



**Universidad de Valladolid**



**ESCUELA DE INGENIERÍAS  
INDUSTRIALES**

**UNIVERSIDAD DE VALLADOLID**

**ESCUELA DE INGENIERIAS INDUSTRIALES**

**Grado en Ingeniería Mecánica**

**Simulación y optimización de la  
ventilación en un bloque quirúrgico  
durante la apertura de puertas**

**Autor:**

**Fernández Lobo, Alberto**

**Tutor:**

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

**Valladolid, julio de 2019**



## Resumen

Las infecciones nosocomiales son aquellas adquiridas durante la estancia en el hospital. Uno de los espacios donde existe mayor probabilidad de desarrollar infecciones es el quirófano ya que la herida quirúrgica puede actuar como vía de entrada de patógenos.

Para evitar este contagio existen protocolos y normativas que regulan el ambiente del interior de las zonas quirúrgicas en general y los quirófanos en particular, actuando principalmente sobre los sistemas de ventilación. El objetivo es minimizar la presencia de partículas portadoras de patógenos en el aire ambiente así como mantener el quirófano en sobrepresión respecto de las áreas contiguas. Sin embargo la sobrepresión entre estancias se pierde en el momento que se produce una apertura de puertas. El presente Trabajo Fin de Grado persigue simular y optimizar la ventilación de un bloque quirúrgico durante la apertura de puertas.

## Palabras clave

Ventilación, quirófano, apertura de puerta, simulación, CONTAM



# Abstract

Nosocomial Infections are those which are acquired during a hospital stay. One of the hospital's zone where there is a greater probability of developing these infections is the operating room, because the patient has a surgical wound that can act as a pathway to pathogens.

To avoid this infections, surgical zones have several rules that regulate surgical ambient mostly by their ventilation system, which must minimize the presence of pathogen carrier particles and maintain the operating room in overpressure in relation with adjacent zones.

This overpressure between rooms is lost at the moment that there is a door opening, so the present document aims to simulate and optimize the ventilation of a surgical zone during the opening of doors. For this, it has been used a free access software that works with zonal models. It is called CONTAM.

## Key Words

Ventilation, operating room, door opening, simulation, CONTAM



# Índice

<b>1. Introducción</b> .....	<b>1</b>
1.1. Justificación y antecedentes .....	1
1.2. Objetivos .....	2
1.3. Metodología .....	2
<b>2. Ventilación en áreas quirúrgicas</b> .....	<b>5</b>
2.1. Conceptos de ventilación.....	5
2.2. Tipos de ventilación.....	6
2.3. Objetivos y requisitos de la instalación de ventilación de las zonas quirúrgicas .....	8
2.3.1. Quirófanos y salas auxiliares .....	8
2.3.2. Objetivos de la instalación de ventilación de las zonas quirúrgicas.....	11
2.3.3. Requisitos de la instalación de ventilación de las zonas quirúrgicas.....	12
<b>3. Descripción de la instalación y su modelado en CONTAM</b> .....	<b>17</b>
3.1. Descripción y condiciones de diseño.....	17
3.1.1. Espacios.....	17
3.1.2. Puertas.....	19
3.1.3. Conductos, filtros, difusores y rejillas .....	23
3.1.4. Condiciones de diseño.....	29
3.2. Modelado de la instalación en CONTAM.....	30
3.2.1. Cálculo de la pérdida de carga de los conductos de impulsión y extracción .....	30
3.2.2. Selección de las climatizadoras con el software YAHUS.....	31
3.2.3. Comprobación de cumplimiento de las condiciones de diseño en CONTAM.....	36

<b>4. Modelado de apertura de puertas y análisis de resultados.....</b>	<b>41</b>
4.1. Modelado de apertura de puertas en CONTAM.....	42
4.2. Comportamiento del sistema de ventilación sin elementos de control ante una apertura de puerta.....	47
4.3. Modelado de los sistemas de control de los ventiladores.....	53
4.3.1. Modelado de sensores.....	55
4.3.2. Modelado del controlador Proporcional - Integral .....	56
4.3.3. Modelado de actuadores .....	57
4.3.4. Efecto de los actuadores sobre los ventiladores .....	57
4.3.5. Esquema de los sistemas de control implantados .....	58
4.4. Comportamiento del sistema de ventilación con elementos de control ante una apertura de puerta.....	63
4.5. Propuesta de un sistema de control optimizado.....	68
<b>5. Conclusiones y trabajos futuros .....</b>	<b>73</b>
<b>6. Bibliografía.....</b>	<b>75</b>
6.1. Normativa empleada .....	75

# 1. Introducción

## 1.1. Justificación y antecedentes

Los quirófanos son una de las zonas del hospital con mayores requerimientos en cuanto a calidad del aire debido a que en ellos existe la posibilidad de contraer infecciones aerotransportadas a través de la herida quirúrgica. Se puede decir que el objetivo de la ventilación es evitar que patógenos y partículas transportadas por vía aérea alcancen la herida quirúrgica del paciente. A pesar de ser ese el objetivo más importante, también se persiguen otros como puede ser la eliminación de contaminantes originados durante la propia intervención o de los contaminantes biológicos procedentes del personal sanitario.

El sistema de ventilación debe introducir aire con las características adecuadas en cuanto a composición, por lo que debe incluir varias etapas de filtrado que eliminen partículas no deseadas. Este caudal impulsado contribuirá a diluir los contaminantes existentes en el interior del quirófano. Existe un sistema de ventilación específico empleado en algunos quirófanos que impulsa una corriente de aire de tipo unidireccional directamente sobre la mesa de operaciones, de forma que evita la deposición de partículas sobre la zona afectada por la cirugía.

Para cumplir con sus objetivos, los sistemas de ventilación controlan el sentido del flujo de aire entre locales, estableciendo diferentes presiones a cada una de las estancias, de forma que la más limpia siempre se encuentre en sobrepresión con respecto a las zonas con menores requerimientos ambientales.

Esta distribución de presiones se ve afectada en gran medida con la apertura de puertas, pues ello implica que las dos estancias comunicadas igualen sus niveles de presión. Por ello es necesario complementar los sistemas de ventilación con sistemas de control del régimen de giro de los ventiladores que trate de conservar el sentido del flujo de aire entre locales.

### 1.2. Objetivos

El objetivo último de este Trabajo Fin de Grado es simular y optimizar la ventilación de un bloque quirúrgico durante la apertura de puertas del quirófano. Para ello se analizará en régimen transitorio la evolución de los caudales de impulsión, extracción y entre estancias, así como la cascada de presiones. Esto es de especial importancia ya que, como se verá posteriormente, el diseño arquitectónico del bloque quirúrgico objeto de estudio hace que la apertura de la puerta de un quirófano afecte a los otros tres, así como a zonas de lavado compartidas entre varios quirófanos.

Se implementará un sistema de control que permita minimizar el efecto de la apertura de puertas del quirófano sobre el resto de las estancias del bloque quirúrgico.

### 1.3. Metodología

Para la realización del modelo se ha optado por el software CONTAM, desarrollado por el NIST (National Institute of Standards and Technology) de Estados Unidos. Es un programa diseñado para el estudio de calidad de aire interior en instalaciones de ventilación. Se trata de un modelo zonal que permite el trabajo con flujos de aire y contaminantes.

El programa se empleará modelar la zona quirúrgica y la instalación de ventilación, pero principalmente para implementar y posteriormente optimizar un sistema de control que actúe sobre el régimen de giro de los ventiladores. El proceso seguido para realizar el estudio se muestra en la *Figura 1.1*.

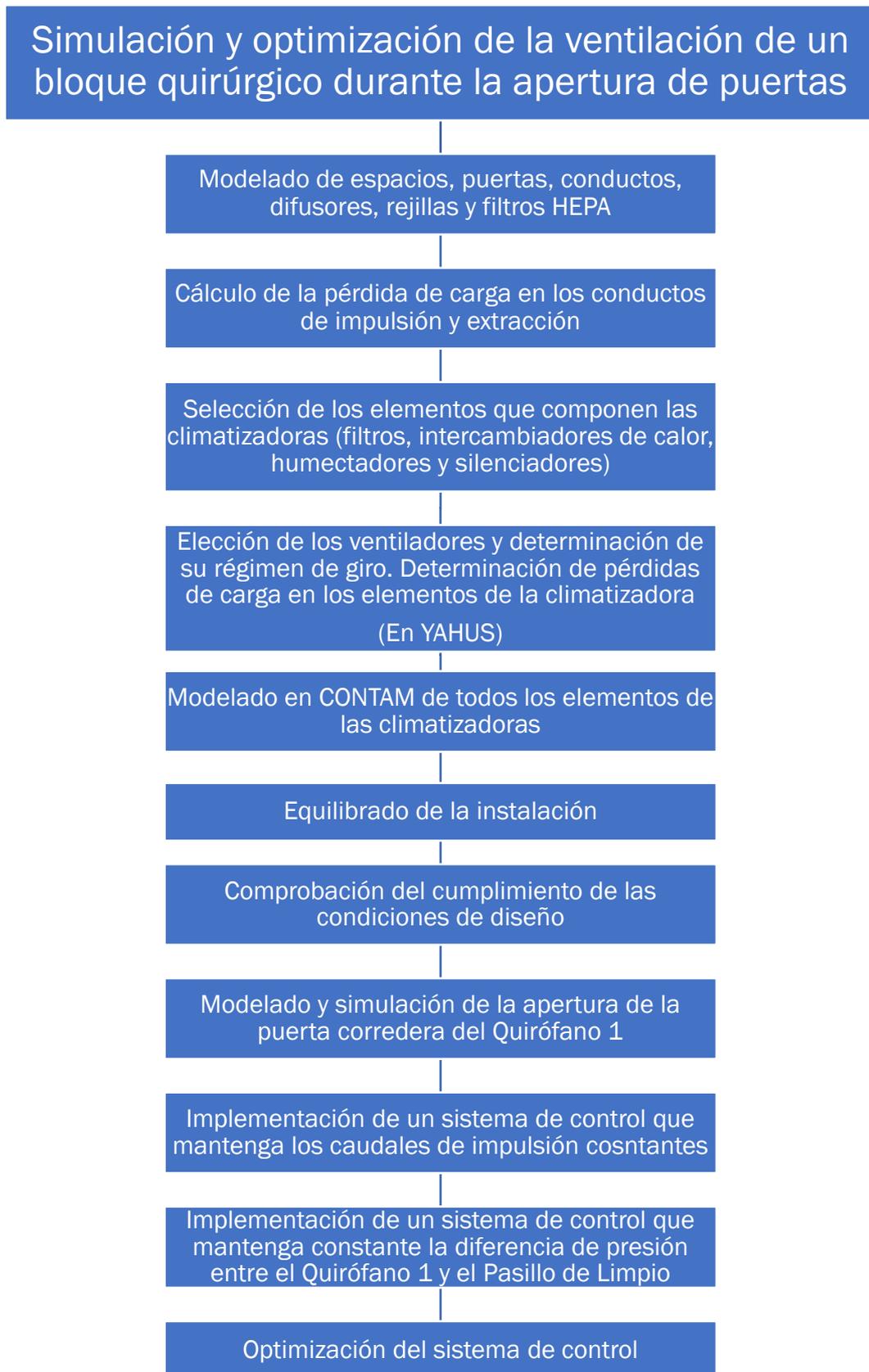


Figura 1.1. Diagrama de flujo de la metodología empleada en el trabajo.

Se partirá de un Trabajo Fin de Grado del que se conservará la geometría del bloque quirúrgico junto con los conductos de distribución de aire, los difusores y las rejillas con que cuenta la instalación.

A continuación, se modelarán las puertas que comunican cada una de las estancias y, cumpliendo con lo establecido en la norma UNE 100713:2005, se asignará a cada estancia una presión de consigna que ha de mantener para evitar contaminar las zonas más limpias con aire procedente de zonas menos limpias.

Con todos los elementos de la instalación (salvo las climatizadoras) ya modelados, se ejecutará una simulación en CONTAM con los caudales de impulsión fijados por la normativa para conocer las pérdidas de carga a través de los conductos de impulsión y extracción. Con el valor de estas pérdidas de carga, y con los elementos que conforman las climatizadoras, se recurre al software YAHUS para seleccionar los ventiladores de impulsión y extracción, que mejor se adapte a la instalación, así como el régimen de giro al que deberán trabajar.

El siguiente paso consiste introducir en CONTAM los elementos que compondrán las climatizadoras (filtros, intercambiadores de calor, humectadores, silenciadores y ventiladores). En el caso de los ventiladores, se modelarán a partir de la curva de funcionamiento al régimen de giro propuesto por YAHUS. Se verificará en CONTAM si las condiciones de trabajo ofrecidas por YAHUS cumplen las condiciones de diseño en el bloque quirúrgico.

Seguidamente, se realizará un equilibrado de la instalación empleando CONTAM, de forma que se obtendrán nuevamente los regímenes de giro a los que deben funcionar los ventiladores para satisfacer las condiciones de diseño en el bloque quirúrgico.

Una vez determinados todos los elementos de la instalación, climatizadoras incluidas, y los regímenes de giro de los ventiladores, se simulará la apertura de la puerta corredera de un quirófano y se estudiará en régimen transitorio las consecuencias de dicha apertura sobre las presiones y los caudales del resto de estancias.

A continuación, se implementarán los dos sistemas de control. Uno de ellos actuará sobre el régimen de giro de los ventiladores de impulsión para mantener constante el caudal impulsado. El otro actuará sobre el ventilador de extracción del quirófano para mantener constante la diferencia de presión entre el quirófano y el pasillo de limpio.

Con los resultados de la implantación de sistemas de control se tratará de optimizar el sistema de control de la diferencia de presión, limitando la velocidad mínima del ventilador de extracción del quirófano.

## 2. Ventilación en áreas quirúrgicas

### 2.1. Conceptos de ventilación

Se entiende por ventilación el proceso de renovación del aire de los locales para limitar el deterioro de su calidad, desde el punto de vista de su composición, que se realiza mediante la entrada de aire exterior y la evacuación de aire interior.

El deterioro de la calidad del aire se debe a factores de distinta índole, pero principalmente se destacan las emisiones tanto de los ocupantes de un espacio como de los elementos de construcción y mobiliario que se encuentran en él. En el primer caso, los ocupantes pueden emitir dióxido de carbono y materia particulada, así como ciertos microorganismos. Del mismo modo, los elementos de construcción y mobiliario pueden emitir materia particulada, compuestos orgánicos volátiles u olores. Además de las emisiones, existen otras causas, como pueden ser la humedad relativa del ambiente, que también contribuyen al deterioro de la calidad del aire.

La norma UNE EN 13779-2008 establece las categorías de calidad de aire que debe contener cada estancia en función del uso del edificio. Dichas categorías se explican a continuación:

- IDA 1: Es la calidad del aire más alta. Se da en hospitales, clínicas, laboratorios y guarderías.
- IDA 2: Se trata de aire de buena calidad requerido en zonas como residencias o edificios administrativos.
- IDA 3: Es aire de calidad moderada, el que se tiene en edificios comerciales, bares, o zonas deportivas
- IDA 4: Calidad de aire interior baja. No se admite en ningún espacio.

Del mismo modo, se realiza una clasificación del aire exterior en función de su calidad, lo que influirá a la hora de seleccionar los filtros que compondrán la climatizadora.

- ODA 1: Aire puro que se ensucia solo temporalmente (con polen, por ejemplo).
- ODA 2: Aire con concentraciones altas de partículas y/o de gases contaminantes.
- ODA 3: Aire con concentraciones muy altas de gases contaminantes y/o de partículas.

Para poder renovar el aire del interior de las estancias es necesario fijar un caudal de ventilación que cuanto mayor es la velocidad de contaminación, mayor caudal de aire limpio es necesario impulsar. Además, este aire que se introduce puede ser tratado térmicamente para modificar su temperatura con el consiguiente gasto energético. Para no desperdiciar esa energía por la extracción, está cada vez más extendido el uso de recuperadores de calor, que aatemperan el aire de impulsión a partir del aire ya extraído.

La circulación de aire en el interior de la estancia se debe a la diferencia de presiones entre dos zonas, moviéndose siempre de las zonas con mayor presión hacia las zonas con menor presión. Es importante que el aire entrante recorra toda la estancia antes de salir, ya que de lo contrario pueden existir zonas en las que exista un estancamiento y no se produzca la renovación. Todo ello además está condicionado por la velocidad del aire en el interior de la estancia, ya que se encuentra limitada por motivos de confort. Así, para ambientes fríos la velocidad del aire máxima está fijada en 0,125 m/s, mientras que, para temperaturas altas, la velocidad máxima es 0,25 m/s.

### 2.2. Tipos de ventilación

Existen diferentes métodos para generar la diferencia de presiones que origina el movimiento del aire. Con arreglo a ellos, se distinguen dos grandes grupos de sistemas de ventilación.

- Ventilación natural. Es aquella que se origina debido a gradientes de presión ocasionados por factores naturales como pueden ser el viento o la diferencia de temperaturas. Estas fuerzas naturales hacen que el aire exterior se filtre a través de las diferentes aberturas que pueda tener la estancia en su cerramiento.

Se trata de un sistema variable que depende constantemente de las condiciones climáticas exteriores, por lo que su funcionamiento puede estar interrumpido por numerosas razones, haciéndolo difícil de controlar. Además, al no contar con instalaciones diseñadas específicamente para la ventilación, no se pueden instalar elementos filtrantes que limiten la entrada de contaminantes a la estancia a ventilar.

- Ventilación forzada. Es aquella que emplea sistemas mecánicos (es por ello por lo que recibe también el nombre de ventilación mecánica) para originar el gradiente de presiones que origina el movimiento de aire.

Dado que no depende de factores externos, se muestra como un sistema mucho más fiable y controlable que los sistemas de ventilación natural. Además, dentro del sistema de ventilación se pueden integrar fácilmente otros sistemas de confort térmico como la calefacción y el aire acondicionado, pudiéndose controlar también la humedad interior. Del mismo modo, se puede controlar la presencia de ciertos elementos dentro de la estancia a ventilar mediante la instalación de sistemas de filtración. Dependiendo de donde se sitúe el ventilador, existen varios tipos de ventilación forzada:

- Ventilación por extracción. El ventilador se sitúa en el orificio de extracción, por lo que origina una depresión en el local. Esto induce un flujo de aire limpio a través de los huecos de entrada. Se emplea cuando interesa conseguir que los locales en los que hay focos contaminantes queden en depresión respecto a las zonas adyacentes para evitar la contaminación de estas últimas. Un caso particular de este tipo de ventilación es la ventilación localizada por extracción. Este método se emplea cuando existe un foco muy localizado de contaminantes, por lo que se instala una campana extractora muy cerca de la fuente. Esto elimina gran parte del elemento nocivo con la ventaja de emplear un caudal de aire muy bajo, por lo que el consumo de energía también se ve muy reducido.
- Ventilación por impulsión. El ventilador se sitúa en los orificios de entrada, por lo que el local a ventilar estará sobrepresionado, de forma que el aire viciado se mueve hacia el exterior a través de los huecos en los cerramientos. Se emplea cuando el aire limpio que se quiere introducir contiene alguna impureza que se quiere filtrar. Además, al tener la estancia en sobrepresión, se evita que se filtren corrientes de aire indeseadas.

Como fruto de la combinación de ventilación natural y forzada surge el método de ventilación híbrida o mixta. Esto consiste en una combinación de la ventilación natural y la ventilación forzada. Más concretamente se emplea la ventilación mecánica para complementar a la natural cuando las tasas de renovación ofrecidas por esta son inferiores a las necesarias.

Los parámetros de operación de los sistemas de ventilación están recogidos en diferentes normativas. Cabe destacar que la normativa exige que la diferencia de presiones se consiga por medios mecánicos en la mayoría de los casos, por lo que la ventilación natural queda muy en desuso. Además, la normativa establece la forma de ventilación que se ha de implantar obligatoriamente en algunos locales. En caso de tratarse de locales como garajes, cocinas o cuartos de baño, donde se producen aires contaminados, queda prohibido impulsar aire hacia ellos, siendo obligatorio extraer aire de ellos de forma que queden en depresión con respecto al resto de espacios. El caso contrario ocurre en las zonas esterilizadas como por ejemplo los quirófanos, donde es necesario establecer una sobrepresión.

### 2.3. Objetivos y requisitos de la instalación de ventilación de las zonas quirúrgicas

#### 2.3.1. Quirófanos y salas auxiliares

El bloque quirúrgico es el espacio en que se agrupan los diferentes quirófanos junto con los equipamientos necesarios para llevar a cabo los procedimientos quirúrgicos. Debe ser accesible a las áreas de cuidados intensivos quirúrgicos y a los servicios centrales como pueden ser radiología o laboratorio.

Para controlar mejor la calidad del ambiente del bloque quirúrgico, se pueden encontrar diferentes zonas:

- Zona sin restricción. Se trata de la zona que incluye los vestuarios, las salas de esperas, la zona de preparación preoperatoria y algunos despachos y almacenes. Es en el lugar donde el paciente pasa a estar en zona quirúrgica y se admite el acceso con ropa de calle. En el presente documento no se analizará este tipo de zona.
- Zona limpia. Se trata del pasillo limpio y los almacenes de material limpio y estéril. En el modelo que se verá más adelante, estas zonas se corresponden con el Hall de Acceso y con el Pasillo de Limpio.
- Zona estéril. Es la zona formada por los quirófanos y las zonas de lavado. Se trata de la zona más restringida del bloque ya que es donde mayor riesgo de contagio de infecciones existe. Por ello se deben cumplir al máximo las medidas de asepsia.
- Zonas sucias. Se trata de las zonas por donde se extrae el material empleado en la intervención. Suelen estar en depresión con respecto al resto de zonas para evitar la filtración de aire hacia zonas más limpias.

Como se ha comentado, dentro de la zona estéril se encuentran los quirófanos. Estos pueden ser de diferentes categorías en función de la tipología de la intervención que se lleve a cabo en ellos. Dependiendo del tipo de quirófano se establecen ciertos requisitos en lo que a la difusión de aire se refiere.

