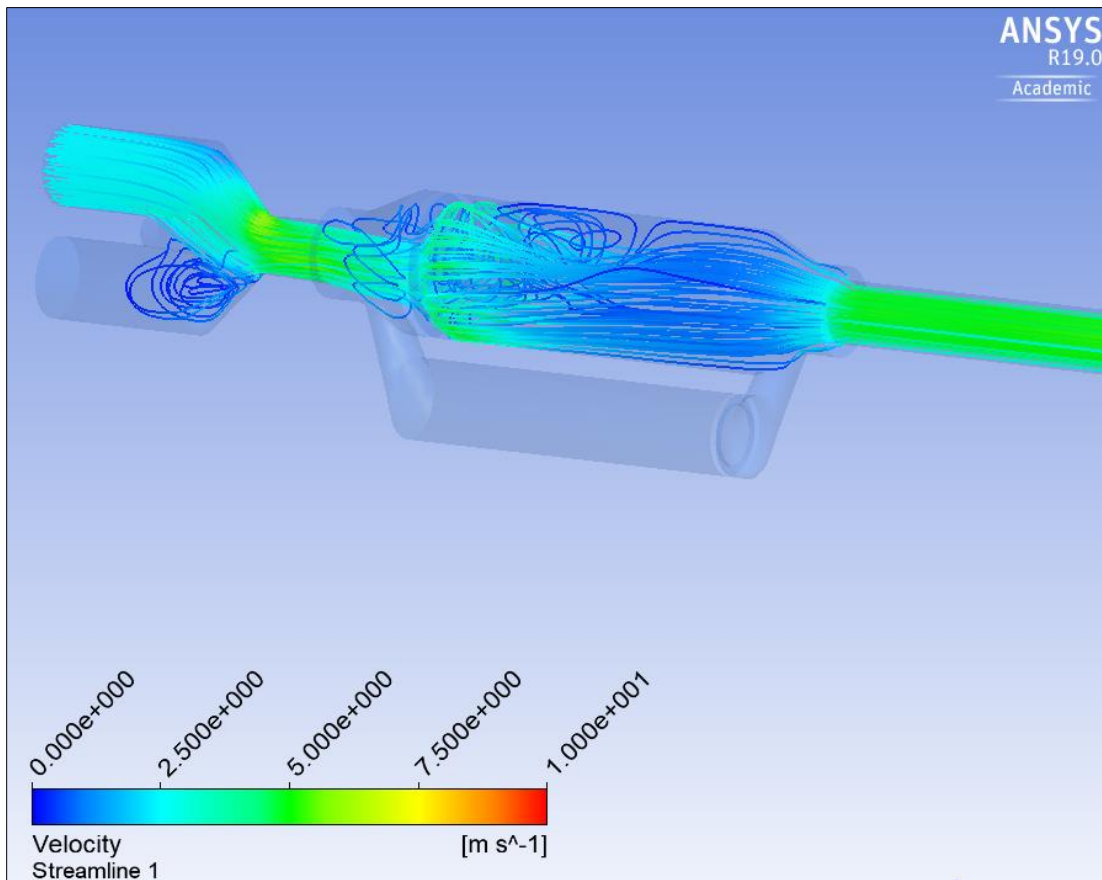


Figura 66.- Líneas de corriente. Aerocámara 2.