### *Quirófanos de tipo A*

Los quirófanos de tipo A son empleados en intervenciones de cirugía cardíaca y vascular, trasplante de órganos, neurocirugía o traumatología. Dado que dichas operaciones suelen presentar heridas quirúrgicas de gran tamaño la posibilidad de ser infectado se dispara, por lo que se necesita un ambiente lo más estéril posible.

Para conseguir dichas prestaciones se emplea un sistema de difusión de aire de forma que se establece un flujo laminar en el interior del quirófano. Con ello se consigue que el aire de la zona cercana a la mesa de operaciones se desplace hacia abajo de forma que se impide que a la zona de operación llegue aire de la estancia, garantizando entonces que el aire procede directamente de la impulsión.

### *Quirófanos de tipo B*

Los quirófanos de tipo B son los más habituales. La difusión de aire se realiza con régimen laminar o turbulento. En caso de ser turbulento, se introduce el aire impulsado desde el techo de forma que se logra una mezcla con el aire del ambiente.

### *Quirófanos de tipo C*

Los quirófanos de tipo C son los empleados en cirugía menor ambulatoria, salas de parto y endoscopias. Los requisitos en cuanto a caudales de impulsión son menores que el resto, pues se requieren solamente 1200 m<sup>3</sup>/h de aire exterior con 15 renovaciones/hora. Al tratarse de quirófanos ambulatorios y de cirugía menor, no entran dentro del bloque quirúrgico, por lo que no se tratarán en este trabajo.

## 2. Ventilación en áreas quirúrgicas

Independientemente del tipo de quirófano, la disposición de todas las salas colindantes se realiza de forma que, para acceder al mismo, se vaya pasando desde zonas menos limpias a más limpias. Esto es así porque es necesario disponer de dos itinerarios de circulación diferentes, uno “limpio” y otro “sucio”. Es por ello que existen dos configuraciones generales para la disposición de los quirófanos y sus salas anejas.

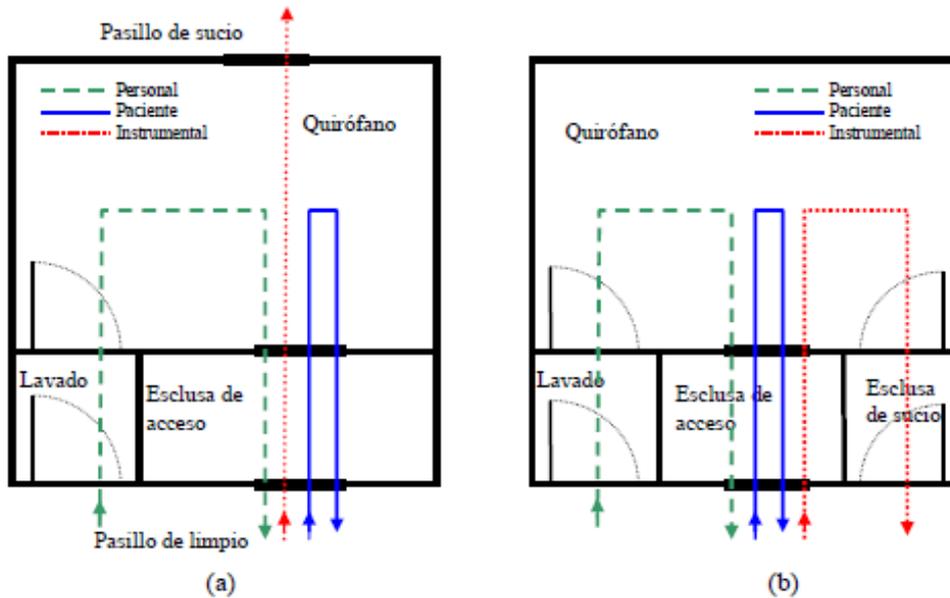


Figura 2.1. Disposiciones habituales de los quirófanos y representación de los flujos de los diferentes elementos.

La disposición (a) cuenta con dos pasillos, uno de limpio y otro de sucio. Desde el pasillo de limpio accede el personal y el paciente, así como todo el instrumental a emplear. Por el pasillo de sucio solamente sale el instrumental empleado y los desechos, de forma que el paciente y el personal pueden salir por el pasillo de limpio.

La disposición (b) cuenta con un único pasillo por donde entran y salen tanto el paciente como el personal y los instrumentos. A diferencia del caso anterior, existe una esclusa de sucio.

### 2.3.2. Objetivos de la instalación de ventilación de las zonas quirúrgicas

A lo largo de una intervención quirúrgica existen diversos focos de elementos contaminantes. El foco principal es el personal que está presente durante la operación, pues puede expulsar contaminantes a través de las vías respiratorias y de la piel. También es necesario prestar atención a otros residuos de procesos quirúrgicos como los gases anestésicos o el humo quirúrgico. Todos estos contaminantes pueden resultar nocivos bien por inhalación del contaminante tanto por el paciente como por los profesionales sanitarios, o bien por deposición del contaminante sobre las heridas quirúrgicas.

Dado que los quirófanos son zonas en la que el paciente se encuentra expuesto a contaminantes, es necesario que el sistema de ventilación evite, en la medida de lo posible, la infección por vía aérea. Esta infección se da mayoritariamente cuando la concentración de contaminante alcanza unos determinados niveles y cuando el tiempo de exposición al mismo es elevado. Es por ello por lo que el sistema de ventilación debe actuar bien diluyendo la concentración de contaminante o bien desplazándolo a zonas alejadas de la mesa de operaciones.

La calidad del aire interior viene determinada por la presencia de contaminantes, pero también por sus valores de temperatura y humedad, de forma que con el sistema de ventilación se han de regular los tres parámetros. Es por ello por lo que los objetivos de la ventilación de zonas quirúrgicas son:

- Limitar el nivel de gérmenes en el aire en las áreas con necesidad de protección especial.
- Asegurar la impulsión de un determinado caudal mínimo.
- Mantener la sobrepresión con respecto a las zonas adyacentes.
- Evitar la entrada de contaminantes por el propio sistema de ventilación.
- Diluir los contaminantes mediante la renovación de aire.
- Alejar el aire contaminado de la mesa de operaciones.

### 2.3.3. Requisitos de la instalación de ventilación de las zonas quirúrgicas

El diseño y la construcción de las zonas quirúrgicas se lleva a cabo con el fin de proporcionar un ambiente seguro para que la cirugía se realice en las mejores condiciones posibles. Para ello, en el proceso de diseño de las zonas quirúrgicas se deben cumplir algunos requisitos como que las paredes, suelos y techos deben estar recubiertos con materiales lisos no porosos que permitan su limpieza. Además, se han de evitar los ángulos, las esquinas y las hendiduras para evitar que la suciedad se deposite en estas zonas.

En cuanto a la ventilación y climatización, es importante destacar que cada quirófano debe contar con un equipo de tratamiento de aire independiente con el fin de hacer que las labores de mantenimiento de un quirófano no afecten al resto. Estos equipos se han de colocar en la ubicación más cercana al bloque quirúrgico con objeto de disminuir la longitud de los conductos a instalar y con ello reducir también el riesgo de acumulación de suciedad en ellos.

Las máquinas climatizadoras impulsarán aire con unos requisitos de limpieza variables para cada una de las estancias del área quirúrgica. La clasificación de estas estancias se recoge en la UNE 100713 para “Instalaciones de acondicionamiento de aire en hospitales”, encontrando dos tipos de recintos:

- Los recintos de Clase I son recintos con requerimientos especiales en cuanto a la calidad del aire. Se trata esencialmente del bloque quirúrgico completo, aunque también existen otras estancias como las habitaciones de pacientes con riesgo de contraer infecciones y otros locales estériles dentro del hospital. El aire impulsado a estas zonas debe pasar por tres etapas de filtrado.
- Dentro de los recintos de Clase II se contempla la totalidad del hospital a excepción de las zonas incluidas en los recintos de Clase I. Estos no tienen ningún requerimiento en cuanto a la filtración del aire, por lo que solamente serán necesarias dos etapas del filtrado.

A continuación, se definen los tres niveles de filtrado que exige la normativa para recintos de Clase I:

- Primera etapa de filtrado. Se realiza en la toma de aire exterior siempre que el conducto tenga longitud menor de 10m. En caso contrario, se debe filtrar en la entrada de la climatizadora. Se trata de un filtro plano F7 con un prefiltro de protección.
- Segunda etapa de filtrado. Se realiza después de la unidad de tratamiento de aire y al comienzo del conducto de impulsión. Consiste en un filtro de bolsas F9.
- Tercera etapa de filtrado. Se realiza lo más cerca posible del local a tratar. Consiste en filtros absolutos H13 instalados en los difusores.

Se destaca especialmente que la extracción de aire se instalará al menos un filtro G4 antes del ventilador y en caso de instalar un recuperador de calor, éste ha de ser protegido con un filtro F6. Además, cuando el ambiente exterior presente contaminación por gases, se debe instalar filtros de gases o filtros químicos en la climatizadora de impulsión.

Todas estas etapas de filtrado se deben mantener en cualquier circunstancia de funcionamiento de la instalación. Además, en cada una de ellas se instalará un medidor de presión diferencial para conocer el grado de colmatación cada filtro.

El diseño del sistema de ventilación debe mantener los quirófanos a una presión positiva respecto a los pasillos y áreas adyacentes con objeto de evitar el movimiento de aire desde las zonas menos limpias a las más limpias. Estas sobrepresiones y la dirección de los flujos de aire que deben existir se muestran en la *Figura 2.2*.

## 2. Ventilación en áreas quirúrgicas

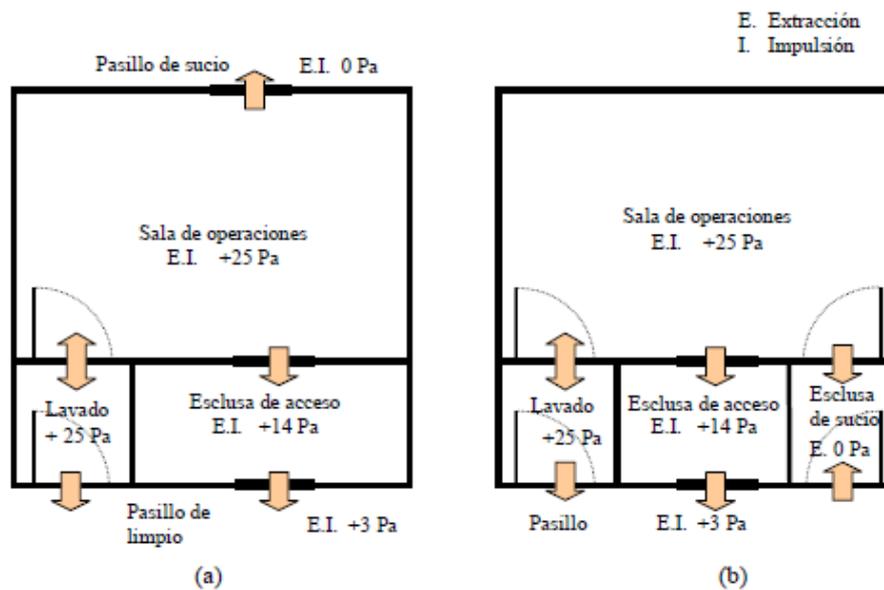


Figura 2.2. Sobrepresiones de las distintas estancias del aire en las distintas configuraciones. a) Pasillo limpio y sucio. b) Pasillo único.

Dado que una de las funciones de la instalación de ventilación de zonas quirúrgicas consiste en disolver los contaminantes presentes, es necesario fijar una serie de caudales de impulsión mínimos para que las concentraciones de los contaminantes no sean nocivas. Esto se recoge en la norma UNE 100713 y establece un caudal de impulsión mínimo de 2400 m<sup>3</sup>/h por quirófano y una tasa de 20 renovaciones/hora. Con objeto de reducir la concentración de contaminantes, dicha normativa limita la recirculación de aire de forma que impone un mínimo de 1200 m<sup>3</sup>/h de aire exterior, aunque recomienda que todo el caudal de impulsión a quirófanos proceda del exterior (especialmente en los quirófanos de tipo B que se verán más adelante). Para el resto de las zonas del bloque quirúrgico, se establece un caudal mínimo de impulsión de 15 m<sup>3</sup>/m<sup>2</sup>h.

Es recomendable que la instalación de los equipos de climatización se haga de acuerdo con lo establecido en las normas UNE 10073 y UNE-EN 1886 "Ventilación de Edificios. Unidades de tratamiento de aire. Rendimiento mecánico". Además de cumplir con dicha normativa se recomienda la instalación de silenciadores incorporados en el climatizador antes del segundo nivel de filtración.

Los ventiladores de impulsión se deben situar entre el primer y el segundo nivel de filtración. Además, deben garantizar que el caudal impulsado es constante independientemente de la pérdida de carga, por lo que los ventiladores deben dimensionarse para vencer las pérdidas de carga de los filtros sucios.

Los conductos cumplen con la función de transportar el aire desde las unidades climatizadoras hasta las salas climatizadas sin alterar las propiedades del fluido. Para ello se recomienda que la longitud de tubería sea lo menor posible y presente una rugosidad inferior a  $0,3 \mu\text{m}$ , siendo el material más empleado el acero galvanizado tipo METU. En ningún caso se emplearán conductos de fibra o aislados interiormente, del mismo modo que tampoco se podrá instalar conductos flexibles en las zonas de tipo I por su imposibilidad de limpieza.

Los elementos de impulsión contarán con filtros absolutos (HEPA) cuando se encuentren en zonas de tipo I. Para los casos en los que el régimen de impulsión sea laminar, se recomienda que la velocidad de salida del difusor se encuentre entre  $0,15$  y  $0,18$  m/s; mientras que, en régimen turbulento, la velocidad media del aire en la zona ocupada será inferior a  $0,15$  m/s. Cuando se trate de quirófanos tipo B (turbulentos), el aire se difunde a través de difusores de tipo rotacional colocados en el techo, mientras que en quirófanos de flujo laminar (Tipo A), la difusión se realiza a través de unas rejillas situadas sobre la mesa de operaciones, para formar una columna de aire que aisle la operación del aire exterior.

Las rejillas de extracción de aire (retorno) tanto para quirófanos de tipo A como para los de tipo B se colocarán, si es posible, en las cuatro paredes existiendo rejillas a  $15$  cm del suelo y otras en la parte superior de la pared. El caudal mínimo evacuado por las rejillas inferiores será de  $1200 \text{ m}^3/\text{h}$ , siendo el resto extraído por las superiores. De esta forma se consigue una recirculación de todo el aire en la sala evitando los estancamientos de gases más pesados de aire que se acumularían en la parte inferior del quirófano.

Con objeto de reducir el gasto energético, el RITE impone el uso de recuperadores de calor cuando el caudal de extracción es de  $18000 \text{ m}^3/\text{h}$ . Aunque en el caso de las zonas quirúrgicas el caudal es muy inferior a esa consigna, conviene el uso de recuperadores ya que la instalación de climatización y ventilación supone entre el  $36$  y el  $46\%$  del consumo energético.

Pese a las recomendaciones para instalar recuperadores, cabe destacar la contraindicación del uso de recuperadores entálpicos ya que presentan dificultades en su mantenimiento.

Para mantener las condiciones de diseño constantes, es necesario que el funcionamiento del sistema de ventilación esté regulado por un sistema de controladores. La función principal de este sistema será controlar los variadores de frecuencia de forma que siempre se impulse el mismo caudal para garantizar el cumplimiento de la normativa en materia de renovaciones/hora.

## 2. Ventilación en áreas quirúrgicas

---

Otra de las funciones del sistema de control es mantener la sobrepresión de la sala quirúrgica con respecto a las salas adyacentes. Para ello se recomienda que el caudal de retorno sea un 15% inferior al de impulsión. No obstante, el ventilador de extracción ha de contar también con un variador de frecuencia controlado por el sistema y comandado por una sonda de presión diferencial entre la sala quirúrgica y las zonas colindantes.

## 3. Descripción de la instalación y su modelado en CONTAM

En este capítulo se va a describir la instalación que se va a modelar, prestando especial atención a la distribución de los espacios y a las conexiones entre las diferentes zonas. También se definirá la red de conductos que componen la instalación y los elementos terminales tales como difusores o rejillas de extracción. Una vez definidos todos esos elementos, se mostrará cómo se ha realizado su modelado en CONTAM.

Se calculará la pérdida de carga en los conductos de impulsión y extracción en condiciones de diseño gracias a una simulación preliminar en CONTAM. Seguidamente se acudirán al software YAHUS, que, a partir de esa pérdida de carga y de los elementos que compondrán la climatizadora, seleccionará los ventiladores, determinará su velocidad de giro y calculará la pérdida de carga originada por cada elemento de las climatizadoras.

Finalmente, se realizarán dos comprobaciones de las condiciones de diseño. En primer lugar, se realizará una simulación en la que los ventiladores trabajarán al régimen de giro propuesto por YAHUS. La segunda comprobación se realizará empleando la opción “Duct Balance” que ofrece CONTAM, en la que se introducirán las curvas del ventilador al régimen nominal y se definirán las condiciones de diseño de la instalación para después ejecutar dicha opción y obtener el régimen de giro de los ventiladores que hace que se cumplan las condiciones de diseño.

### 3.1. Descripción y condiciones de diseño

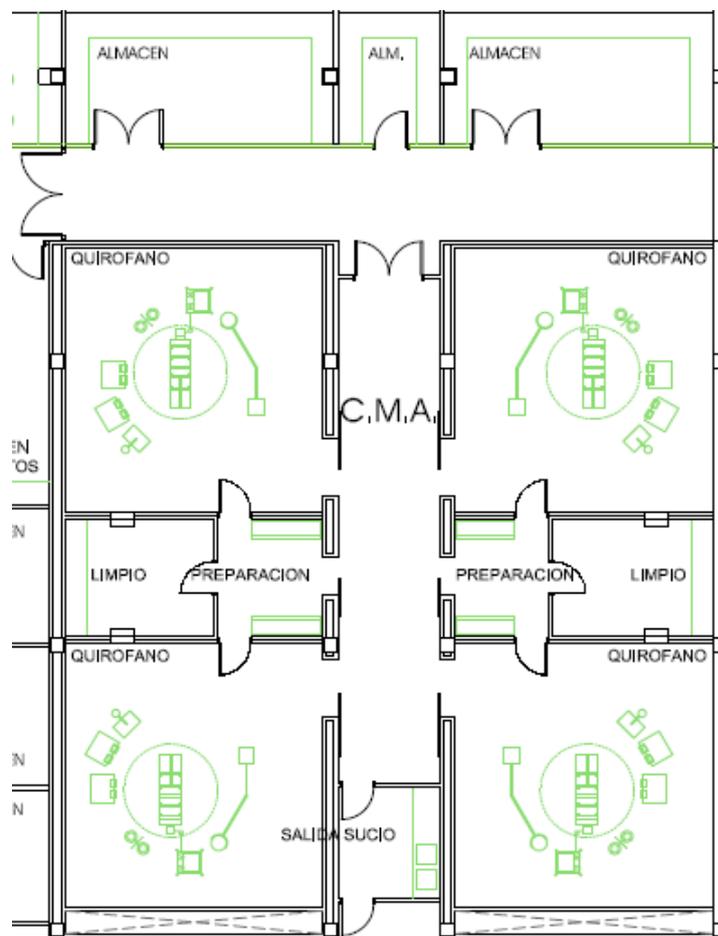
#### 3.1.1. Espacios

Se estudia la ventilación de uno de los bloques quirúrgicos del Hospital Clínico Universitario de Valladolid. Se trata de una instalación de nueva construcción ya que forma parte de la última ampliación del hospital.

### 3. Descripción de la instalación y su modelado en CONTAM

En el hall de acceso a cada bloque de quirófanos se encuentran determinados almacenes de material. Desde el hall se accede al pasillo de limpio y desde este a los quirófanos a través de puertas deslizantes y a las dos salas de lavado y preparación mediante puertas batientes. Desde cada sala de preparación se puede acceder directamente a los dos quirófanos adyacentes a través de puertas batientes.

El bloque quirúrgico que es objeto de estudio está compuesto por cuatro quirófanos de tipo B. Su distribución se muestra en la *Figura 3.1*, y su descripción en cuanto a superficies y volúmenes se encuentra en la *Tabla 3.1*.



*Figura 3.1. Distribución de estancias del bloque quirúrgico objeto de estudio.*

*Tabla 3.1. Superficies del bloque quirúrgico objeto de estudio.*

Zona	Superficie (m <sup>2</sup> )	Volumen (m <sup>3</sup> )
Quirófanos (1, 2, 3 y 4)	45	135
Zonas de lavado (1 y 2)	20	60
Pasillo de Limpio	34	102
Hall de Acceso	40	120

El primer paso a la hora de generar el modelo consiste en dibujar la geometría de la zona a estudiar. Para ello se recurre a las herramientas de dibujo que ofrece el software, que permiten dibujar cuadriláteros o líneas. Con ellas se dibujará la geometría deseada, con la salvedad de que el dibujo simplemente es representativo de la geometría y las conexiones entre estancias, pues el área y el volumen de la zona dibujada se definirán más tarde. Una vez dibujada la geometría se procede a configurar cada zona. Para ello es necesario acceder a la ventana "Zone Properties" y en ella se podrán configurar parámetros tales como área, volumen, temperatura o presión. También se permiten otras opciones que permiten introducir contaminantes o variaciones temporales de la temperatura.

Una vez definida la geometría, se introducen los parámetros recogidos en la *Tabla 3.1*. En cuanto a temperatura y presión, se establecerá la temperatura por defecto que proporciona el programa (20°C) y se activará la opción de presión variable, pues esta variará en función de los caudales que circulen por la instalación.