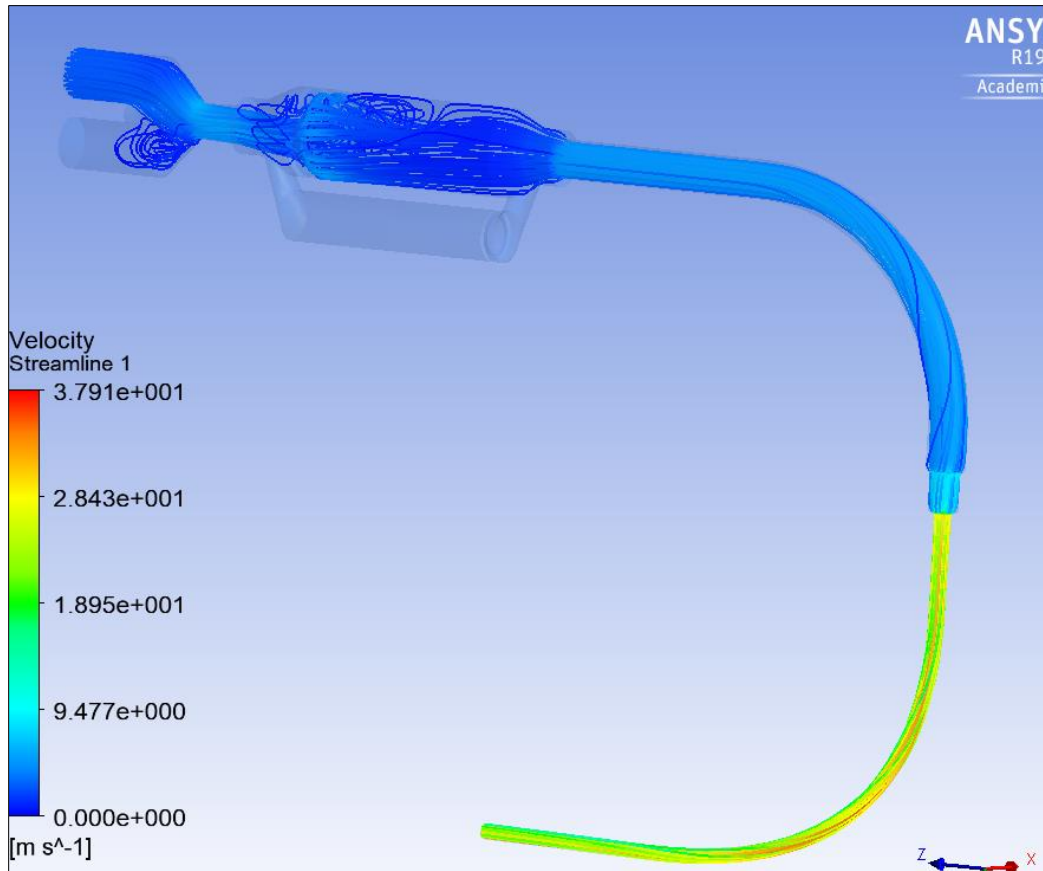
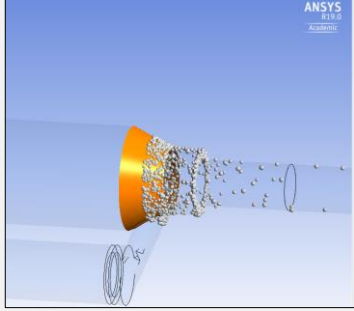
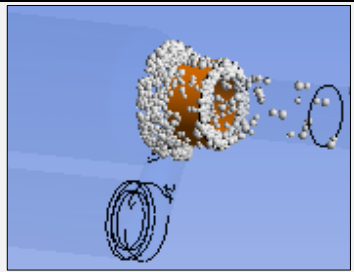
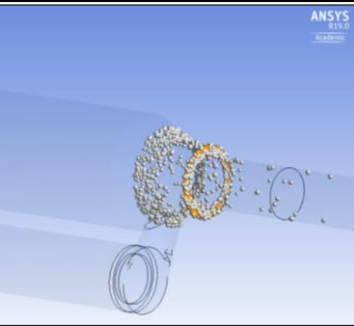
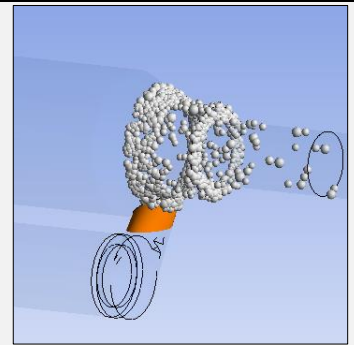
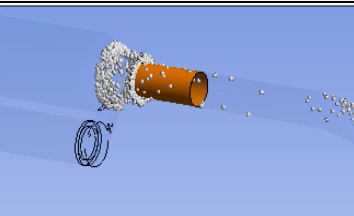


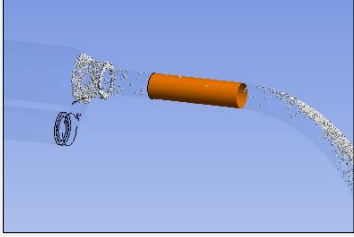
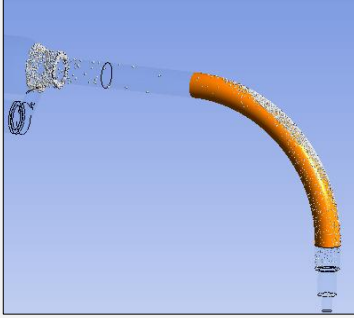
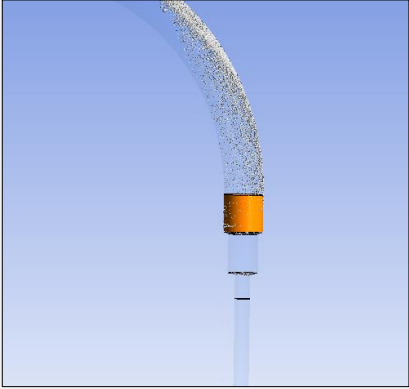
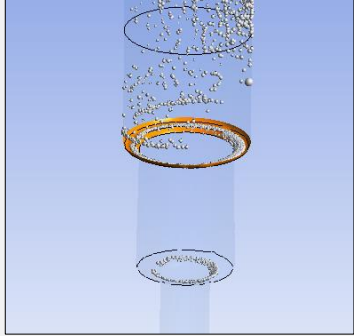
Figura 67.- Líneas de corriente. Circuito de ventilación completo. Aerocámara 2.

17.3.5.- Análisis de porcentajes de partículas adheridas al circuito

En la tabla 15 se analiza la cantidad de partículas alojadas en las paredes a lo largo del circuito de ventilación.

Nuevamente la región resaltada con color en la columna 1 es la superficie en la que se computa la masa y porcentaje de medicamento adherido. En la columna 2 se encuentran computados los valores.

	<ul style="list-style-type: none"> • Masa adherida = 3,096 μg • 3,096 % de 100 μg
	<ul style="list-style-type: none"> • Masa = 0,675 μg • 0,675 % de 100 μg
	<ul style="list-style-type: none"> • Masa = 1,33 μg • 1,33 % de 100 μg
	<ul style="list-style-type: none"> • Masa = 0,359 μg • 0,359 % de 100 μg
	<ul style="list-style-type: none"> • Masa = 0,436 μg • 0,436 % de 100 μg

	<ul style="list-style-type: none">• Masa = 0,029 μg• 0,029 % de 100 μg
	<ul style="list-style-type: none">• Masa= 52,936 μg• 52,936 % de 100 μg
	<ul style="list-style-type: none">• Masa = 1,844 μg• 1,844 % de 100 μg
	<ul style="list-style-type: none">• Masa = 11,8 μg• 11,8 % de 100 μg
	<ul style="list-style-type: none">• Masa= 0,155 μg• 0,155% de 100 μg

	<ul style="list-style-type: none"> • Masa = 3,59 μg • 3,59 % de 100 μg
	<ul style="list-style-type: none"> • Masa = 20,839 μg • 20,839 % de 100 μg

Tabla 15.- Análisis de partículas adheridas al circuito. Aerocámara 2.

18 ANÁLISIS Y COMPARACIÓN DE RESULTADOS

En la tabla 16 se presentan resumidamente y para cada circuito los porcentajes de partículas adheridas en cada zona del circuito, diferenciando entre aerocámara, tubo corrugado, tubo endotraqueal, bifurcación y acople del circuito. Por acople del circuito debe entenderse al tramo pequeño que une el tubo corrugado y el endotraqueal, es decir, el tramo donde se dan dos cambios de sección entre ambos tubos (ver, por ejemplo, figuras 51, 56 y 61).