#### 3.1.2. Puertas

El tránsito entre las estancias se hace a través de puertas correderas, puertas batientes de una hoja, o puertas batientes de hoja doble. En el caso de las puertas correderas, estas tienen unas dimensiones de 1,5 m de ancho por 2,2 m de alto, dando una superficie total de 3,3 m<sup>2</sup>. Cuando está cerrada se supone totalmente hermética en su perímetro a excepción de la parte inferior, donde se considera una holgura de 1mm, por lo que la holgura existente cuenta con una superficie de 0,0015 m<sup>2</sup>. Las puertas batientes de hoja simple tienen unas dimensiones de 0,85m de ancho por 2,2 m de alto, dando una superficie total de 1,87 m<sup>2</sup>. A lo largo del presente trabajo, estas puertas se van a simular en posición cerrada, por lo que se ha considerado una holgura de 1 mm en todo el perímetro, obteniéndose una superficie de 0.0061 m<sup>2</sup>. Finalmente, las puertas batientes de hoja doble presentan unas dimensiones de 1,70 m de ancho por 2,2 m de alto. Al igual que las batientes simples, estas puertas se modelan en posición cerrada, por lo que en este caso se ha simulado una holgura de 2 mm en todo el perímetro y en la junta entre las dos hojas, por lo que se tiene una holgura con 0,02 m<sup>2</sup> de sección. Todos estos valores se recogen en la *Tabla 3.2*.

### 3. Descripción de la instalación y su modelado en CONTAM

Tabla 3.2. Dimensiones de las puertas existentes en posición abierta y cerrada.

Tipo	Nomenclatura	Zonas que conecta	Área puerta abierta	Holgura puerta cerrada
Puerta corredera	P1	Quirófano – Pasillo de Limpio	3,3 m <sup>2</sup> (1,5 x 2,2 m)	0,0015 m <sup>2</sup>
Puerta batiente	P2	Quirófano – Zona de Lavado y Pasillo de Limpio – Zona de Lavado	1,87 m <sup>2</sup> (0,85 x 2,2 m)	0,0061 m <sup>2</sup>
Puerta batiente doble	P3	Hall de acceso – Pasillo de limpio	3,74 m <sup>2</sup> (1,70 x 2,2 m)	0,02 m <sup>2</sup>

En la *Figura 3.2* se muestra la geometría del bloque quirúrgico introducido en CONTAM. Esta geometría difiere de la representada en la *Figura 3.1*, pues se han eliminado compartimentaciones en el hall de acceso y en las zonas de lavado y preparación. Además, se ha eliminado la salida hacia el pasillo de sucio y se ha añadido una nueva salida en el hall de acceso. También se muestran todas las comunicaciones existentes entre las diferentes estancias y se identifican con la nomenclatura recogida en la *Tabla 3.2*.

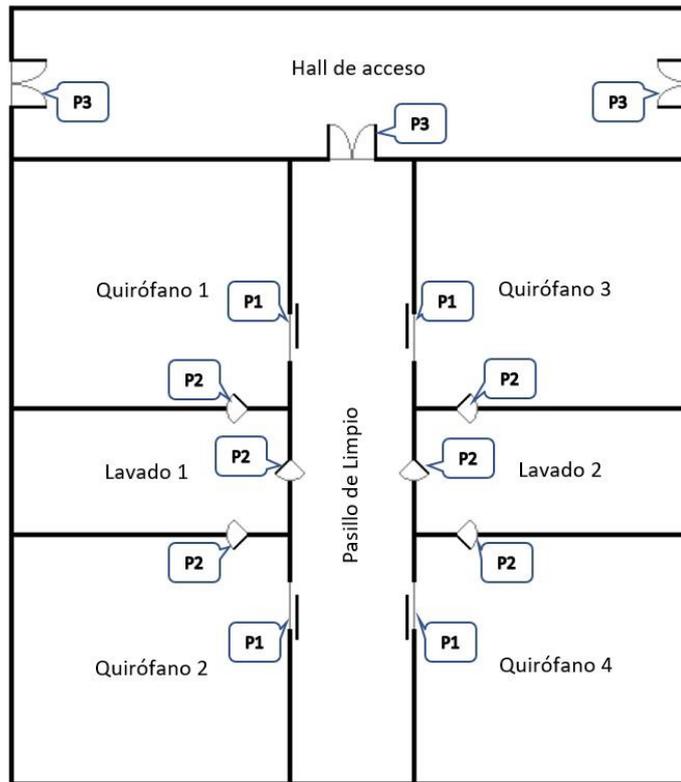


Figura 3.2. Modelado de la distribución del bloque quirúrgico e identificación de las conexiones entre estancias.

Para la introducción de las puertas en el programa de modelado se recurre al objeto Airflow Element, que se genera haciendo clic izquierdo sobre la línea divisoria entre dos zonas. A continuación, es necesario elegir la ley que regirá el flujo de aire a través de ellos y que a la vez define el tipo de elemento que del que se trata. El programa ofrece varias opciones tal y como se muestra en la *Figura 3.3*.

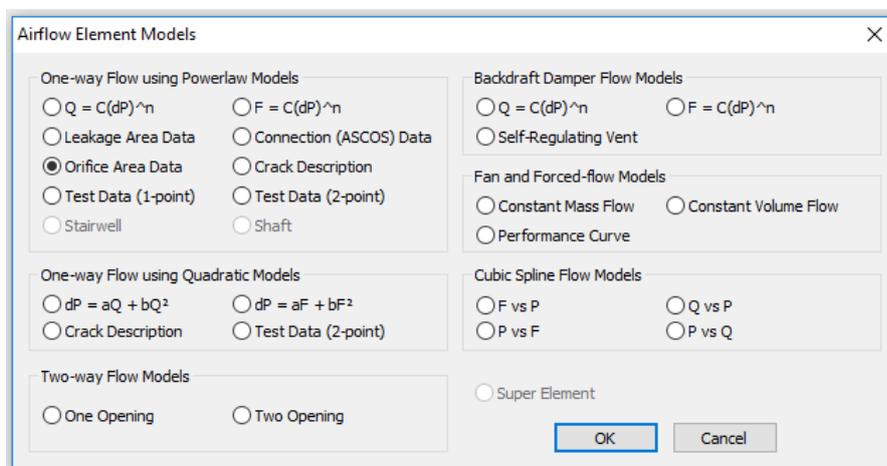


Figura 3.3. Tipos de elementos para modelar conexiones entre zonas.

### 3. Descripción de la instalación y su modelado en CONTAM

---

Como a lo largo de este trabajo solo se han empleado los “Airflow elements” para modelar huecos de las carpinterías de las puertas, se ha trabajado únicamente con elementos de flujo unidireccional regidos por un potencial (*One-Way Flow using Powerlaw Models*). Más concretamente se ha optado por modelar las conexiones empleando el modelo de Orifice Area Data, en el cual se fijan parámetros como la sección de la abertura y los coeficientes que rigen el flujo (Exponente de flujo y Coeficiente de descarga). Estos coeficientes se emplean para calcular el flujo másico que atravesará la abertura y que se rige de acuerdo con la expresión (1),

$$\dot{m} = C_d \cdot A \cdot \sqrt{2 \cdot \rho \cdot dP} \quad (1)$$

donde:

$C_d$  = Coeficiente de descarga. Está relacionado con los efectos dinámicos del flujo y su valor aproximado para orificios de aristas vivas es 0,6.

$A$  = Área del orificio.

$\rho$  = Densidad del aire.

$dP$  = Caída de presión a través de la abertura.

Empleando este modelo se representarán todas las aberturas recogidas en la *Tabla 3.2*. Inicialmente se modelarán todas las aberturas empleando el parámetro “Holgura puerta cerrada” recogido en dicha tabla ya que a partir de ello se determinará el régimen de giro de los ventiladores en base a las condiciones de diseño.

Más adelante se modificará la puerta corredera del Quirófano 1 para introducir una apertura de dicha puerta.

Cabe destacar que en este caso de estudio no se tiene en cuenta la puerta de salida hacia el pasillo de sucio, pues se trata de una puerta batiente convencional que ajusta con gomas en el marco. Es por ello por lo que se puede suponer una puerta hermética.

#### 3.1.3. Conductos, filtros, difusores y rejillas

Los conductos empleados son de chapa galvanizada con sección rectangular. Su dimensión será variable en función del caudal que circule por cada tramo. Se considera que el coeficiente de rugosidad de la chapa galvanizada tiene un valor de  $\epsilon=0,15$  mm.

Cada uno de los quirófanos (todos de tipo B) cuenta con cuatro difusores de impulsión situados en el techo que expulsan el aire de forma tangencial al techo induciendo un flujo espiral que contribuye a la mezcla del aire impulsado con el aire de la estancia. Todos los elementos de impulsión en quirófanos contarán con un filtro absoluto de tipo H14.

Los difusores de impulsión del resto de estancias también se sitúan en el techo y cuentan con filtro absoluto H13. Su disposición depende de la superficie de la zona a climatizar, encontrando dos en el Hall de acceso, dos en el pasillo de limpio y uno en cada zona de lavado.

Los quirófanos cuentan con ocho rejillas de extracción situadas en las paredes (cuatro en la parte superior, y cuatro en la parte inferior) con objeto de extraer los gases más densos que tienden a depositarse en la parte baja de las estancias. En los quirófanos objeto de estudio, las paredes que cuentan con rejilla de extracción son la pared que limita con el pasillo de limpio y la pared opuesta a ella.

El resto de las rejillas de extracción se encuentran en el techo a diferencia de lo que ocurre en el quirófano.

Todos los elementos terminales son de la marca TROX. Su nomenclatura y la tipología empleada en cada estancia se muestran a continuación:

Nomenclatura de los difusores de impulsión: TFC-SC-SPC-VDW/AxBxCxD/M/2/S/15. Donde:

- A=Dimensiones de ancho y largo e la caja (en mm)
- B= Número de orificios de salida
- C= Diámetro del cuello (en mm)
- Altura de la carcasa (en mm)

Nomenclatura de las rejillas de extracción: TRS-AG/AxB/0/0/0/RAL 9010. Donde:

- A= Longitud (en mm)
- B= Altura (en mm)

En la *Tabla 3.3* se recogen, a modo de resumen, las características de todos los elementos terminales de la instalación.

### 3. Descripción de la instalación y su modelado en CONTAM

Tabla 3.3. Características de los elementos terminales.

Elemento	Modelo	Área eficiente (m <sup>2</sup> )
<b>Difusores de Impulsión</b>		
A	TFC-SC-SPC-VDW/600x48x248x598/M/2/S/15	0,039
B	TFC-SC-SPC-VDW/400x16x158x299/M/2/S/10	0,014
<b>Rejillas de extracción</b>		
A (sup.)	TRS-AG/425x125/0/0/0/RAL 9010	0,022
B (inf.)	TRS-AG/225x125/0/0/0/RAL 9010	0,011

La ubicación en planta de los elementos terminales se muestra en la Figura 3.4.

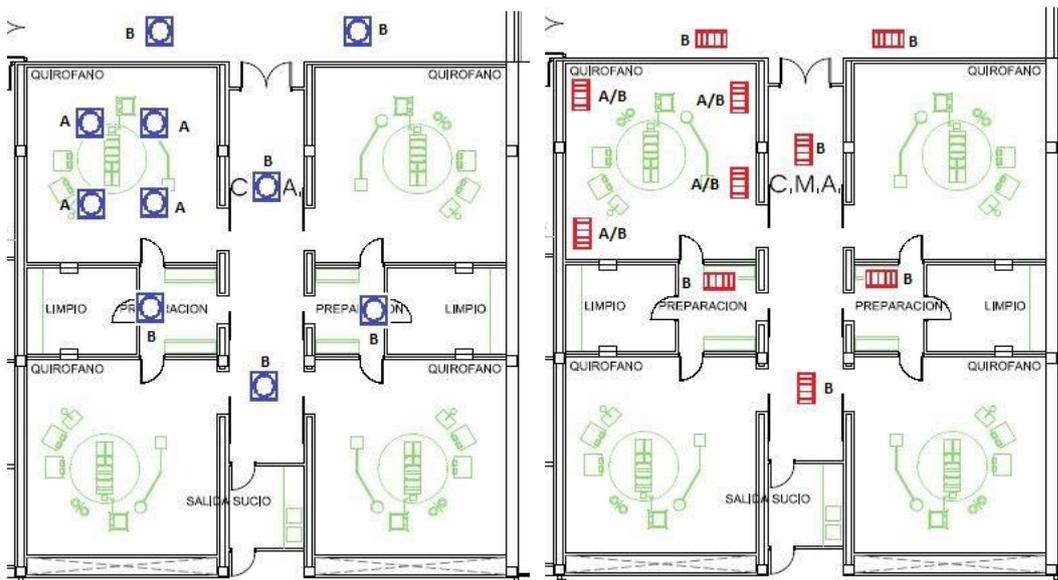


Figura 3.4. Disposición de los elementos terminales. Azul: Difusores de impulsión. Rojo: Rejillas de extracción.

La distribución de conductos, difusores y rejillas empleada coincide en gran medida con la distribución que se tiene en la instalación real que se está simulando y que se muestra en el Anejo 1. No obstante, se han eliminado ciertos difusores y rejillas situados en los almacenes del hall de acceso y en las zonas de lavado.

Para modelar los conductos en CONTAM se emplea el comando “Draw Ducts” de la barra de herramientas. Con él se definirá la geometría que tendrá la instalación, para posteriormente definir qué tipo de elemento se quiere introducir y cuáles son sus propiedades geométricas.

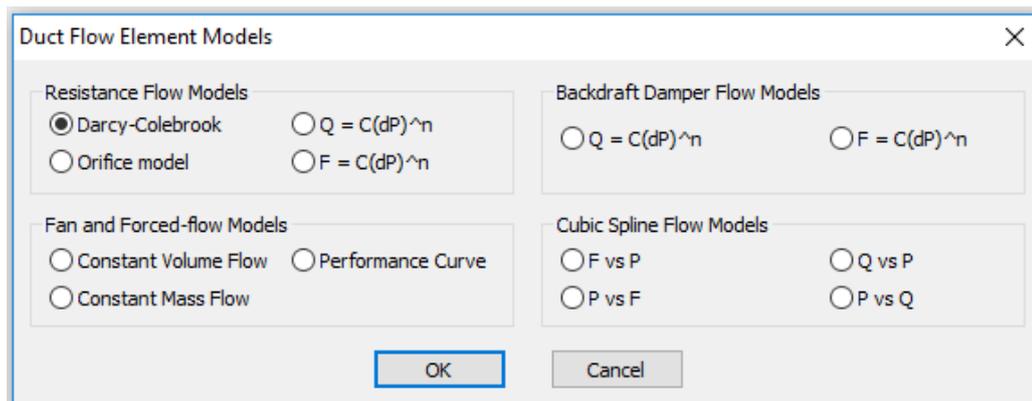


Figura 3.5. Tipos de conductos que se pueden modelar en CONTAM.

Como se observa en la Figura 3.5, CONTAM permite trabajar con varios tipos de elementos y diferentes modelos matemáticos con los que simularlos.

A lo largo del presente documento se han empleado los siguientes modelos matemáticos:

- Darcy-Colebrook. Es el modelo seleccionado para trabajar con conductos de aire. Para trabajar con él es necesario definir la rugosidad del elemento, pues el modelo se basa en las expresiones de Darcy-Weisbach (2) y Colebrook (3).

$$h_f = \lambda \cdot \frac{L}{D} \cdot \frac{v^2}{2 \cdot g} \quad (2)$$

$$\begin{cases} \frac{1}{\sqrt{\lambda}} = -2 \cdot \text{Log} \left( \frac{\varepsilon/D}{3,7} + \frac{2,51}{Re \cdot \sqrt{\lambda}} \right) & \text{Si } Re > 4000 \\ \lambda = \frac{64}{Re} & \text{Si } 0 < Re < 2300 \end{cases} \quad (3)$$

- $Q=C(dP)^n$ . Este modelo se ha empleado para simular la pérdida de carga en los filtros. Para poder emplear este elemento es necesario determinar el coeficiente y el exponente de flujo.
- Fan and Forced-flow models – Performance Curve. Este modelo se emplea para introducir la curva característica del ventilador para el régimen nominal. También se introducen unos parámetros adicionales, Cut-off ratio y equivalent orifice área, que marcan el comportamiento del ventilador cuando deja de estar en funcionamiento.

### 3. Descripción de la instalación y su modelado en CONTAM

El modelado de los conductos empleando el modelo de Darcy-Colebrook es muy sencillo. Solo requiere conocer el valor de la rugosidad del elemento, su geometría y su longitud. En la *Figura 3.6* se muestra el modelado de un conducto cuadrado 250x250 mm.

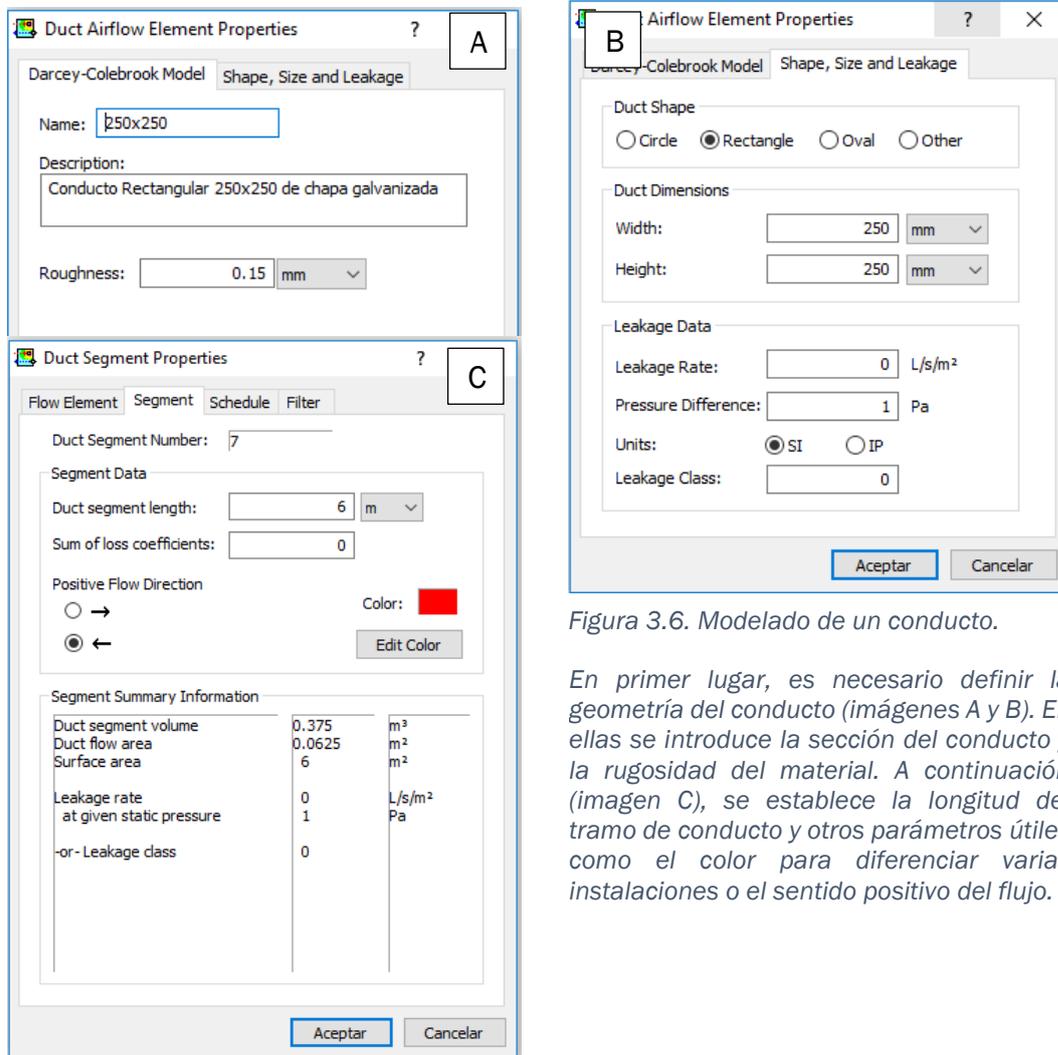


Figura 3.6. Modelado de un conducto.

En primer lugar, es necesario definir la geometría del conducto (imágenes A y B). En ellas se introduce la sección del conducto y la rugosidad del material. A continuación (imagen C), se establece la longitud del tramo de conducto y otros parámetros útiles como el color para diferenciar varias instalaciones o el sentido positivo del flujo.

Para el modelado de elementos terminales de conductos tales como difusores o rejillas basta con determinar el área de salida y el coeficiente de pérdidas locales, que por defecto toma un valor de 0,125. Los valores de las áreas de salida de los difusores y las rejillas se recogen en la *Tabla 3.3*. Cabe destacar además que en los quirófanos se modelarán únicamente cuatro rejillas de extracción, pero el área de cada una de ellas será la suma de las áreas de las rejillas superior e inferior que debería haber en su lugar.

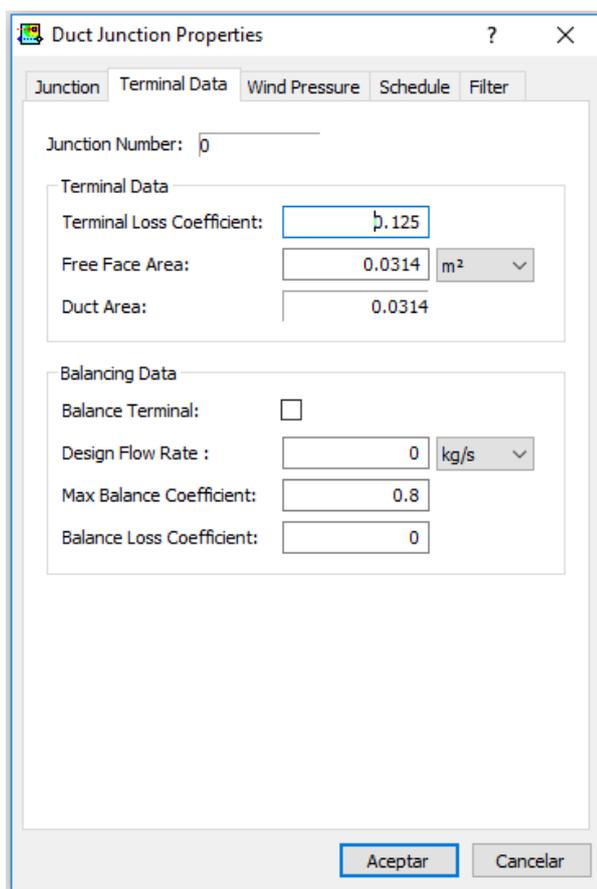


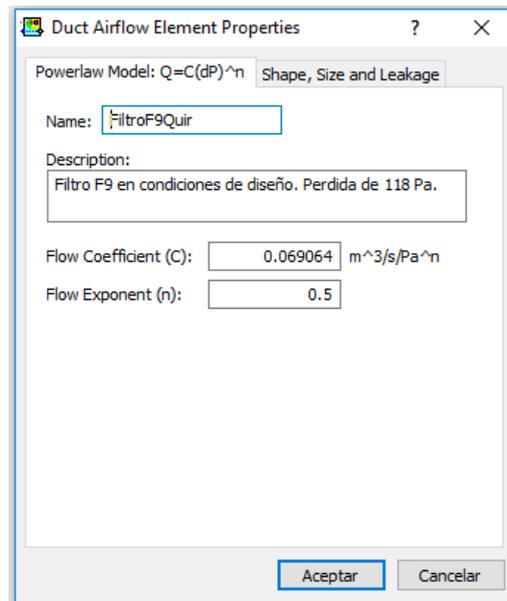
Figura 3.7. Modelado de un elemento terminal de un conducto.