La cantidad de partículas adheridas en cada zona está dada en porcentajes respecto a la dosis de medicamento inyectada en el circuito (100 microgramos).

Circuito Zona del circuito	Circuito de ventilación con aerocámara convencional CHC.	Circuito de ventilación con aerocámara 1.	Circuito de ventilación con aerocámara 2.	Diferencia entre circuito con aerocámara 1 y circuito con aerocámara CHC. (*)	Diferencia entre circuito con aerocámara 2 y circuito con aerocámara CHC. (**)
Partículas adheridas a las paredes de la aerocámara	2,3 %	1,75 %	5,46 %	-0,55 %	+3,16 %
Partículas adheridas a las paredes de la bifurcación	9,35 %	6,77 %	0 %	-2,58%	-
Partículas adheridas a las paredes del tubo corrugado	40,4 %	36,77 %	55,24 %	-3,63%	+14,84%
Partículas adheridas en acople (*)	19,87 %	16,32 %	15,54 %	-3,55%	-4,33%
Partículas adheridas a las paredes del tubo endotraqueal	21,85 %	33,96 %	20,84 %	+12,11 %	-1,01%
Partículas adheridas en todo el circuito (incluyendo aerocámara)	93,77 %	95,57 %	97,08 %	+1,8%	+3,31%
Partículas que llegan a los bronquios	6,23 %	4,43 %	2,92 %		

Tabla 16.- Comparación de resultados

*Se computa la diferencia de porcentajes entre las partículas que se adhieren al circuito de ventilación con la aerocámara 1 y el circuito con la aerocámara convencional CHC. Como estos porcentajes están referidos al total de partículas que se inyectan al circuito, la diferencia entre ambos también está referida a las partículas inyectadas.

** Es la diferencia de porcentajes entre las partículas que se adhieren al circuito de ventilación con la aerocámara 2 y el circuito con la aerocámara convencional CHC.

La figura 68 muestra las curvas que cuantifican la cantidad de medicamento (flujo másico) que abandona el circuito en función del tiempo, para cada circuito respectivamente. Es decir, se cuantifica la masa de partículas por unidad de tiempo que llegan a los bronquios.

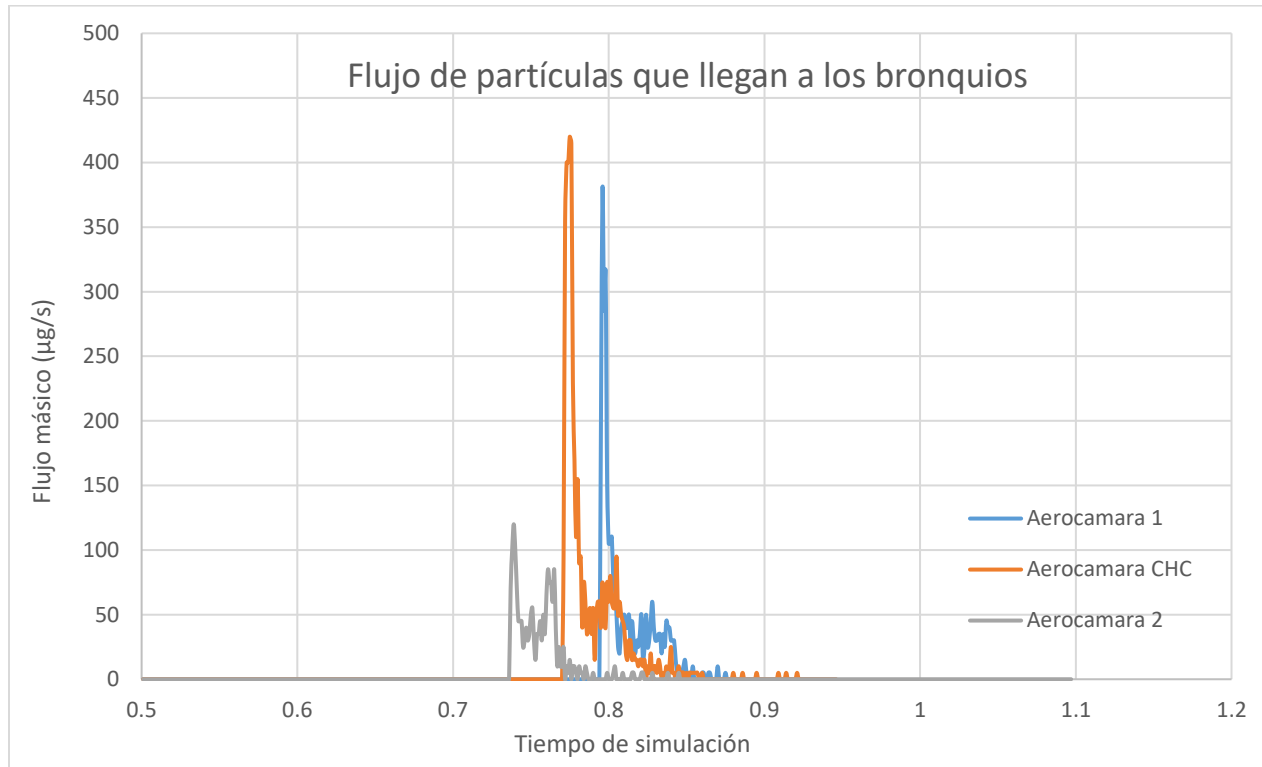


Figura 68.- Flujo de partículas que llegan a los bronquios. Salida del tubo endotraqueal.

En la figura 68 se observa que las partículas de medicamento del circuito con la aerocámara CHC y del circuito con la aerocámara 1 abandonan el tubo endotraqueal a aproximadamente el mismo tiempo. Entre los 0,77 y 0,82 segundos lo hacen las partículas del circuito con la aerocámara CHC y entre los 0,79 y 0,84 segundos lo hacen las partículas del circuito con la aerocámara 1. Las partículas del circuito con la aerocámara 2 abandonan el tubo endotraqueal un momento antes, entre los 0,74 y 0,78 segundos, debido a que esta aerocámara se ubica aguas debajo de la bifurcación, por lo que el recorrido de las partículas es más corto.

La figura 69 muestra la masa de medicamento inspirada como una función del tiempo.