Como se muestra en la *Figura 3.7*, los elementos terminales cuentan con unas propiedades adicionales que se recogen en el apartado "Balancing Data". Estas propiedades son las que rigen un proceso de equilibrado del sistema de conductos, proceso que se explicará en el siguiente capítulo. Los coeficientes que lo rigen son el caudal de diseño y el máximo coeficiente de pérdidas locales que puede suponer el elemento terminal.

### 3. Descripción de la instalación y su modelado en CONTAM

---

El modelado de un filtro comienza con la introducción de un conducto (Duct Flow Element) y en la ventana que representa la *Figura 3.5*, se selecciona el modelo  $Q=C(dP)^n$ . Una vez seleccionado el tipo de elemento, solo resta definir el Coeficiente de Flujo (Flow Coefficient, C) recogido en la *Figura 3.8* y el exponente de flujo (n), que por defecto toma un valor de 0,5, que significa que el flujo está dominado por los efectos dinámicos.



*Figura 3.8. Modelado de un filtro.*

(4) El comportamiento de estos elementos viene regido por la expresión

$$Q = C \cdot (dP)^n \quad (4)$$

donde:

Q = Caudal que circula por el elemento

C = Coeficiente de Flujo

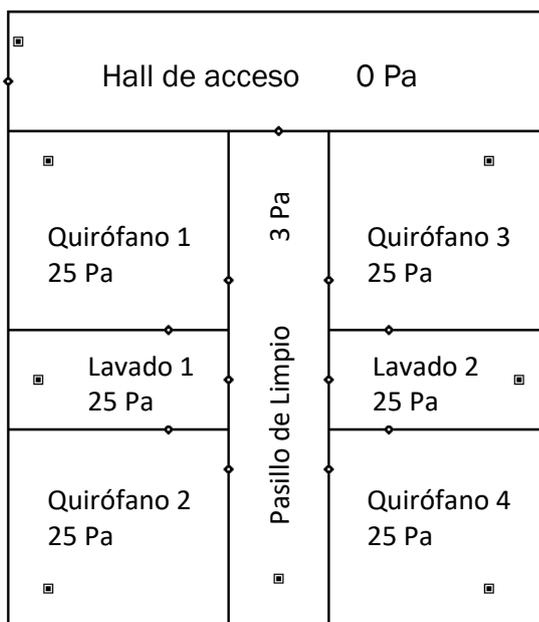
dP = Pérdida de carga en el elemento

n= Exponente de flujo (por defecto toma un valor de 0,5)

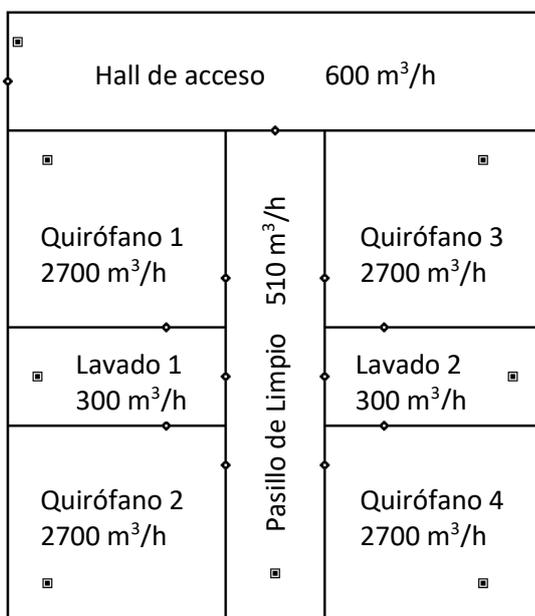
Como se observa en esa expresión, para determinar el coeficiente de flujo basta con conocer el caudal que circula por el elemento y la pérdida de carga producida.

### 3.1.4. Condiciones de diseño

La instalación de ventilación se diseñará de forma que se cumplan los requisitos renovaciones hora y sobrepresión en las diferentes estancias. Dichos requisitos se establecen en la norma UNE 100713 y se resumen en la *Figura 3.9* y la *Figura 3.10*.



*Figura 3.9. Condiciones de diseño en cuanto a presiones manométricas.*



*Figura 3.10. Condiciones de diseño en cuanto a caudales mínimos de impulsión según UNE 100713.*

## 3.2. Modelado de la instalación en CONTAM

### 3.2.1. Cálculo de la pérdida de carga de los conductos de impulsión y extracción

El proceso de selección de unos ventiladores que sean capaces de proporcionar las condiciones de diseño comienza realizando una simulación en CONTAM para determinar la pérdida de carga en los conductos de impulsión y extracción. Esta simulación cuenta con la instalación de ventilación completa, con la salvedad de que en lugar de modelar las climatizadoras de impulsión se trabajará con un caudal de impulsión constante (2700 m<sup>3</sup>/h para cada quirófano y 1710 m<sup>3</sup>/h para el resto del bloque quirúrgico) y la climatizadora de extracción se eliminará, dejando la extracción libre.

Se ejecutará dicha simulación en régimen estacionario y se obtendrán como resultados la pérdida de carga en los conductos de impulsión y extracción.

Los resultados obtenidos son los siguientes:

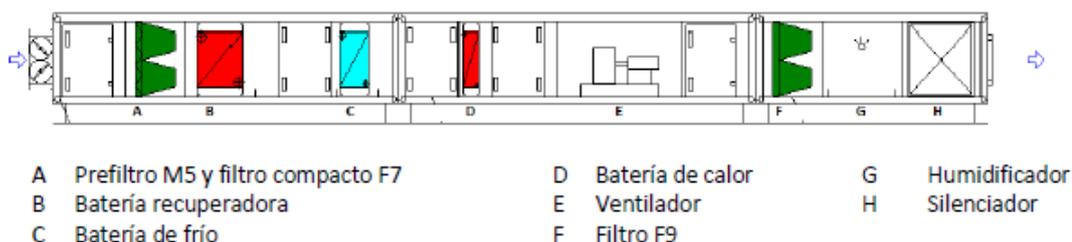
- Resultados obtenidos en los quirófanos
  - Incremento de presión a originar por el ventilador de impulsión: 426,79 Pa.
  - Pérdida de carga en la impulsión: 397,7 Pa.
  - Pérdida de carga en la extracción: 29,09 Pa.
- Resultados obtenidos en el pasillo de limpio
  - Incremento de presión a originar por el ventilador de impulsión: 374,98 Pa.
  - Pérdida de carga en la impulsión: 360,82 Pa.
  - Pérdida de carga en la extracción: 14,16 Pa.

Por tanto, para cumplir con el caudal de impulsión en quirófanos (2700 m<sup>3</sup>/h) es necesario que el ventilador de impulsión aporte un incremento de presión de 426,79 Pa; mientras que para conseguir 25 Pa en cada quirófano, el ventilador de extracción debe aportar 4,09 Pa, que es la diferencia entre la presión que se obtiene y la que se quiere obtener (29,09 Pa – 25 Pa).

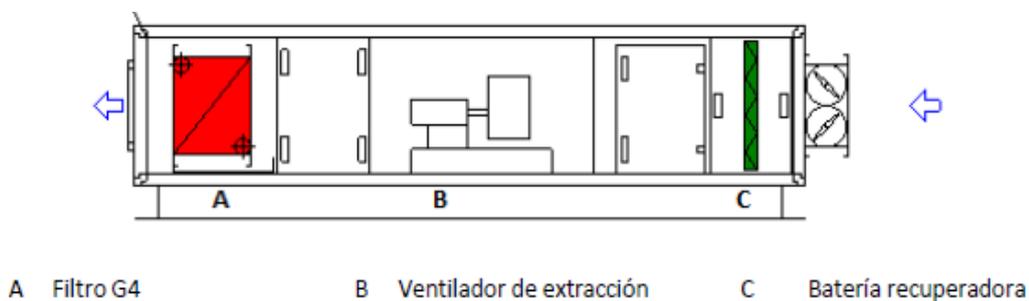
Del mismo modo, para cumplir con el caudal de impulsión en el resto del bloque quirúrgico (1710 m<sup>3</sup>/h) el ventilador de impulsión del bloque quirúrgico ha de aportar un incremento de presión de 374,98 Pa; mientras que el ventilador de extracción debe aportar 11,16 Pa (11,16 Pa – 3 Pa) para obtener las condiciones de diseño en el Pasillo de Limpio.

3.2.2. Selección de las climatizadoras con el software YAHUS

Las climatizadoras del bloque quirúrgico se encuentran en la segunda planta de la ampliación del HCUVa. Cada bloque quirúrgico consta de una climatizadora independiente para cada uno de los quirófanos y una climatizadora común para el resto de las estancias (pasillos, zonas de lavado...). Tanto las climatizadoras de quirófanos como las de pasillos cuentan con terminales independientes para la impulsión y la extracción con objeto de eliminar los riesgos de mezcla entre las corrientes. Con el mismo objetivo, se instala un intercambiador de calor. De esta forma, y según lo establecido en las normativas EN 16244-4 y UNE 100713, la estructura de las climatizadoras se muestra en la *Figura 3.11* y en la *Figura 3.12*.



*Figura 3.11. Esquema de las climatizadoras de impulsión.*



*Figura 3.12. Esquema de las climatizadoras de extracción.*

La selección de los elementos de la climatizadora se lleva a cabo empleando el software comercial YAHUS, de la marca TROX. Introduciendo los elementos que componen las climatizadoras, el caudal con que trabajarán y la pérdida de carga de la instalación, el programa selecciona el ventilador que cumple con los requisitos establecidos.

El primer paso pasa por definir el caudal que debe ofrecer cada climatizadora. Este viene prefijado por la normativa y, tal y como se ha dicho anteriormente, se ha fijado en 2700 m<sup>3</sup>/h para las climatizadoras de los quirófanos y 1710 m<sup>3</sup>/h para la del resto del bloque quirúrgico. Seguidamente se seleccionan los elementos que componen cada máquina.

A continuación, se muestran las características los componentes de las climatizadoras y su pérdida de carga para los caudales indicados anteriormente. Un resumen de todas estas características se muestra en la *Tabla 3.4*.

#### *Climatizadora de Quirófano*

##### *Impulsión*

- Prefiltro M5 + Filtro F7. El conjunto de estos elementos ofrece una pérdida de carga ante el caudal nominal de 2700 m<sup>3</sup>/h que oscila entre los 80 Pa cuando los filtros están limpios, y los 260 Pa cuando están colmatados. Para realizar la selección del ventilador se ha tomado un valor correspondiente a la mitad de la vida útil del conjunto, es decir, 171 Pa.
- Intercambiador de impulsión. La parte del intercambiador de calor que afecta al circuito de impulsión cuenta con una batería de tubo de cobre aleteado dispuesto en geometría P60 y un paso de aletas de 3mm. Presenta una eficiencia del 67% y la potencia de intercambio es de 15,93 kW. En lo que a la selección del ventilador se refiere, este elemento induce una pérdida de carga de 154 Pa.
- Batería de frío. El sistema de refrigeración cuenta con una potencia total de 18,87 kW y consta de una batería de tubo de cobre aleteado dispuesto con geometría P40 y un paso de aleta de 3 mm. Este elemento introduce una pérdida de carga de 62 Pa cuando se impulsan 2700 m<sup>3</sup>/h.
- Batería de calor. Se trata de una batería con potencia de calefacción de 23,76 kW que consta de una batería de tubería de cobre aleteada en geometría P40 y un paso de aleta de 3 mm. Supone una pérdida de carga de 21 Pa
- Filtro F9. Este elemento de filtrado supone una pérdida de carga que oscila entre los 42 y los 195 Pa dependiendo del grado de colmatación. A efectos prácticos, se ha tomado una pérdida de carga de 118 Pa.
- Silenciador. Se trata de un elemento silenciador de tipo MSA de 1 m de longitud que introduce una pérdida de carga al sistema de 9 Pa.

#### Extracción

- Filtro G4. Este filtro plano introduce una pérdida de carga que oscila entre 45 y 135 Pa dependiendo de su grado de colmatación. A efectos de cálculo se ha simulado una pérdida de carga de 90 Pa.
- Intercambiador de extracción. La parte del intercambiador de calor que afecta al circuito de extracción cuenta con una batería de tubo de cobre aleteado dispuesto en geometría P60 y un paso de aletas de 3 mm. Presenta una eficiencia del 67% y la potencia de intercambio es de 15,93 kW. Este elemento genera una pérdida de carga de 127 Pa.

#### *Climatizadora de Bloque Quirúrgico*

#### Impulsión

- Prefiltro M5 + Filtro F7. El conjunto de estos elementos ofrece una pérdida de carga ante el caudal nominal de 1710 m<sup>3</sup>/h que oscila entre los 157 Pa cuando los filtros están limpios, y los 360 Pa cuando están colmatados. Para realizar la selección del ventilador se ha tomado un valor correspondiente a la mitad de la vida útil del conjunto, es decir, 258 Pa.
- Intercambiador de impulsión. La parte del intercambiador de calor que afecta al circuito de impulsión cuenta con una batería de tubo de cobre aleteado dispuesto en geometría P30 y un paso de aletas de 4mm. Presenta una eficiencia del 67% y la potencia de intercambio es de 10,53 kW. En lo que a la selección del ventilador se refiere, este elemento induce una pérdida de carga de 118 Pa.
- Batería de frío. El sistema de refrigeración cuenta con una potencia total de 12,72 kW y consta de una batería de tubo de cobre aleteado dispuesto con geometría P30 y un paso de aleta de 4 mm. Este elemento introduce una pérdida de carga de 87 Pa cuando se impulsan 1710 m<sup>3</sup>/h.
- Batería de calor. Se trata de una batería con potencia de calefacción de 14,72 kW que consta de una batería de tubería de cobre aleteada en geometría P30 y un paso de aleta de 4 mm. Supone una pérdida de carga de 18 Pa.
- Filtro F9. Este elemento supone una pérdida de carga que oscila entre los 90 y los 202 Pa dependiendo del grado de colmatación. A efectos prácticos, se ha tomado una pérdida de carga de 147 Pa.
- Silenciador. Se trata de un elemento silenciador de tipo MSA de 0,5 m de longitud que introduce una pérdida de carga al sistema de 11 Pa.

### 3. Descripción de la instalación y su modelado en CONTAM

#### Extracción

- Filtro G4. Este filtro plano introduce una pérdida de carga que oscila entre 46 y 105 Pa dependiendo de su grado de colmatación. A efectos de cálculo se ha simulado una pérdida de carga de 76 Pa.
- Intercambiador de extracción. La parte del intercambiador de calor que afecta al circuito de extracción cuenta con una batería de tubo de cobre aleteado dispuesto en geometría P30 y un paso de aletas de 4mm. Presenta una eficiencia del 67% y la potencia de intercambio es de 10,53 KW. Este elemento genera una pérdida de carga de 156 Pa.

En la *Tabla 3.4* se muestran los elementos que componen las climatizadoras y su pérdida de carga asociada para un caudal de 2700 m<sup>3</sup>/h en el caso de las climatizadoras de quirófanos y de 1710 m<sup>3</sup>/h para las climatizadoras del bloque quirúrgico. A partir de la pérdida de carga, se ha determinado el coeficiente de flujo de cada elemento para implementarlos en CONTAM.

*Tabla 3.4. Coeficientes de flujo de los elementos que componen las climatizadoras.*

Elemento	Pérdida de carga (Pa)	Coefficiente de flujo, C (Expresión (4))
<b>Climatizadora de impulsión en quirófanos</b>		
Prefiltro M5 + Filtro M7	171	0,057
Intercambiador de calor	154	0,060
Batería de Frío	62	0,095
Batería de Calor	21	0,164
Filtro F9	118	0,069
Silenciador	9	0,250
<b>Climatizadora de extracción en quirófanos</b>		
Filtro G4	90	0,078
Intercambiador de Calor	127	0,065
<b>Climatizadora de impulsión en el bloque quirúrgico</b>		
Prefiltro M5 + Filtro M7	258	0,030
Intercambiador de calor	117	0,044
Batería de Frío	87	0,051
Batería de Calor	18	0,112
Filtro F9	147	0,039
Silenciador	11	0,143
<b>Climatizadora de extracción en el bloque quirúrgico</b>		
Filtro G4	76	0,055
Intercambiador de Calor	156	0,038

### 3. Descripción de la instalación y su modelado en CONTAM

En base a los elementos que componen las climatizadoras (reflejados en la *Tabla 3.4*) a los caudales que deben mover, y a la pérdida de carga que deben vencer, el software YAHUS propone los siguientes ventiladores:

*Tabla 3.5. Ventiladores seleccionados y regímenes de giro proporcionados por YAHUS.*

Tipo	Modelo	Régimen de trabajo (rpm)	Régimen máximo (rpm)	Régimen mínimo (rpm)
Impulsión en quirófanos	TPF25C-2-2200W	4299 (83 %)	5180	965
Extracción en quirófanos	TPF25C-2-1100W	3399 (79,42 %)	4280	965
Impulsión en bloque quirúrgico	TPF25C-2-1100W	3766 (88 %)	4280	965
Extracción en bloque quirúrgico	TPF25C-2-750W	2937 (77,3 %)	3800	965

Como se observa, YAHUS ofrece una estimación del régimen de giro al que deben operar los ventiladores en la instalación introducida. Cabe destacar que se ha preferido que los ventiladores no trabajen a su régimen máximo para que puedan hacer frente a algún inconveniente que pueda surgir, como por ejemplo la colmatación de los filtros.

### 3. Descripción de la instalación y su modelado en CONTAM

#### 3.2.3. Comprobación de cumplimiento de las condiciones de diseño en CONTAM

##### 3.2.3.1. Empleando el régimen de giro ofrecido por YAHUS

Es necesario comprobar que los resultados ofrecidos por YAHUS satisfacen las condiciones de diseño en cuanto a caudales y a diferencia de presiones. Para ello se realizará una simulación en CONTAM en la que se modelarán todos los elementos de la climatizadora y se introducirá la curva de los ventiladores correspondiente al régimen de trabajo que propone YAHUS.

Para ello se modela un conducto mediante el procedimiento indicado anteriormente, y, en la ventana “Duct Flow Element Models”, se selecciona la opción de “Fan and Forced-flow models – Performance Curve”. Una vez definido el tipo de elemento a emplear, es necesario introducir la curva de funcionamiento del ventilador. CONTAM permite su introducción a partir de un mínimo de cuatro puntos. Esto último se muestra en la *Figura 3.13*.

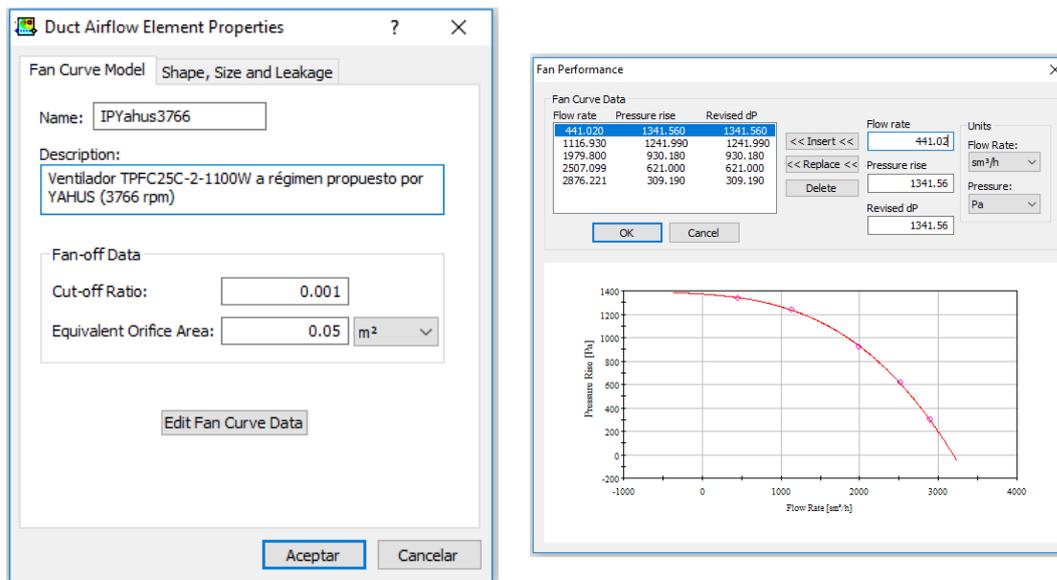


Figura 3.13. Modelado de la curva de un ventilador.

Una vez modelados todos los elementos de la climatizadora y todos los ventiladores con el régimen propuesto por YAHUS, se ejecuta la simulación en régimen transitorio. Los resultados se muestran en la *Figura 3.14*. Allí se puede observar que los valores de caudales de impulsión y las presiones manométricas cumplen con las condiciones de diseño.

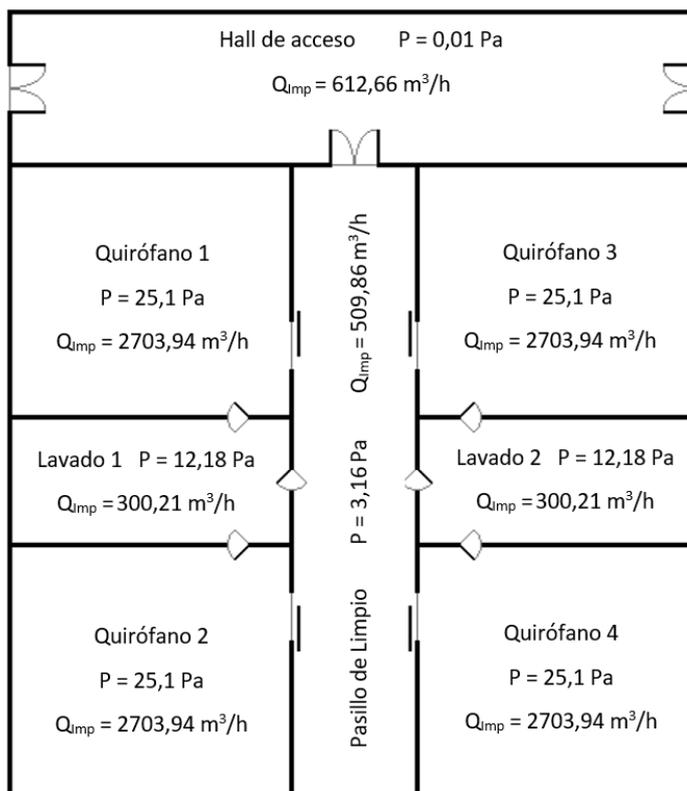


Figura 3.14. Distribución de presiones y caudales de impulsión en régimen estacionario y condiciones de trabajo ofrecidas por YAHUS.

#### 3.2.3.2. Empleando el equilibrado de CONTAM para conocer el régimen de giro adecuado

A pesar de contar con un valor del régimen de giro de los ventiladores ofrecido por YAHUS, y dado que CONTAM ofrece la posibilidad de realizar un equilibrado de la instalación, se ha optado por calcular nuevamente con este último software el régimen de giro de los ventiladores. Se dará mayor valor a estos últimos resultados ya que se trata de simulaciones en las que interviene la instalación completa, además de ser resultados obtenidos mediante el mismo software que se empleará para las simulaciones posteriores.

El equilibrado ofrecido por CONTAM establece relaciones entre los ventiladores, los elementos terminales de los conductos y el resto de la instalación para posteriormente arrojar unos resultados que informan de cómo hay que modificar dichos elementos para trabajar en las condiciones de diseño. Esas condiciones de diseño se fijan a la hora de definir los terminales, en el apartado de "Balancing Data".

El equilibrado de la instalación comienza asignando a cada elemento terminal los parámetros propios del apartado “Balancing Data” (*Figura 3.7*) y habilitando que el proceso de balance los afecte, para lo cual es necesario marcar la casilla “Balance terminal”. Para el caso de estudio, se modificará el parámetro de “Design Flow Rate” en el que se introducirá el caudal que se desea que circule por cada difusor. Además, el parámetro “Max Balance Coefficient” tomará valor 1 con objeto de que el equilibrado no afecte al coeficiente de pérdidas locales de los elementos terminales (rejillas y difusores).

Otro parámetro que hay que modificar es la presión de cada una de las estancias. Para ello se sustituye en la ventana “Zone Properties” la opción de Presión Variable por la opción de Presión Constante, que permite definir el valor de la presión que ha de tener la zona a definir. En este caso, únicamente se definirán las presiones de los quirófanos (25 Pa) y del pasillo de limpio (3 Pa).

Finalmente es necesario modelar los ventiladores con la curva de funcionamiento a la velocidad nominal en lugar de la velocidad de giro proporcionada por YAHUS.

Con las condiciones de diseño establecidas y los terminales preparados para el balance, el siguiente paso es acudir a los parámetros de simulación (Pestaña Simulation – Set Simulation Parameters) y seleccionar el método de simulación “Duct Balance”. Una vez ejecutada la simulación, el programa genera un archivo con extensión .BAL en el que se recogen los resultados de la simulación.

En el fichero de resultados se puede observar la ratio de velocidades al que deben funcionar los ventiladores para que toda la instalación funcione en condiciones de diseño. Sus valores son:

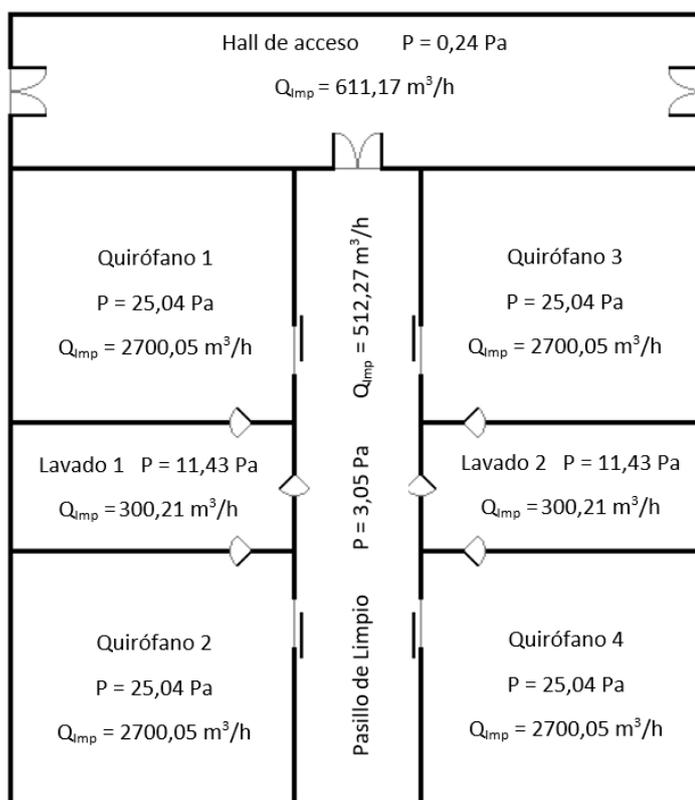
- Ventilador de impulsión en quirófanos:  $\omega_{real}/\omega_{max} = 0,834$ .
- Ventilador de extracción en quirófanos:  $\omega_{real}/\omega_{max} = 0,794$ .
- Ventilador de impulsión en bloque quirúrgico:  $\omega_{real}/\omega_{max} = 0,882$ .
- Ventilador de extracción en bloque quirúrgico:  $\omega_{real}/\omega_{max} = 0,773$ .

Se observa que estos resultados se aproximan en gran medida a los obtenidos por el software YAHUS.

Una vez calculado el régimen de giro adecuado para los ventiladores, se realiza una simulación en la que mediante controladores de tipo constante se impone el régimen de giro a los ventiladores. El objetivo de esta simulación es comprobar si se cumplen las condiciones de diseño con esos regímenes propuestos por CONTAM.

Es necesario destacar que, para la verificación del cumplimiento de las condiciones de diseño, y en todas las simulaciones sucesivas, se ha eliminado la restricción de Presión Constante establecida a la hora de realizar el equilibrado de la instalación. De esta forma, la presión obtenida en cada una de las estancias se verá afectada por los caudales que circulan por la instalación.

En la *Figura 3.15* se ha representado la distribución de presiones que sufre el bloque quirúrgico cuando los ventiladores trabajan en condiciones de diseño.



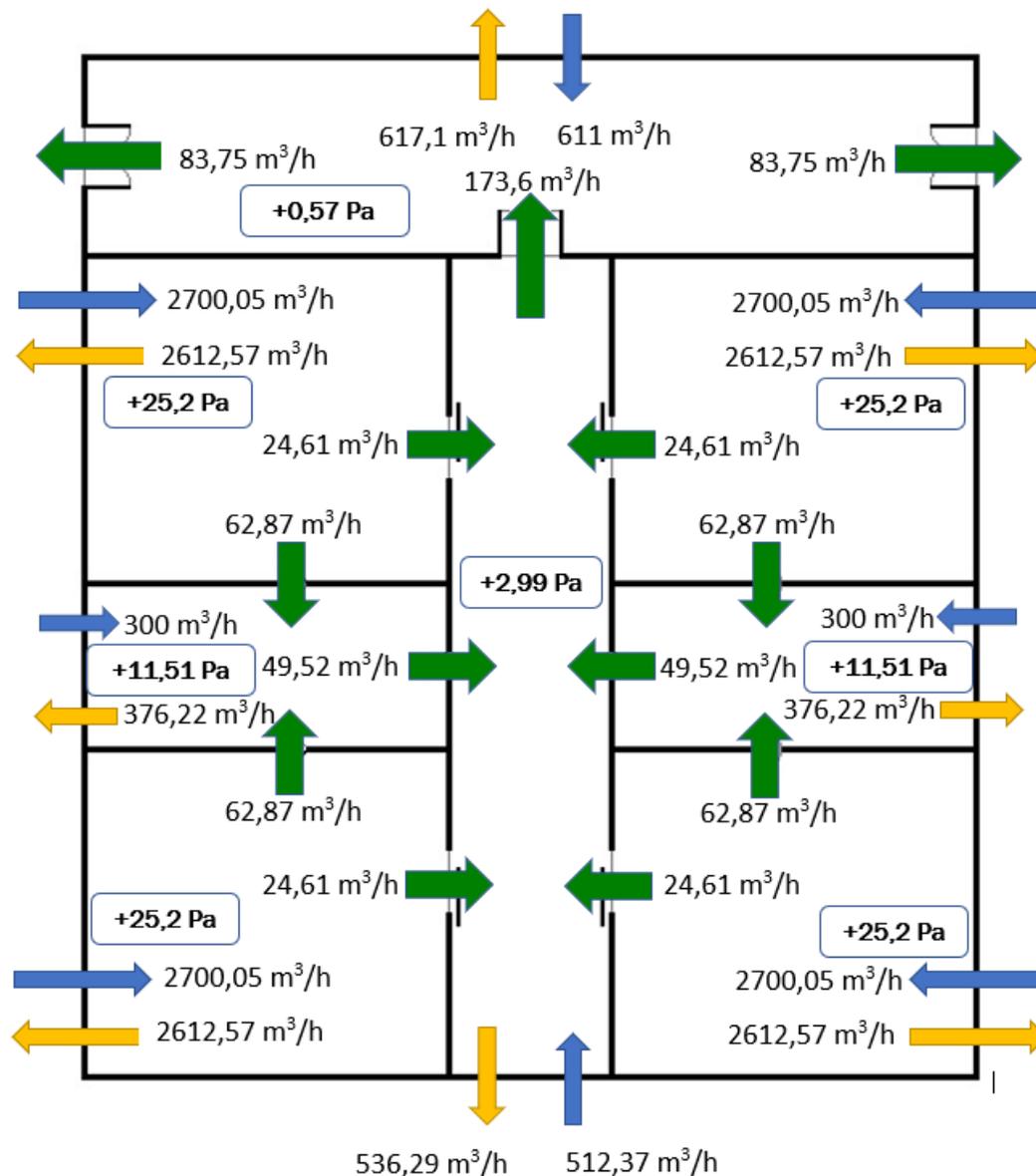
*Figura 3.15. Distribución de presiones y caudales de impulsión en régimen estacionario y condiciones de trabajo proporcionadas por el equilibrado en CONTAM.*

Cabe destacar que esta simulación se ha llevado a cabo en régimen estacionario, por lo que aún no se ha introducido ningún elemento que altere dicha distribución, cosa que si se hará más adelante al simular una apertura de puerta. En la *Figura 3.15* se ha representado además el caudal que se impulsa a cada una de las estancias y se puede observar que, tanto en términos de presiones como en términos de caudal, se cumple con lo establecido en la normativa vigente. De esta forma, se tiene un bloque quirúrgico con la correspondiente cascada de presiones desde zonas más limpias hacia zonas menos sucias, y el caudal de impulsión necesario para cumplir con la tasa de renovación establecida anteriormente.

### 3. Descripción de la instalación y su modelado en CONTAM

En la *Figura 3.16* se han representado esquemáticamente todos los caudales tanto de impulsión como de extracción, así como los que aparecen entre cada una de las estancias a través de las holguras en las puertas cerradas.

Los caudales que aparecen entre estancias se han representado en color verde ya que su sentido cumple con la cascada de presión de diseño (quirófano – zona de lavado – pasillo de limpio – hall de acceso).



*Figura 3.16. Caudales de impulsión, extracción y filtración cuando las puertas están cerradas.*

## 4. Modelado de apertura de puertas y análisis de resultados

A lo largo del presente capítulo se desarrolla todo lo necesario para realizar una simulación en régimen transitorio. En primer lugar, se explica cómo modelar la apertura de una puerta para posteriormente simular el comportamiento de las presiones y los caudales ante dicho fenómeno.

Seguidamente se detalla el proceso seguido para implementar sistemas de control. El primer sistema de control implementado actúa sobre los ventiladores de impulsión de forma que mantenga constante el caudal impulsado para cumplir con lo establecido en la UNE 100713. El segundo de ellos actúa sobre el ventilador de extracción del quirófano que sufre la apertura de la puerta, de forma que trata de mantener constante la diferencia de presiones entre el quirófano y el pasillo de limpio.

Finalmente, se ha optimizado el segundo sistema, proponiendo uno similar actúa sobre el régimen de giro del ventilador de extracción y que permite establecer el menor régimen de giro al que trabajará dicho ventilador.

### 4.1. Modelado de apertura de puertas en CONTAM

El programa CONTAM permite realizar simulaciones en régimen transitorio. Estas simulaciones se realizan empleando la opción “Schedule” y permiten modificar a lo largo del tiempo varios parámetros. El programa ofrece dos tipos diferentes de horario, de forma que cada uno de ellos actuará sobre una variable diferente.

- Occupancy schedules (horarios de ocupación). Estos horarios sirven para determinar la ocupación de un determinado espacio.
- Non-Occupancy Schedules. (Horarios de no ocupación). Estos horarios permiten definir el comportamiento de variables diferentes a la ocupación. En los horarios de no ocupación se definen factores que actúan sobre variables y que se pueden aplicar sobre diversos elementos: orificios de infiltraciones, conductos, unidades de tratamiento de aire o generación y desaparición de contaminantes. Un caso particular dentro de este grupo son los horarios que regulan las temperaturas de las zonas y los conductos (Temperature Schedule).

Dado que el objetivo de este trabajo es estudiar la evolución de las presiones dentro de la zona quirúrgica cuando tiene lugar la apertura de puertas, el horario que se va a emplear es el horario de no ocupación (Non-occupancy Schedule) aplicado a la apertura de puertas.

CONTAM ofrece la posibilidad de programar horarios semanales compuestos por 12 días (5 laborables, 2 fin de semana y 5 más para situaciones extraordinarias). Cada uno de estos 12 días tiene un horario de 24h que se puede modificar para seleccionar la hora exacta del día a la que se producen los cambios. Cabe destacar que los horarios no tienen por qué ser idénticos, pudiéndose llegar a programar un horario para cada uno de los 12 días disponibles.

Para establecer un horario se debe fijar un valor que varía entre cero y uno y que multiplicará a alguna variable que define al elemento que se quiere controlar. En este caso, dado que se quiere establecer un horario para la apertura de puertas, el parámetro que se establece afecta al flujo de aire que atravesará las puertas. La expresión (5) es la que regirá el comportamiento del flujo de aire a través de un orificio cuando este cuenta con un horario.

$$\dot{m} = S \cdot C_d \cdot A \sqrt{2 \cdot \rho \cdot dP} \quad (5)$$

Los parámetros que aparecen se definen a continuación:

$\dot{m}$  = flujo másico que atraviesa la abertura.

S = Valor que toma el coeficiente del horario (entre 0 y 1).

$C_d$  = Coeficiente de descarga. Está relacionado con los efectos dinámicos del flujo y su valor aproximado para orificios de aristas vivas es 0,6.

A = Área del orificio de salida. Dado que el valor de S varía entre 0 y 1, el área inicial que se introduce es el máximo área que puede tener la puerta para después reducirla con el factor S.

$\rho$  = Densidad del aire.

dP = Caída de presión a través de la abertura.

De la expresión (5) se obtiene que el flujo másico que atraviesa una abertura depende del producto del área de esta por el coeficiente del horario. Por ello se puede entender que el coeficiente horario puede actuar como modificador del área total de la abertura, de forma que, se podrá modificar el área en función del tiempo si se introduce el máximo área de apertura y se actúa sobre el modificador horario (S) dándole valores entre 0 y 1.

A continuación, se muestra el procedimiento seguido para configurar en CONTAM un proceso de apertura y cierre de la puerta corredera que comunica el Quirófano 1 con el pasillo de limpio.

En primer lugar, es necesario introducir en el sistema una abertura entre las estancias (Flow Path) para después definir los parámetros físicos del elemento, tales como la sección y el sentido de flujo que consideraremos positivo (*Figura 4.1*). Es importante destacar que el programa no permite modificar el diámetro hidráulico de los elementos, ya que lo calcula a partir del área transversal de la abertura.

#### 4. Modelado de apertura de puertas y análisis de resultados

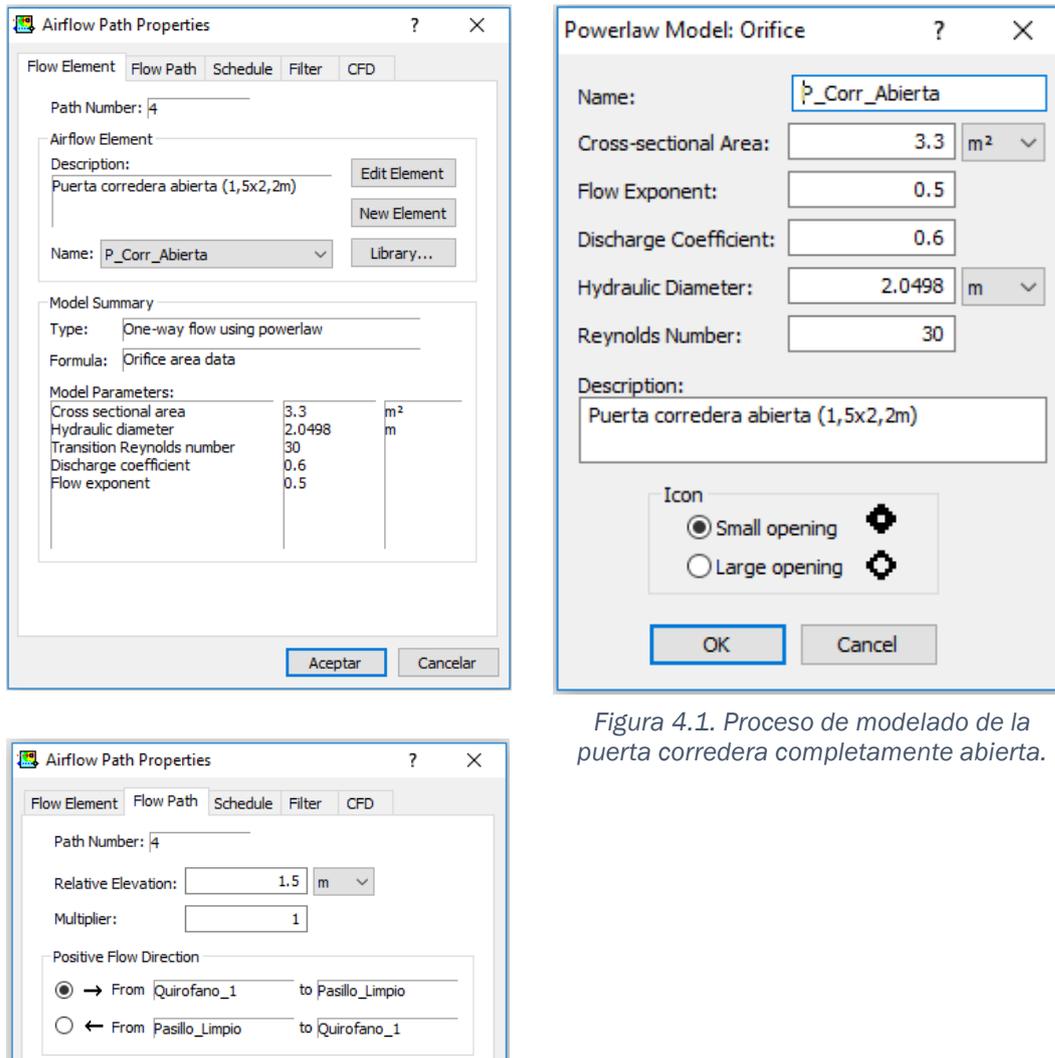


Figura 4.1. Proceso de modelado de la puerta corredera completamente abierta.

Seguidamente es necesario decidir qué forma tendrá el proceso de apertura de la puerta. En este caso se ha optado por una apertura de forma trapezoidal, que indica que transcurre un determinado tiempo desde que se inicia el proceso de apertura hasta que la puerta está completamente abierta (Figura 4.2), por lo que es necesario asociar cada uno de los valores del coeficiente horario con un determinado instante de tiempo. Se ha decidido iniciar la simulación y mantener la instalación sin cambios durante un minuto, para posteriormente simular la apertura de una puerta que dura 5 segundos, permanece abierta durante 15, y se cierra durante otros 5. Finalmente, se impone otro periodo de tiempo de un minuto para que las variables del sistema vuelvan al régimen estacionario.

En cuanto al coeficiente horario, su valor viene determinado por el cociente entre el área abierta en cada instante y el área total de la puerta. Dado que cuando la puerta está completamente cerrada sigue existiendo una holgura en la parte inferior, el horario no tomará valor cero cuando la puerta esté cerrada, sino que tomará un valor que viene determinado por el área total de la puerta y el área de la holgura residual. La holgura que existe cuando la puerta está cerrada toma un valor de 0,0015 m<sup>2</sup>, mientras que cuando la apertura de la puerta es total, el área es de 3,3 m<sup>2</sup>. Como la puerta se ha modelado como si estuviese completamente abierta, los coeficientes de apertura han de ser la unidad cuando la puerta se encuentre totalmente abierta y 0,00045 cuando la puerta está completamente cerrada para simular la holgura de 0,0015 m<sup>2</sup> que existe ( $3,3 \text{ m}^2 \times 0,00045 = 0,0015 \text{ m}^2$ ).