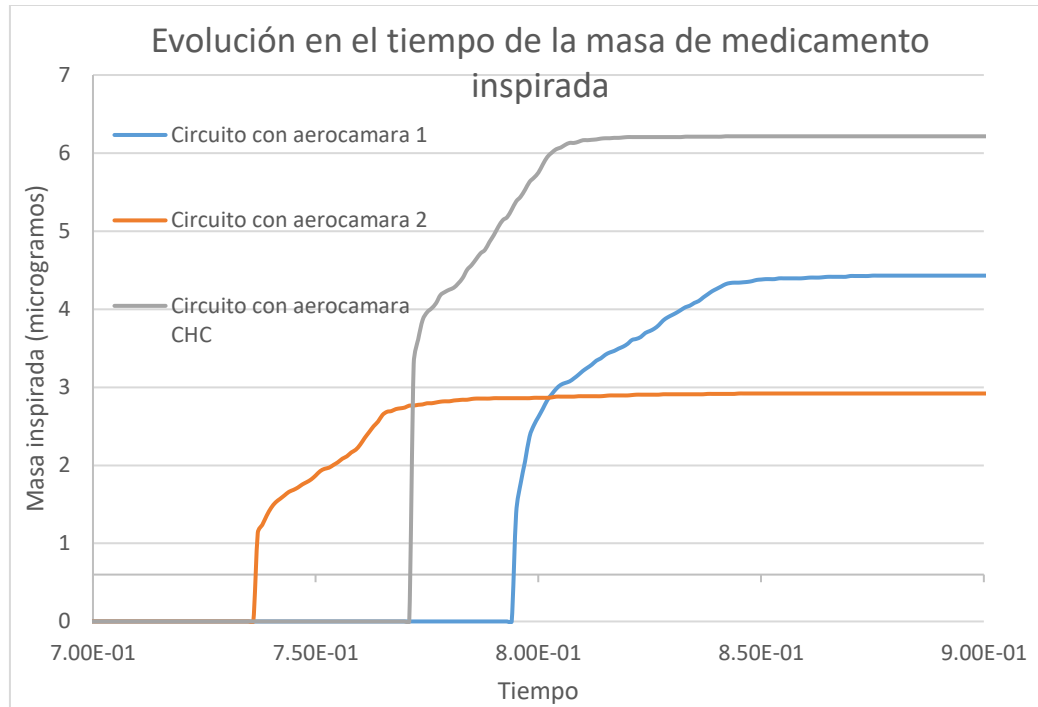


Figura 69.- Masa de medicamento inspirada como una función del tiempo.

La masa inspirada en cada caso alcanza su valor final cuando ya no quedan partículas en suspensión en el flujo inspiratorio, ya sea por haber alcanzado la salida hacia los bronquios o por haberse adherido a las paredes del circuito

19 DISCUSIÓN DE RESULTADOS

Se comparan en primer lugar los resultados entre el circuito con la aerocámara convencional CHC y el circuito con la aerocámara 1. Se puede observar una disminución de las partículas adheridas tanto en las paredes de la aerocámara (0,55%), la bifurcación (2,58%), el tubo corrugado (3,63%) y el acople (3,55), del circuito con la aerocámara 1 con respecto al circuito con la aerocámara CHC, tal como se observa en la tabla 16. Esto se debe en parte a la geometría de la aerocámara 1, que induce una rotación en el flujo evitando que las partículas se dispersen y acerquen a las paredes. El problema se observa en el tubo endotraqueal, donde hay un incremento del 12,11% de partículas adheridas, del circuito con la aerocámara 1 respecto al circuito con la aerocámara CHC. Las causas del incremento en el tubo endotraqueal quedan como objeto de estudio para futuros análisis. Finalmente, se observan porcentajes similares de partículas adheridas en todo el circuito, siendo del 95,57 % para el circuito con la aerocámara 1 y del 93,77% para el circuito con la aerocámara CHC. El porcentaje restante corresponde a las partículas que no se

adhieren a las paredes, es decir, que llegan a los bronquios, siendo del 4,43% (100-95,57) para el circuito con la aerocámara 1, y del 6,23% (100-93,77) para el circuito con la aerocámara 2. En resumen, si bien la aerocámara 1, la bifurcación, el tubo corrugado y el acople del circuito con la aerocámara 1 son más eficientes, en el sentido de ocasionar menos adherencia de partículas, que los correspondientes al circuito con la aerocámara CHC, esto no alcanza a compensar la gran adherencia de partículas en el tubo endotraqueal del circuito con la aerocámara 1, por lo que el circuito con la aerocámara CHC termina siendo, en conjunto un 1,8% (6,23-4,43) más eficiente.

Comparando ahora el circuito con la aerocámara 2 con respecto al circuito con la aerocámara CHC, se observa en primer lugar un 3,16% de incremento en la adherencia de las partículas a las paredes de la aerocámara 2, con respecto a la aerocámara CHC. Esto se debe a que el diámetro de la cámara superior de la aerocámara 2 donde son inyectadas las partículas es inferior al diámetro de la aerocámara CHC, lo que reduce el volumen donde se realiza la inyección y por ende hay un mayor impacto de partículas con las paredes de la aerocámara. Por otra parte, es de destacar el incremento del 14,84 % de partículas adheridas en las paredes del tubo corrugado del circuito con la aerocámara 2 con respecto al circuito con la aerocámara CHC, hecho que puede estar relacionado al acercamiento de la aerocámara al tubo endotraqueal. Además, en este caso no hay partículas adheridas en la bifurcación del circuito con la aerocámara 2, ya que la bifurcación se encuentra aguas arriba de la sección en donde se realiza la inyección de partículas (ver figura 61). Por último, los porcentajes de partículas adheridas tanto en el acople como en el tubo endotraqueal son similares a los correspondientes del circuito con la aerocámara CHC, lo que da un balance final desfavorable para el circuito con la aerocámara 2, teniendo un total de 97,08% de partículas adheridas.

Cabe mencionar la similitud en los porcentajes de partículas que quedan adheridas en los tres circuitos de ventilación, a pesar de que se ha cambiado la geometría de la aerocámara y se ha variado su ubicación en el circuito. Esto puede llevar a pensar que el circuito actúa como un filtro, dejando atravesar siempre partículas de diámetros menores a cierto valor y filtrando aquellas partículas de diámetros superiores, hecho que está relacionado a la curvatura de los tubos (a mayor curvatura mayor fuerza centrífuga y mayor tendencia de las partículas a no seguir la dirección del flujo de aire), a los diámetros de los tubos (a menor diámetro mayores velocidades, mayor fuerza centrífuga, y mayor tendencia de las partículas a no seguir la dirección del flujo de aire) y al tamaño



propio de las partículas (a mayor tamaño, mayor masa y por lo tanto mayor inercia). Este hecho queda como objeto de análisis para estudios posteriores.

20 CONCLUSIÓN

Como conclusiones y observaciones específicas del trabajo se pueden mencionar:

Con respecto a la utilización del tubo corrugado:

- Se observa un incremento del 2,29 % de partículas que llegan a los bronquios, al utilizar un tubo flexible, en lugar del tubo corrugado, como se analizó en la sección 14, análisis de resultados del circuito con la aerocámara CHC.

Con respecto al circuito con la aerocámara 1:

- Se observa a partir de las líneas de corriente, muy poca rotación del flujo en la aerocámara 1 inducida por el swirl, con respecto a lo esperado. Ver figura 60.
- La aerocámara 1 reduce la cantidad de partículas adheridas tanto en la aerocámara como en la bifurcación, tubo corrugado y acople, con relación a la aerocámara CHC.
- Sin embargo se observa un incremento del 12,11% de partículas adheridas en el tubo endotraqueal.
- El balance global en todo el circuito con la aerocámara 1 arroja un incremento del 1,8% de partículas adheridas con respecto al circuito con la aerocámara CHC. Es decir el circuito completo de la aerocámara 1 es menos eficiente que el circuito completo con la aerocámara CHC.

Con respecto al circuito con la aerocámara 2:

- La aerocámara 2 presenta un incremento del 3,16% de partículas adheridas debido a su menor diámetro, en comparación con la aerocámara CHC.
- El tubo corrugado presenta un incremento del 13,84% de partículas adheridas, con respecto al correspondiente al circuito con la aerocámara CHC.
- El balance global en todo el circuito, arroja un incremento del 3,31% de partículas adheridas con respecto al circuito con la aerocámara CHC. Es decir el circuito completo es menos eficiente.



Por último, las zonas críticas comunes a los tres circuitos, donde se da la mayor acumulación de partículas, corresponde a las curvaturas del tubo corrugado y tubo endotraqueal, como se ve reflejado en los porcentajes de la tabla 16.

21 TRABAJOS FUTUROS

Como trabajos futuros se proponen:

- Analizar en profundidad el tramo correspondiente al tubo corrugado, ya que es uno de los elementos donde se da el mayor porcentaje de acumulación de partículas. Se debe analizar cómo afectan las variables, tales como radio de curvatura y diámetro, en la acumulación de partículas.
- Realizar simulaciones para la aerocámara 1 con diferentes ángulos de swirl buscando el ángulo óptimo que genere la mayor rotación del flujo.
- Estudiar el motivo por el cual se da un aumento brusco de partículas adheridas al tubo corrugado correspondiente al circuito con la aerocámara 2.
- Realizar ensayos experimentales para validar los resultados.