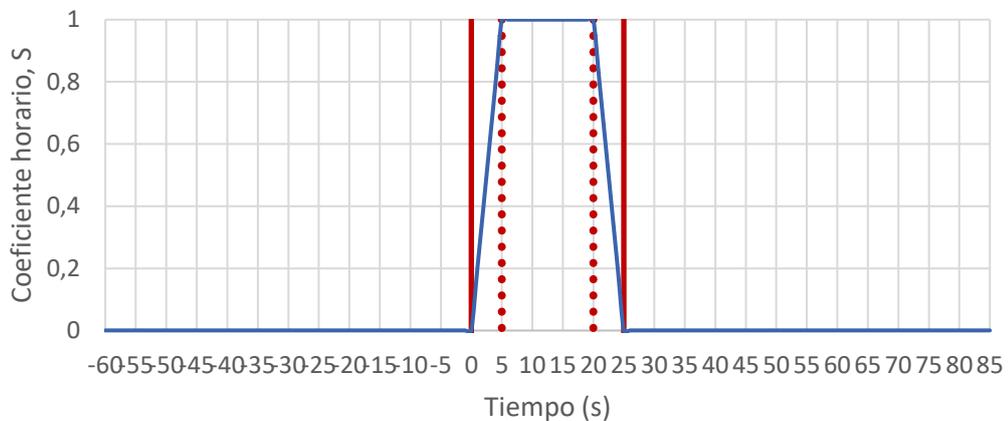


Figura 4.2. Evolución temporal del coeficiente horario de apertura de la puerta corredera.

Tal y como se muestra en la *Figura 4.2*, se han representado unas líneas que marcan la transición entre los tiempos de la simulación. En primer lugar, se observan las líneas continuas, que acotan la zona en la que se produce la apertura de la puerta. Por otro lado, se observa como las líneas discontinuas comprenden el intervalo de tiempo en el que la puerta está completamente abierta. Estas parejas de líneas acompañarán a todos los resultados obtenidos con objeto de situarlos más fácilmente en la escala temporal.

Una vez decidido cómo será el proceso de apertura, se selecciona la pestaña *Schedule* (*Figura 4.1*) en la que se va a crear un horario semanal a partir de horarios diarios (*Figura 4.3*).

Para definir el horario de un día (*Figura 4.4*), es necesario seleccionar en primer lugar la forma que tendrá el horario (rectangular o trapezoidal) para después introducir parejas de tiempo - coeficiente horario de apertura.

## 4. Modelado de apertura de puertas y análisis de resultados

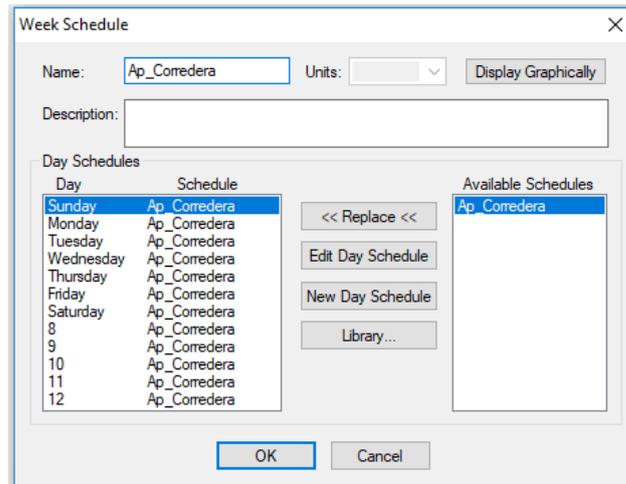


Figura 4.3. Confección de un horario semanal a partir de horarios diarios.

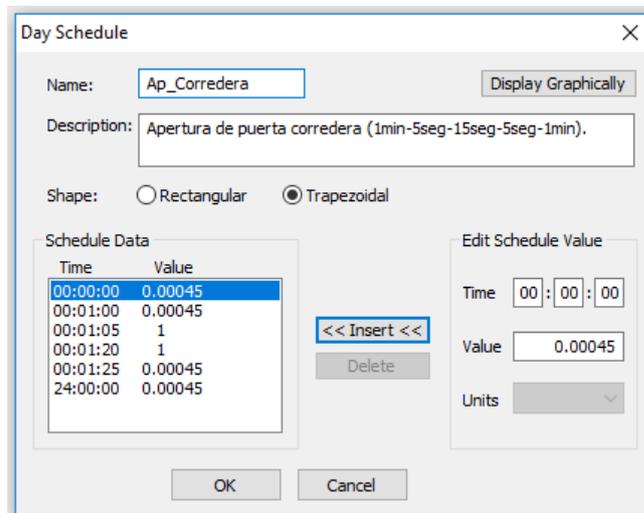


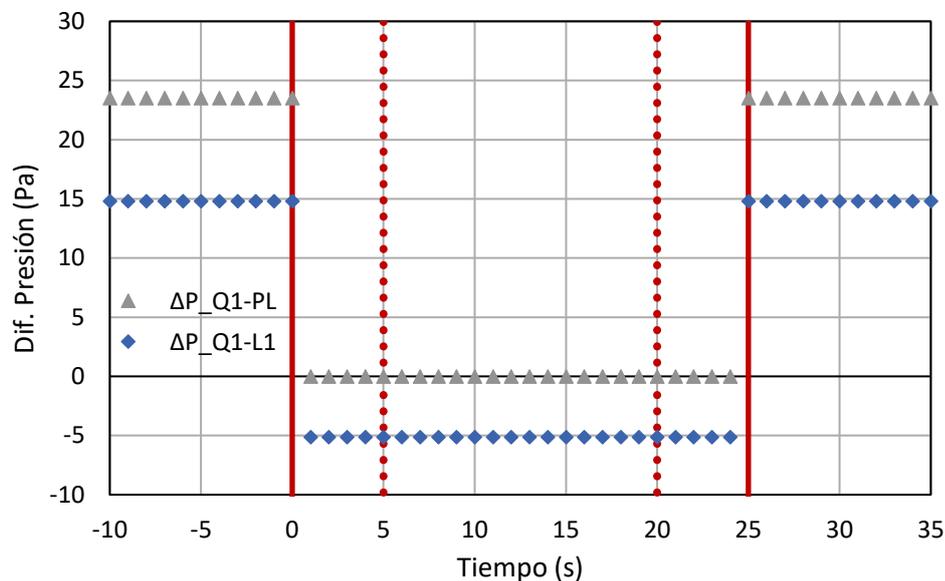
Figura 4.4. Creación de un horario de tipo trapezoidal y distribución de los coeficientes a lo largo del tiempo.

## 4.2. Comportamiento del sistema de ventilación sin elementos de control ante una apertura de puerta

A continuación, se van a analizar los resultados de una simulación en la que se ha implementado únicamente la apertura de la puerta corredera que conecta el Quirófano 1 con el Pasillo de Limpio. Cabe destacar que no existirá ningún sistema de control.

Se recuerda antes de comentar los resultados que los valores de diferencias de presión y caudales de filtraciones entre estancias son positivos siempre que ocurran desde una zona más limpia hacia una zona menos limpia, cumpliendo con lo establecido en la normativa.

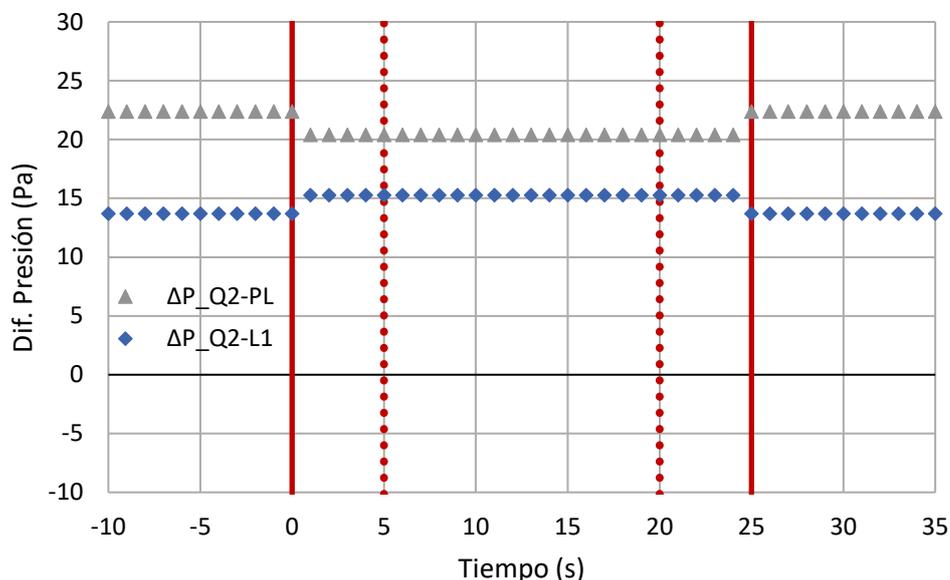
En la *Figura 4.5* se muestran las diferencias de presiones del Quirófano 1 con respecto a sus estancias adyacentes, que son la Zona de Lavado 1 ( $\Delta P_{Q1-L1}$ ) y el Pasillo de Limpio ( $\Delta P_{Q1-PL}$ ). Como era de esperar, el efecto inmediato de la apertura de la puerta se manifiesta en forma de la igualación de presiones entre el Quirófano 1 y el Pasillo de Limpio. Otro efecto claramente indeseado es la inversión de la diferencia de presiones con respecto a la zona de lavado. Esto implica que aparecerán flujos de aire desde una zona menos limpia, lo cual incumple con lo recogido en la normativa.



*Figura 4.5. Evolución temporal de las diferencias de presiones del Quirófano 1 con respecto de sus estancias adyacentes durante una simulación sin sistema de control.*

Una vez analizado el efecto de la apertura sobre el al que afecta (Quirófano 1) es necesario comprobar si dicha apertura provoca efectos en el resto de las estancias.

En la *Figura 4.6* se muestra la diferencia de presiones entre el Quirófano 2, que comparte Zona de Lavado con el Quirófano 1, y sus zonas adyacentes: Zona de Lavado 1 ( $\Delta P_{Q2-L1}$ ) y el Pasillo de Limpio ( $\Delta P_{Q2-PL}$ ).



*Figura 4.6. Evolución temporal de las diferencias de presiones del Quirófano 2 con respecto de sus estancias adyacentes durante una simulación sin sistema de control.*

De la *Figura 4.6* se puede obtener información acerca de cómo disminuye la diferencia de presión respecto al Pasillo de Limpio debido al aumento de presión de este último. Además, dado que la Zona de lavado del Quirófano 2 es común con el Quirófano 1, existe cierta afeción a la diferencia de presiones entre esas zonas.

En la *Figura 4.7* se muestra la diferencia de presiones entre el Quirófano 3, situado al otro lado del Pasillo de Limpio, y sus zonas adyacentes: Zona de Lavado 2 ( $\Delta P_{Q3-L2}$ ) y el Pasillo de Limpio ( $\Delta P_{Q3-PL}$ ). El efecto de la apertura sobre las diferencias de presiones que afectan al Quirófano 3 es mucho menor que en los casos anteriores. Se trata de un Quirófano situado al otro lado del Pasillo de Limpio, de forma que no comparten zona de Lavado. Por lo que la Zona de Lavado no se ve afectada. La diferencia de presiones con respecto al Pasillo de Limpio disminuye ligeramente durante la apertura de la puerta, no obstante, se trata de incrementos muy pequeños que no ponen en peligro la cascada de presiones.

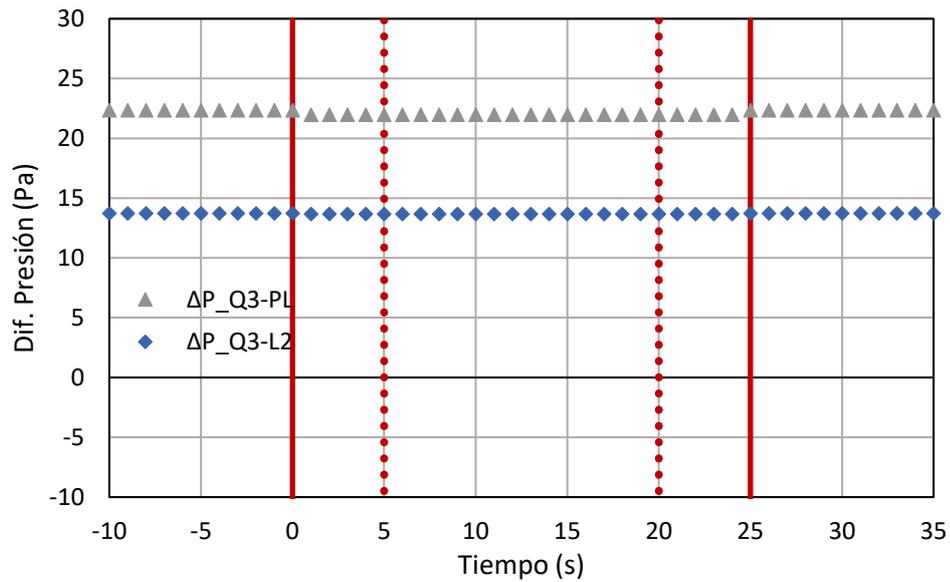


Figura 4.7. Evolución temporal de las diferencias de presiones del Quirófano 3 con respecto de sus estancias adyacentes durante una simulación sin sistema de control.

Como muestra el Figura 4.8 uno de los efectos que trae consigo el descenso de la presión en el Quirófano 1 es un ligero aumento de  $15 \text{ m}^3/\text{h}$  en el caudal impulsado al quirófano ( $QI_{Q1}$ ) y un descenso de  $25 \text{ m}^3/\text{h}$  en el caudal extraído ( $QE_{Q1}$ ). Este último factor además se ve acrecentado debido a una parte del caudal impulsado abandonará la estancia a través de la puerta abierta.

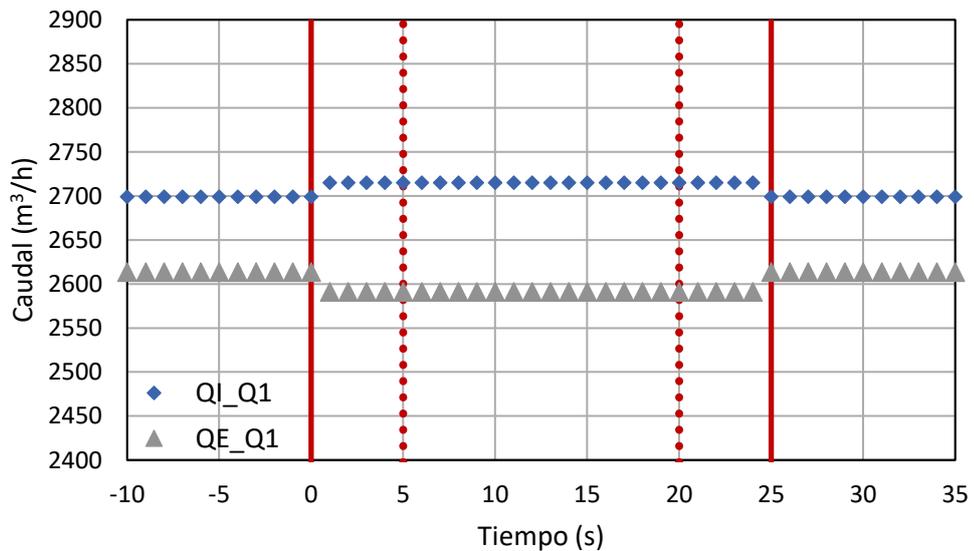
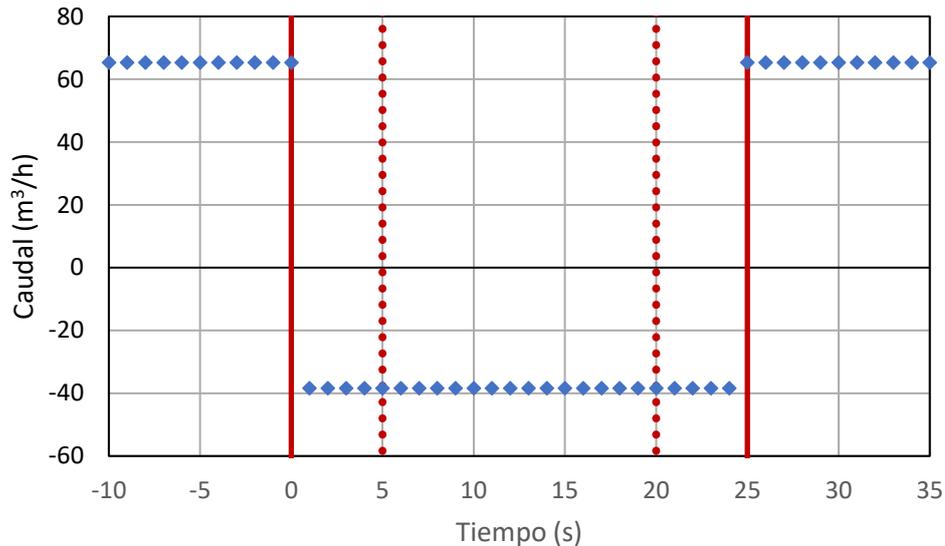


Figura 4.8. Evolución temporal de los caudales de impulsión y extracción del Quirófano 1 durante una simulación sin sistema de control.

En la *Figura 4.9*, se observa la magnitud del flujo de aire existente entre el Quirófano y la Zona de Lavado 1 a través de la puerta batiente de hoja simple. Cabe destacar que el sentido del flujo se invierte durante la apertura, lo cual es negativo para la asepsia de la zona quirúrgica.



*Figura 4.9. Evolución temporal del caudal de filtración del Quirófano 1 hacia la Zona de Lavado 1 durante una simulación sin sistema de control.*

Por último, se quiere analizar la influencia de la apertura de la puerta sobre el caudal extraído del pasillo de limpio. En la *Figura 4.10* se muestran los caudales de extracción del Quirófano 1 y del Pasillo de Limpio, así como el caudal que circula entre ellos a través de la puerta. Se observa que, en el instante de apertura de la puerta, el caudal de extracción sufre un ligero descenso. También se puede ver cómo aumenta en 142 m<sup>3</sup>/h el caudal que circula desde el quirófano hacia el pasillo debido a la apertura y cómo se ve afectada la extracción del pasillo, sufriendo también un incremento de 110 m<sup>3</sup>/h.

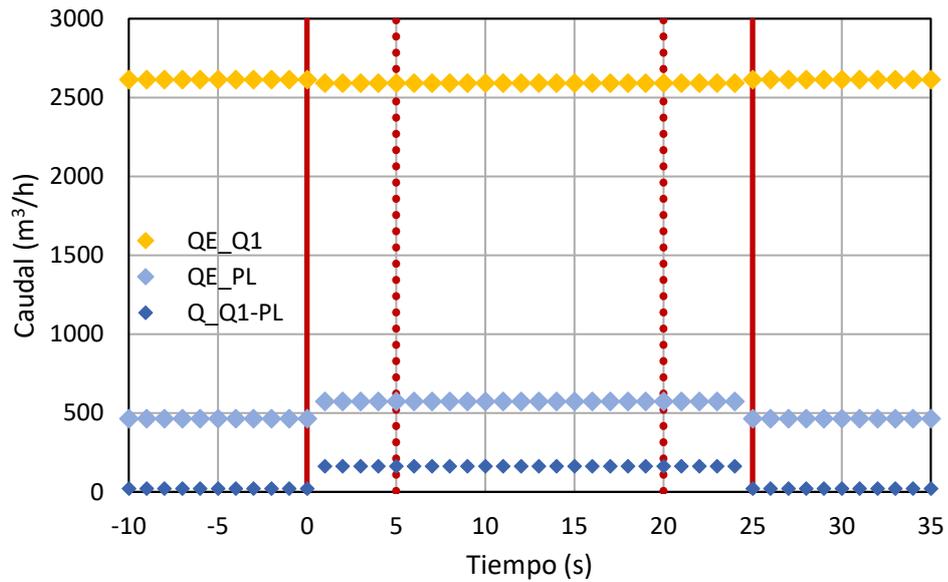


Figura 4.10. Evolución temporal de los caudales de extracción del Quirófano 1 (QE\_Q1) y del Pasillo de Limpio (QE\_PL), y del Caudal de filtración entre ambas zonas (Q\_Q1-PL) durante una simulación sin sistema de control.

Por tanto, se puede concluir que la apertura de la puerta corredera sin ningún tipo de control en los caudales afecta en gran medida al quirófano al que pertenece, pero también tiene efectos sobre el resto de los espacios. Estos efectos son mínimos en las zonas situadas al otro lado del pasillo, pero sí son notables en el quirófano con el que comparte zona de lavado.

En la Figura 4.11 se representan esquemáticamente todos los caudales existentes cuando la puerta del Quirófano 1 está abierta. Del mismo modo que en la Figura 3.16, los caudales que aparecen en color verde cumplen el sentido de la cascada de presión de diseño (quirófano – zona de lavado – pasillo de limpio – hall de acceso).