22 REFERENCIAS

- 1.- Fisiología Respiratoria. John B. West. Universidad de California. San Diego. School of Medicine, La Jolla, California. VII Edición. Editorial Panamericana. 2005.
- 2.- Respiratory Mechanics and Gas Exchange. James B. Grotberg. University of Michigan, Ann Arbor, Michigan. 2004.
- 3.- Manual de Neumonología Clínica. Javier de Miguel Diez y Rodolfo Alvarez-Sala Walther. Editorial Ergon. Madrid. 2009.
- 4.- Essentials of Mechanical Ventilation. Hess, D. R., and Kacmarek, R. M. Chapter 5. Mc Graw Hill. Third edition. 2014.
- 5.- Respiratory Care: Principles and Practice. Hess, D. R., and Neil R. MacIntyre. Chapter 22, Mechanical Ventilation. Third edition, Jones and Bartlett Learning. 2015.
- 6.- pMDI Sprays: Theory, Experiment and Numerical Simulation. Oliveira, R. F., Teixeira, S., Teixeira, J. C., Chapter XI. INTECH. 2012.
- 7.- Metered dose inhalers and spacer devices. C. Terzano. Department of Cardiovascular and Respiratory Sciences, “La Sapienza” University – Rome (Italy). European Review for Medical and Pharmacological Sciences. 1999; 3: 159-169.



- 8.- Non uniform deposition of pMDI aerosol in a large volume spacer. Sprigge, E., Master of Applied Science in Mechanical Engineering. Department of Mechanical Engineering. Carleton University. Ottawa, Ontario. 2014.
- 9.- Computational analyses of a pressurized metered dose inhaler and a new drug aerosol targeting methodology. Kleinstreuer, C., Shi, H. and Zhe, Z. *J. Aerosol Med.* 20:294-309. 2007.
- 10.- Effect of pressurized metered dose inhaler spray characteristics and particle size distribution on drug delivery efficiency. Yousefi, M., Inthavong, K., and Tu, J. *Journal of aerosol medicine and pulmonary drug delivery.* Vol. XXX. 1-14. 2017.
- 11.- Aerosol delivery with two ventilation modes during mechanical ventilation, a randomized study. Dugernier, J., Reychler, G., Wittebole, X., *Ann. Intensive Care.* 6:73. 2016.
- 12.- “Estudio de modificaciones de diseño de cámaras para la inhalación de medicamentos”. Ravettino, A., Scarabino, A., Bacchi, F. XXIII Congreso de Métodos Numéricos y sus Aplicaciones, ENIEF 2017, La Plata, 07-10 de noviembre de 2017, Resumen).
- 13.- An introduction to Fluid Dynamics. Batchelor, G. K., University of Kingdom, Cambridge, United Kingdom. 2002.
- 14.- Statistical Theory and Modeling for Turbulent Flow. Durbin, P. A., and Pettersson, R., Iowa State University, USA. Wiley. 2011.
- 15.- Multiscale model for turbulent flows. Wilcox, D.C. AIAA 24th Aerospace Sciences Meeting. American Institute of Aeronautics and Astronautics. 1986.
- 16.- “Two equation eddy-viscosity turbulence models for engineering applications”. Menter, F.R., *AIAA-Journal.*, 32(8), pp. 1598 – 1605, 1994.
- 17.- Eulerian and Lagrangian predictions of particulate two-phase flows: a numerical study. *Applied Mathematical Modelling.* Durst, F., Milojevic, D., and Scheonung, B., 1984.
- 18.- A drag coefficient correlation. Schiller, L. and Naumann, Z. *Deutsch. Ing.* 1935.
- 19.- ANSYS Documentation. CFX. Theory Guide. Eddy viscosity turbulence models. 2017
- 20.- Computational Methods for Fluid Dynamics. Ferziger, J. and Peric, M. Stanford University, Dept. of Mechanical Engineering, Stanford, CA 94305, USA.
- 21.- ANSYS Documentation. AIM. Evaluating Mesh Quality. 2017.
- 22.- Mecanica de los Fluidos. Frank M. White. Mc Graw Hill. Quinta edicion. 2004.
- 23.- Handbook of atomization and Sprays: Theory and Applications. Nasser Ashgriz. Springer. 2011.
- 24.- ANSYS Documentation. Particle Fluid Pair Coupling Options
- 25.- ANSYS Documentation. Particle size distributions.