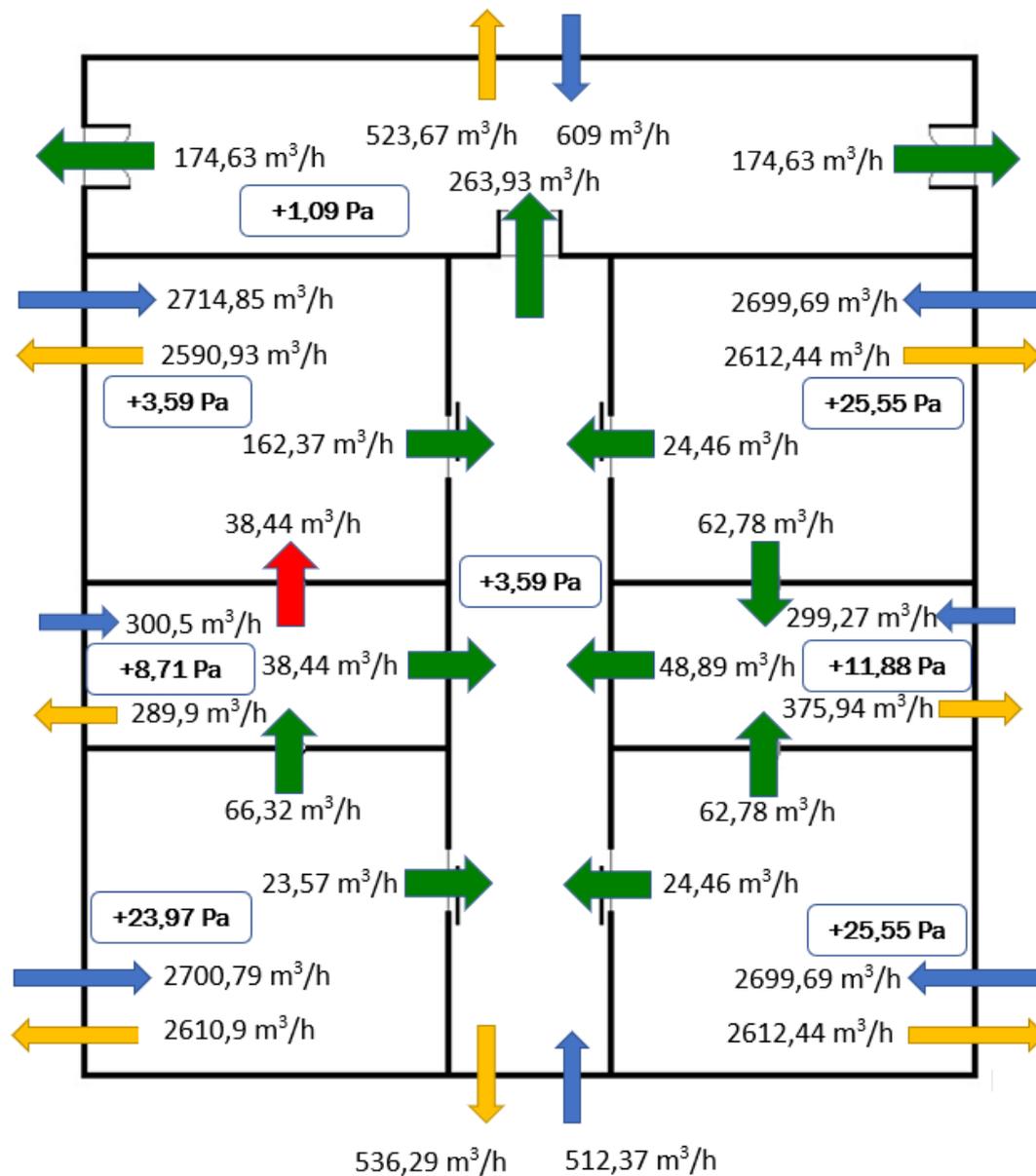


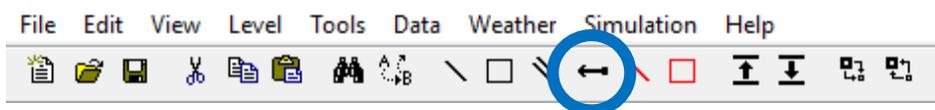
Figura 4.11. Caudales de impulsión, extracción y filtración con la puerta corredera del Quirófano 1 abierta.

La simulación completa contiene resultados acerca de los caudales de impulsión y extracción, así como de las filtraciones entre estancias y las presiones que se alcanzan en las mismas. Estos resultados se muestran en el Anejo 2.

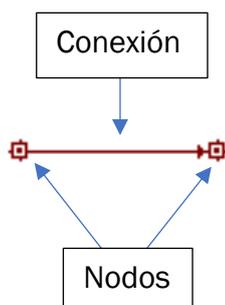
### 4.3. Modelado de los sistemas de control de los ventiladores

CONTAM ofrece la posibilidad de implementar sistemas de control que permiten modificar ciertas propiedades en función del tiempo. También se pueden emplear para extraer los datos de funcionamiento del modelo exportándolos a un documento con extensión .LOG.

El primer paso a la hora de insertar un sistema de control consiste en dibujar los elementos que lo compondrán. (*Figura 4.12*)



*Figura 4.12. Herramienta de dibujo de controles.*



*Figura 4.13. Nodos y conexiones del sistema de control.*

Con esta herramienta se pueden dibujar nodos y elementos de conexión (*Figura 4.13*). Los elementos de conexión simplemente transmiten la información entre nodos, mientras que en los nodos se pueden implementar distintos tipos de elementos de control (*Figura 4.14*).

## 4. Modelado de apertura de puertas y análisis de resultados

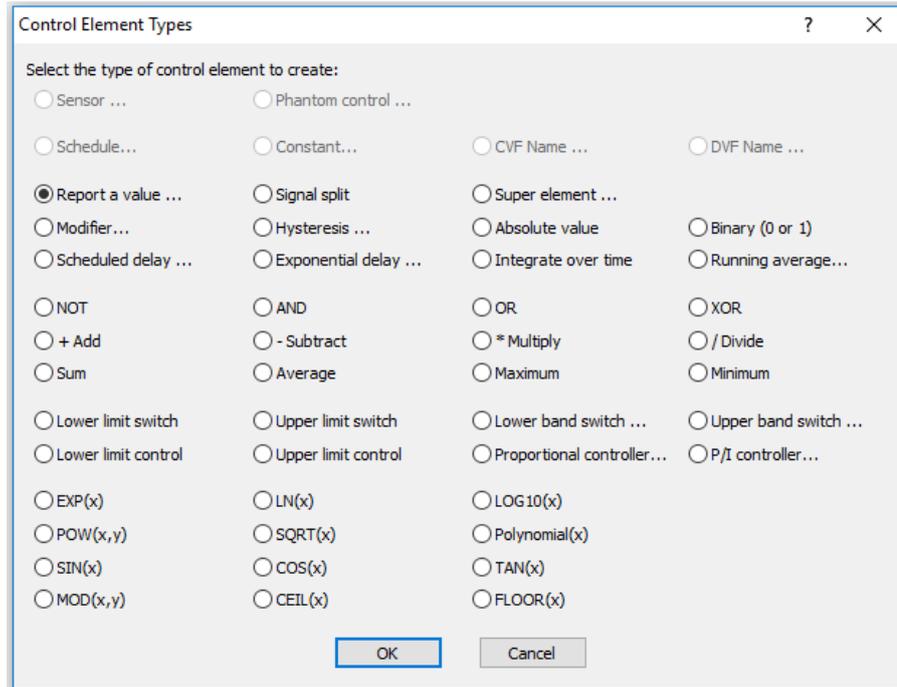


Figura 4.14. Tipos de elementos de control que ofrece CONTAM.

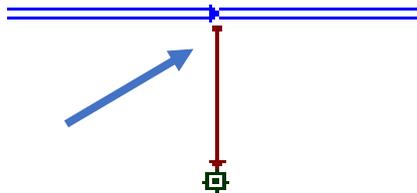
Las tres grandes familias de elementos de control que se pueden implementar en los nodos son:

- Sensores. Son elementos que se emplean para obtener valores de una propiedad que se calcula a lo largo de la simulación. En este modelo se propone el uso de sensores para medir caudales y diferencias de presiones.
- Controladores y operadores. Se trata de elementos que cambian o modifican sus señales de entradas. Hay varios tipos de elementos de control (Figura 4.14); algunos se emplean para exportar los datos de su señal de entrada, otros son operadores matemáticos y/o lógicos, y por último existen los clásicos controladores proporcionales y proporcionales-integrales.
- Actuadores. Son elementos que se emplean para actuar sobre algún elemento que puede ser gobernado por horarios o controles. En este trabajo, se emplearán los actuadores para regular el régimen de giro de los ventiladores y así poder conseguir las condiciones deseadas.

A continuación, se mostrará cómo se realiza el modelado en CONTAM de cada uno de ellos.

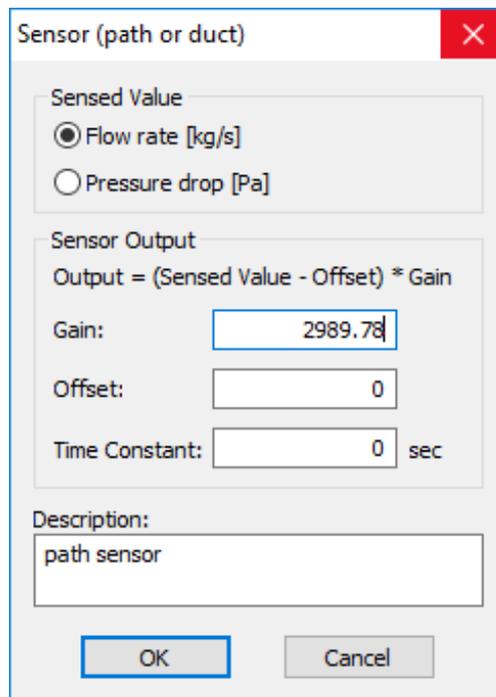
### 4.3.1. Modelado de sensores

El modelado de los sensores comienza empleando la herramienta de dibujo de controles y seleccionando como origen un tramo de conducto o una abertura entre estancias. Al realizar esta operación se observa como el nodo inicial se modifica, tomando la forma representada en la *Figura 4.15*.



*Figura 4.15. Aspecto de un caudalímetro en CONTAM.*

El color rojizo que adopta el conector se debe a que el nodo superior (el que se va a modelar como un sensor, y que también adopta color rojo) aún no se ha definido. Para ello se hace doble clic sobre el nodo superior y se accede a la interfaz mostrada en la *Figura 4.16*, donde es necesario seleccionar qué variable debe medir el sensor (flujo másico o pérdida de carga). En esta misma ventana se puede modificar el valor que ofrecerá el sensor, de forma que, cuando se quieran medir caudales, se aprovechará para transformar el flujo másico medido por el sensor en caudal (Introduciendo en el parámetro “Gain” el factor de conversión entre ambas magnitudes).

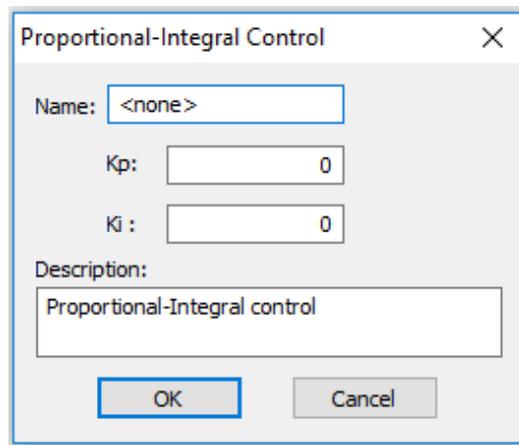


*Figura 4.16. Modelado de un sensor.*

### 4.3.2. Modelado del controlador Proporcional – Integral

Para modelar un controlador es necesario hacer doble clic sobre un nodo sin definir para acceder a la ventana mostrada en la *Figura 4.14*. Una vez ahí, se selecciona de la lista el elemento de control que se desea implementar.

En este trabajo, se ha seleccionado el controlador Proporcional – Integral o P-I. Se trata de un controlador que ofrece una salida que varía entre 0 y 1. El valor de entrada que requiere es una señal de error que vendrá dada por la diferencia entre la propiedad medida y el valor que se quiere obtener para dicha propiedad. Como se observa en la *Figura 4.17*, es necesario introducir los parámetros  $K_p$  y  $K_i$ .



*Figura 4.17. Modelado de un controlador Proporcional-Integral.*

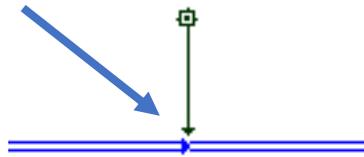
El comportamiento de este controlador se rige por la siguiente expresión:

$$output = oputput^* + K_p \cdot (input - input^*) + K_i \cdot (input + input^*)$$

En esta expresión, los valores  $input^*$  y  $output^*$  son los valores obtenidos en el instante de tiempo anterior. Los parámetros  $K_p$  y  $K_i$  son factores que se han de establecer para cada problema y que determinan la respuesta del sistema ante las diferentes entradas. De un buen ajuste de dichos parámetros depende que el sistema responda correctamente. Es por ello por lo que existen multitud de métodos de sintonización de dichas variables.

### 4.3.3. Modelado de actuadores

El actuador es el elemento final del sistema de control. Su función es transmitir la salida del sistema al elemento que se desea gobernar. Para modelarlo en CONTAM es necesario emplear la herramienta de dibujo de controles y dibujar uno de forma que su nodo final coincida con el elemento a gobernar. De esta forma, el nodo final se transforma en una flecha que apunta hacia el elemento que se desea controlar (*Figura 4.18*).



*Figura 4.18. Modelado de un actuador.*

### 4.3.4. Efecto de los actuadores sobre los ventiladores

El sistema de control que se va a emplear en el presente trabajo va a estar orientado a la regulación de la velocidad de giro de los ventiladores. CONTAM permite modificar este parámetro a través un actuador que gobierne a un ventilador mediante la imposición de un valor numérico que será interpretado como un cociente entre la velocidad a la que debe trabajar el ventilador y la velocidad máxima. De esta forma, si el actuador introduce un valor de 0,8, se está indicando que el ventilador debe trabajar al 80% de su régimen máximo.

Como los ventiladores se han modelado a partir de la curva de funcionamiento a régimen nominal, al introducir este régimen de giro mediante los controladores, CONTAM realiza automáticamente la traslación de la curva de funcionamiento. Para ello emplea el análisis dimensional que permite conocer el funcionamiento de una máquina en unas condiciones de trabajo a partir del comportamiento de esa máquina en otras condiciones semejantes. La variación del régimen de giro del ventilador tiene su influencia sobre el caudal movido por la máquina y sobre el incremento de presión generado. Esto se traduce también en una afección sobre la potencia consumida. La relación entre estas variables se muestra en la expresión (6).

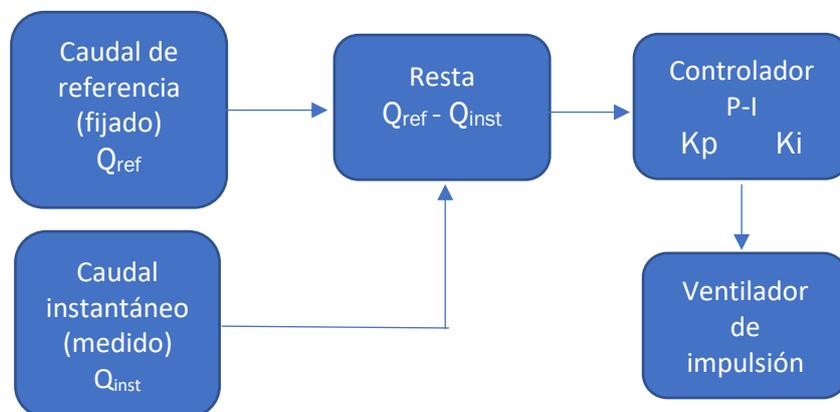
$$\frac{Q_1}{Q_2} = \frac{\omega_1}{\omega_2} \quad \frac{\Delta P_1}{\Delta P_2} = \left(\frac{\omega_1}{\omega_2}\right)^2 \quad \frac{W_1}{W_2} = \left(\frac{\omega_1}{\omega_2}\right)^3 \quad (6)$$

### 4.3.5. Esquema de los sistemas de control implantados

A lo largo de este trabajo se han implantado tres sistemas de control. Uno de ellos se ha empleado para mantener constante el caudal impulsado a las estancias. Otro tiene por objetivo mantener constante la diferencia de presiones entre el quirófano 1 y el pasillo de limpio. Finalmente, el tercero se ha modelado a partir del sistema de control que mantiene constante la diferencia de presiones, pero se han introducido algunas variantes con objeto de obtener un sistema optimizado que evite que los ventiladores trabajen en condiciones desfavorables.

El primer sistema de control que se implantará tiene por objetivo mantener los caudales de impulsión constantes. Para conseguirlo, se implementarán caudalímetros que monitoricen los caudales impulsados por las climatizadoras de quirófanos y por la de pasillos. Esa señal del caudal instantáneo será comparada con el caudal de impulsión en condiciones de diseño (valor de referencia) para conocer la desviación existente en cada momento. Seguidamente, se recurre al controlador Proporcional-Integral. Se aplicará la salida numérica de este controlador sobre los ventiladores de impulsión de cada climatizadora, de forma que, como se ha comentado anteriormente, CONTAM interprete este valor numérico como el cociente entre la velocidad de giro a la que debe trabajar el ventilador y la velocidad máxima a la que puede operar, que viene definida por la curva de funcionamiento introducida.

El esquema del sistema de control de caudal de impulsión se ha representado en la *Figura 4.19*. Como se observa, la entrada del controlador tiene la diferencia entre el caudal deseado y el caudal que ofrece la simulación en cada momento, por lo que el objetivo del controlador P-I es tratar de que dicha diferencia sea nula.



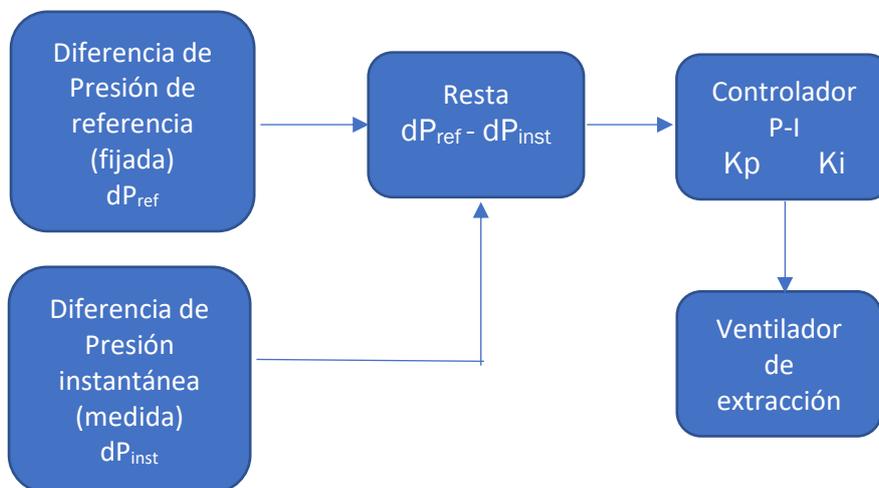
*Figura 4.19. Representación esquemática del sistema de control de caudal de impulsión.*

El segundo sistema de control implementado tratará de mantener constante la diferencia de presiones entre el quirófano y el pasillo de limpio. Esta diferencia de presiones puede alterarse no solamente con la apertura de puertas, sino con otros eventos como puede ser la colmatación de filtros o algún requisito específico de una intervención quirúrgica.

El origen de este sistema es un manómetro de presión diferencial que mide la diferencia de presión entre el Quirófano 1 y el Pasillo de Limpio. Al igual que en el caso anterior, esta diferencia de presiones se compara con la diferencia de presiones de diseño (fijada en 22 Pa) para conocer la desviación existente. Esa desviación se introducirá posteriormente en un controlador Proporcional-Integral que actuará sobre el ventilador de extracción de la climatizadora de quirófano para hacer que la desviación sea nula, manteniendo la diferencia de presiones de referencia (22 Pa).

En este caso, se ha elegido que el sistema de control solamente actúe sobre el quirófano que sufre la apertura de la puerta, no como el control del caudal de impulsión, que actúa sobre todas las climatizadoras.

Del mismo modo que para el modelo de control sobre la impulsión, el elemento central de este sistema será el Controlador Proporcional Integral, siendo el esquema básico de la instalación el mostrado en la *Figura 4.20*.



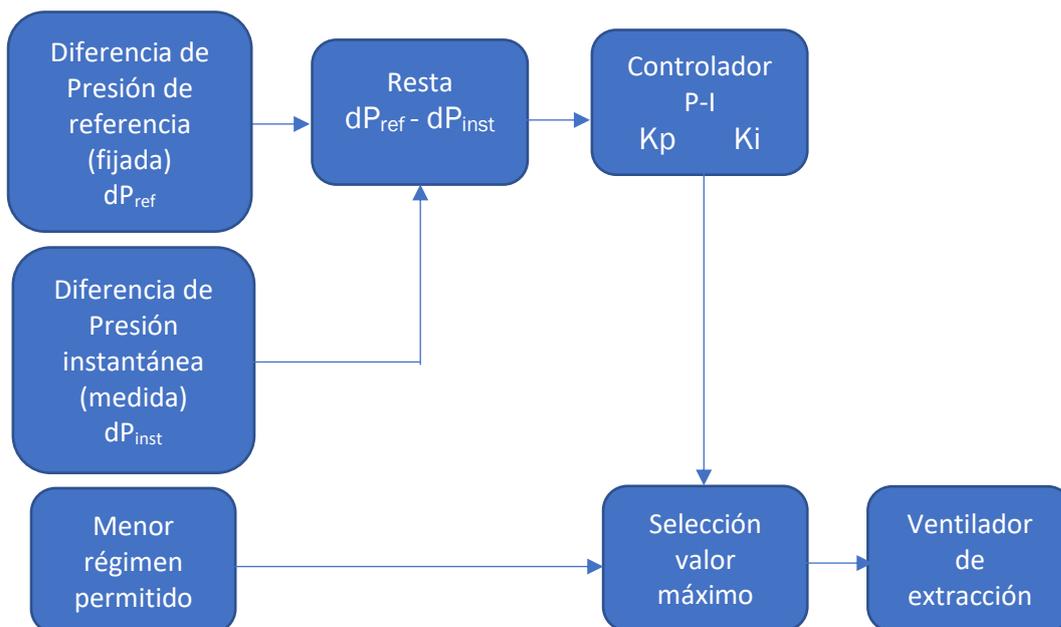
*Figura 4.20. Representación esquemática del sistema de control de la diferencia de presión entre el quirófano y el pasillo*

Partiendo de la estructura recogida en la *Figura 4.20*, se ha optimizado el sistema de control con objeto de evitar que los sistemas de ventilación no sufran funcionamientos intermitentes. Se propone ahora un sistema en el que se introduce una variable que regula el valor mínimo del régimen de giro del ventilador de extracción. De esta forma, al simular la apertura de la puerta y perderse la diferencia de presiones establecida, el sistema tenderá a reducir drásticamente el régimen de giro del ventilador de extracción, pero con este nuevo parámetro se puede establecer un valor a partir del cual dicho régimen no siga disminuyendo.

Se ha propuesto que el régimen de giro del ventilador de extracción no caiga por debajo del 30%. Con ello se garantiza que el régimen de funcionamiento del ventilador es mayor que el mínimo establecido en su diseño (*Tabla 3.5*), y también que el funcionamiento del ventilador sea continuo.

La red de control cuenta con un elemento que compara la salida del controlador Proporcional Integral con el régimen mínimo que se ha establecido, de forma que la salida siempre será la mayor de las dos señales de entrada. Con esto se consigue que el sistema se rija por la salida del Controlador Proporcional Integral hasta que el régimen de giro que proponga éste sea menor que el valor mínimo que se ha establecido. Será entonces cuando el sistema de control imponga que la salida sea el valor mínimo establecido para el régimen del ventilador.

El esquema del sistema de control optimizado se muestra en la *Figura 4.21*.



*Figura 4.21. Representación esquemática del sistema de control optimizado que mantiene constante la diferencia de presión entre el quirófano y el pasillo*

#### 4.3.6. Sintonización de controlador Proporcional-Integral

Una vez definidos los sistemas de control que se van a implementar, es necesario sintonizar los controladores para que su respuesta sea la adecuada. Se entiende por sintonización la búsqueda de los valores de  $K_p$  y  $K_i$  que mejor se adapten a la respuesta deseada. En este caso se ha optado por un método heurístico. Para describir el método se va a mostrar el procedimiento seguido para determinar las constantes del sistema de control de los caudales de impulsión.

El proceso comienza imponiendo que la constante integral  $K_i$  sea nula y buscando valores de la constante de proporcionalidad  $K_p$  que hagan oscilar la salida en torno al caudal de diseño. Se considerará que una constante de proporcionalidad es aceptable siempre que la respuesta del sistema oscile en torno al valor de caudal deseado ( $2700 \text{ m}^3/\text{h}$  para los ventiladores de los quirófanos y  $1710 \text{ m}^3/\text{h}$  para los del resto del bloque quirúrgico).

A continuación, se muestra el análisis realizado para determinar  $K_p$  del controlador P-I para mantener constante el caudal de impulsión de los quirófanos. Como se representa en la *Figura 4.22*, el valor de  $K_p$  que hace oscilar el caudal en torno al deseado es de  $0,0001$ . Se observa además como los valores inferiores y superiores de esas constantes oscilan fuera del caudal deseado ( $Q_{\text{imp}}=2700 \text{ m}^3/\text{h}$ ).

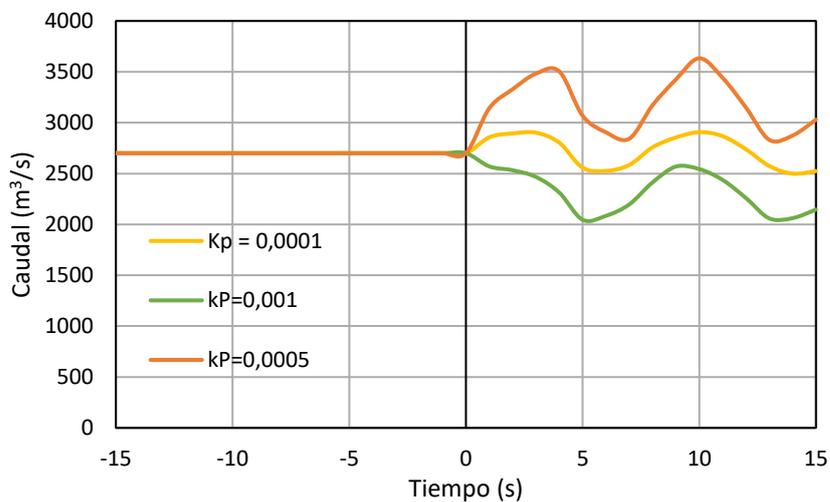
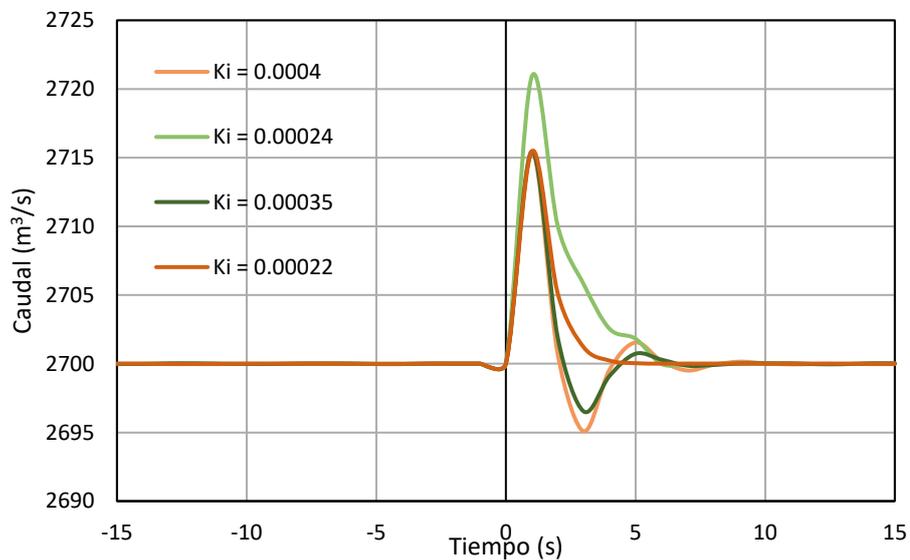


Figura 4.22. Determinación de la constante proporcional  $K_p$  para el control del caudal de impulsión.

#### 4. Modelado de apertura de puertas y análisis de resultados

Una vez encontrado un valor de la constante proporcional adecuado, se fijará dicho valor y se comenzará a buscar el valor de la constante integral. Con ella se pretende que la oscilación se atenúe y tienda al valor de caudal deseado, por lo que se considerará que esa constante es válida cuando la respuesta del sistema se estabilice en torno al caudal prefijado en un tiempo inferior a 5 segundos.

En la *Figura 4.23* se muestra el procedimiento seguido para determinar la constante integral. En él aparece la respuesta del sistema ante varios valores de  $K_i$  y se observa que el más adecuado es el valor de 0,00022 ya que es el que estabiliza el sistema en el menor tiempo posible.



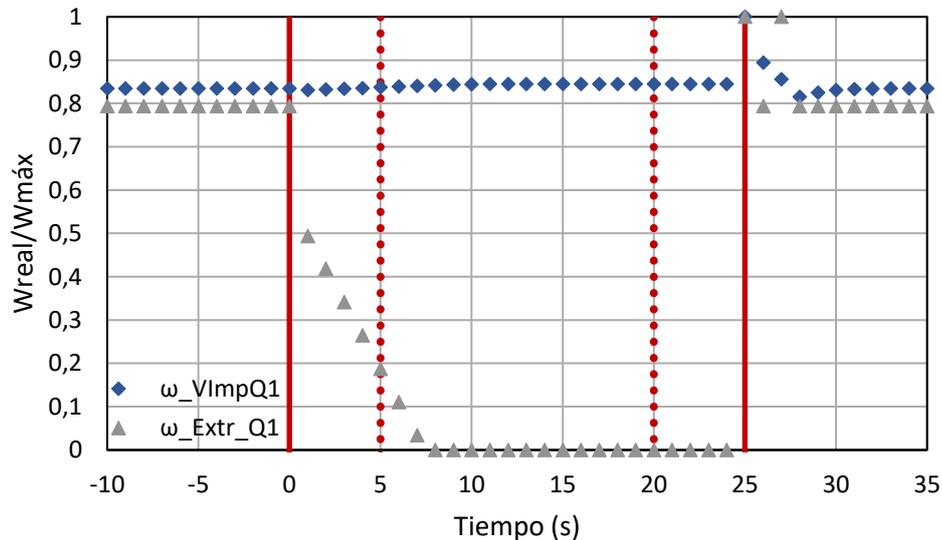
*Figura 4.23. Determinación de la constante integral  $K_i$  para el control del caudal de impulsión.*

Se ha realizado el mismo procedimiento para el controlador P-I del sistema de control de la diferencia de presiones. Los valores que se han obtenido en este caso son  $K_p = 0.0198$  y  $K_i = 0.0035$ .

#### 4.4. Comportamiento del sistema de ventilación con elementos de control ante una apertura de puerta

A lo largo de este epígrafe se comentarán los resultados obtenidos al implantar los sistemas de control que mantienen constantes los caudales impulsados y la diferencia de presión entre el quirófano 1 y el pasillo de limpio.

Como principal efecto de la apertura de la puerta, la diferencia de presiones entre el Quirófano 1 y el Pasillo de Limpio se hace nula. Se observa en la *Figura 4.24* que el sistema de control reduce progresivamente el régimen de giro del ventilador de extracción, tratando de mantener la diferencia de presión indicada, pero al ser inviable, el ventilador de extracción termina por apagarse al cabo de unos pocos segundos.



*Figura 4.24. Evolución temporal del régimen de giro de los ventiladores de Impulsión ( $\omega_{VImp\_Q1}$ ) y Extracción ( $\omega_{Extr\_Q1}$ ) del Quirófano 1 con un sistema de control de caudales de impulsión y extracción.*

El apagado del ventilador provoca una caída en el caudal de extracción de dicho quirófano, de forma que el aire que deja de extraerse atraviesa la puerta abierta hacia el Pasillo de Limpio y se extrae a través de la climatizadora del bloque quirúrgico (*Figura 4.25*).

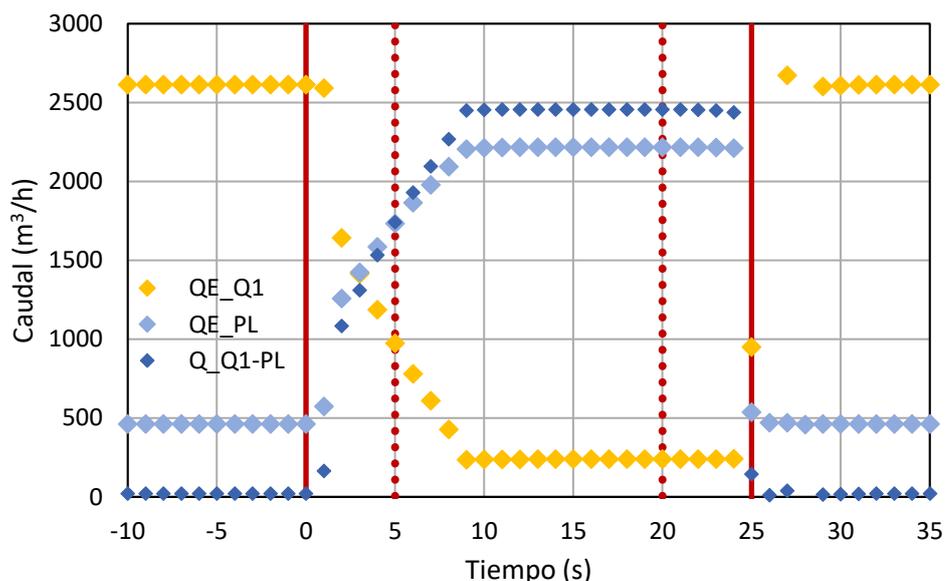


Figura 4.25. Evolución temporal de los caudales de extracción del Quirófano 1 (QE\_Q1) y del Pasillo de Limpio (QE\_PL), y del Caudal de filtración entre ambas zonas (Q\_Q1-PL) cuando existe un sistema de control de caudales de impulsión y extracción.

Comparando la *Figura 4.25* con la *Figura 4.10* obtenida en la simulación sin controles se puede observar la gran variación que existe en los tres caudales. Esto parece obvio ya que, al apagar por completo el ventilador de extracción de la climatizadora de quirófano, el caudal que debe salir hacia el exterior es mucho mayor, causando también un aumento del caudal de extracción en el pasillo de limpio.

El descenso del régimen de giro del ventilador de extracción recogido en la *Figura 4.24* lleva aparejado un aumento de la presión tanto del Quirófano 1 y el Pasillo de limpio al estar la puerta abierta. Como el resto de las estancias están comunicadas directamente con el Pasillo de Limpio, sus presiones se elevan, pero al ser este incremento de presión más acusado en el Pasillo de Limpio que en resto de estancias, la cascada de presiones necesaria para el correcto funcionamiento el bloque quirúrgico disminuye

En la *Figura 4.26* se observan las diferencias de presiones que tendrá el Quirófano 1 con sus zonas adyacentes. Por un lado, se observa como la diferencia de presiones con el Pasillo de Limpio ( $\Delta P_{Q1-PL}$ ) se hace nula en el momento en que comienza la apertura de la puerta. Otro hecho importante que se puede observar es que la diferencia de presiones con la Zona de Lavado 1 ( $\Delta P_{Q1-L1}$ ) presenta un espacio de tiempo en el que se invierte, existiendo una corriente entrante de aire. Además, una vez que se recupera el sentido de la cascada de presiones, se observa como esta tiene un valor muy débil.

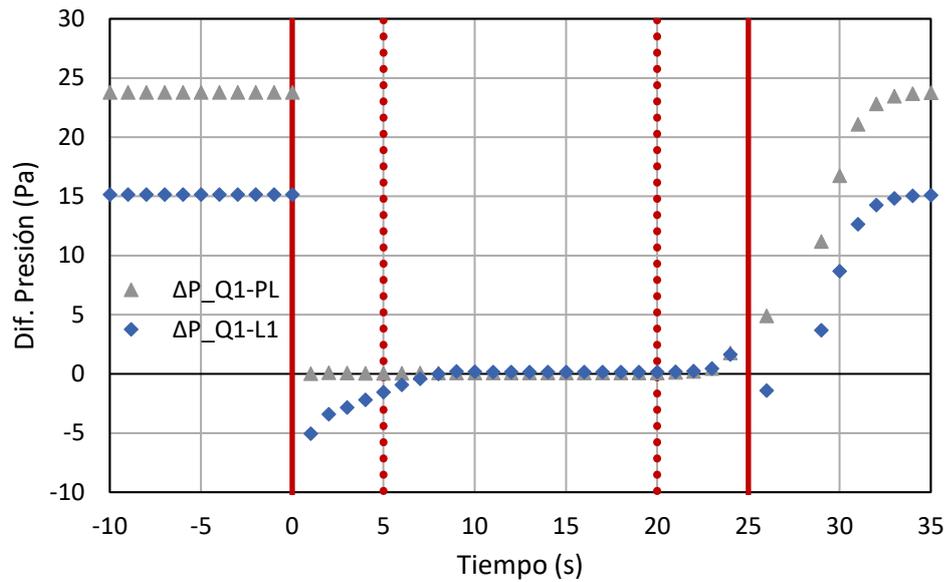


Figura 4.26. Evolución temporal de las diferencias de presiones del Quirófano 1 con respecto de sus estancias adyacentes cuando existe un sistema de control de caudales de impulsión y extracción.

El aumento de la presión del pasillo de limpio también afecta al resto de quirófanos existentes. Los quirófanos 2 (Figura 4.27) y 3 (Figura 4.28) ven muy debilitadas sus diferencias de presiones con respecto a sus zonas adyacentes. Se pasa de trabajar con una diferencia de presiones de 22 Pa, a trabajar con una diferencia de presiones que puede incluso llegar a ser menor que 5 Pa en el caso más crítico.

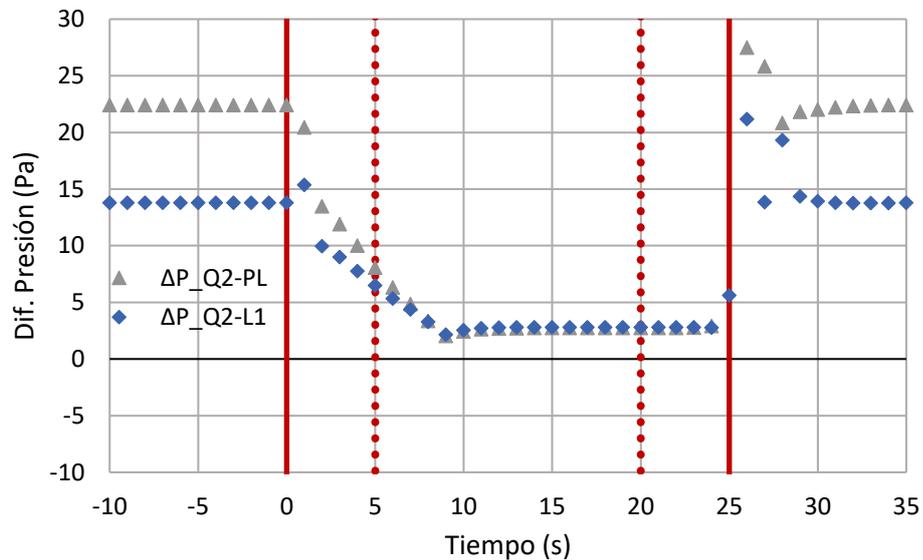


Figura 4.27. Evolución temporal de las diferencias de presiones del Quirófano 2 con respecto de sus estancias adyacentes cuando existe un sistema de control de caudales de impulsión y extracción.

#### 4. Modelado de apertura de puertas y análisis de resultados

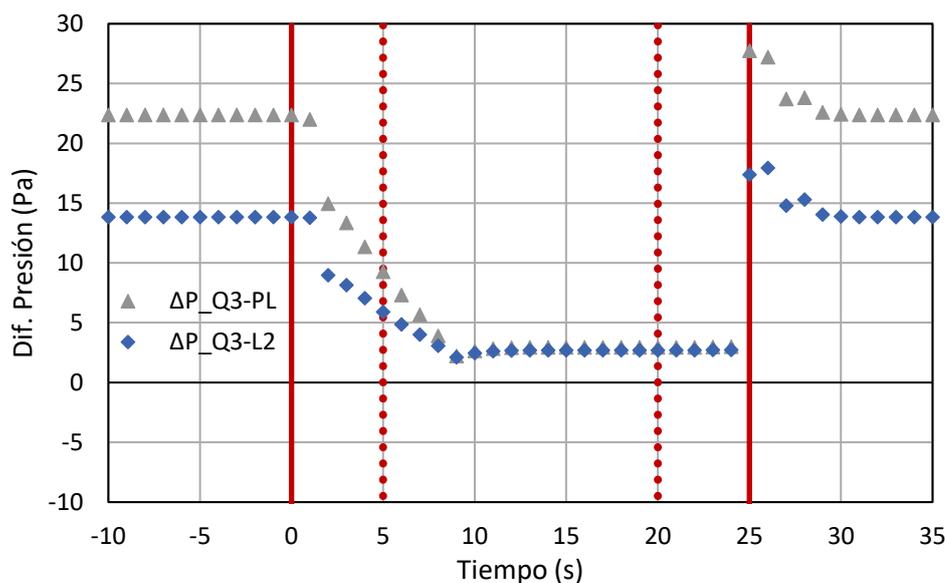


Figura 4.28. Evolución temporal de las diferencias de presiones del Quirófano 3 con respecto de sus estancias adyacentes cuando existe un sistema de control de caudales de impulsión y extracción.

En cuanto a las Zonas de Lavado, se observa que existe la posibilidad de que la diferencia de presiones con respecto al Pasillo de Limpio se vuelva casi nula, llegándose a invertir en algunos periodos de tiempo, especialmente en la Zona de Lavado 1 ( $dP_{L1-PL}$ ), donde gran parte del tiempo la cascada de presiones se invierte (Figura 4.29).

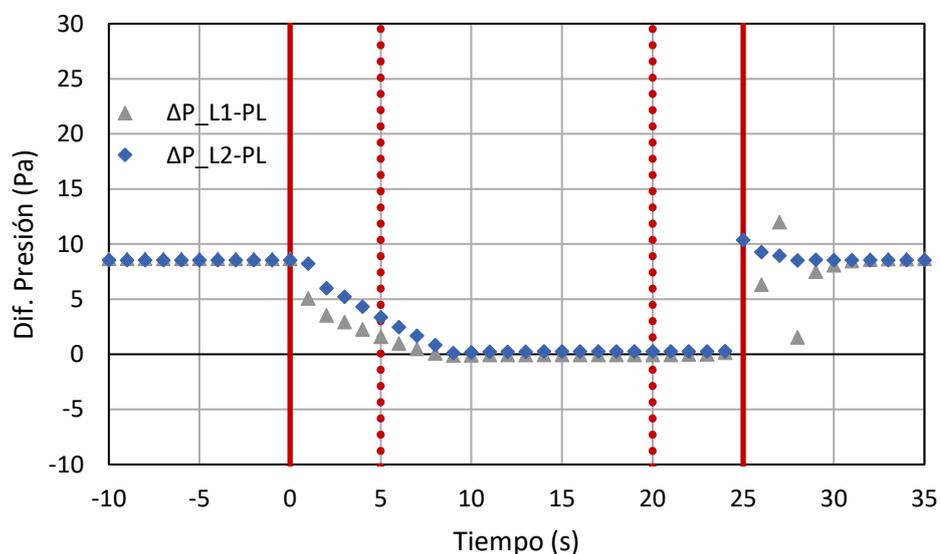


Figura 4.29. Evolución temporal de las diferencias de presiones de las Zonas de Lavado con respecto al Pasillo de Limpio cuando existe un sistema de control de caudales de impulsión y extracción.

A la vista de estos resultados, se puede concluir que el sistema de control sobre la extracción ocasiona que las diferencias de presión entre las estancias se vean muy debilitadas, llegando incluso a existir ciertas zonas donde éstas se inviertan. Esto se traduce en la existencia de vías de aire desde zonas menos limpias hacia zonas más limpias, rompiendo con los requisitos establecidos durante el proceso de diseño.

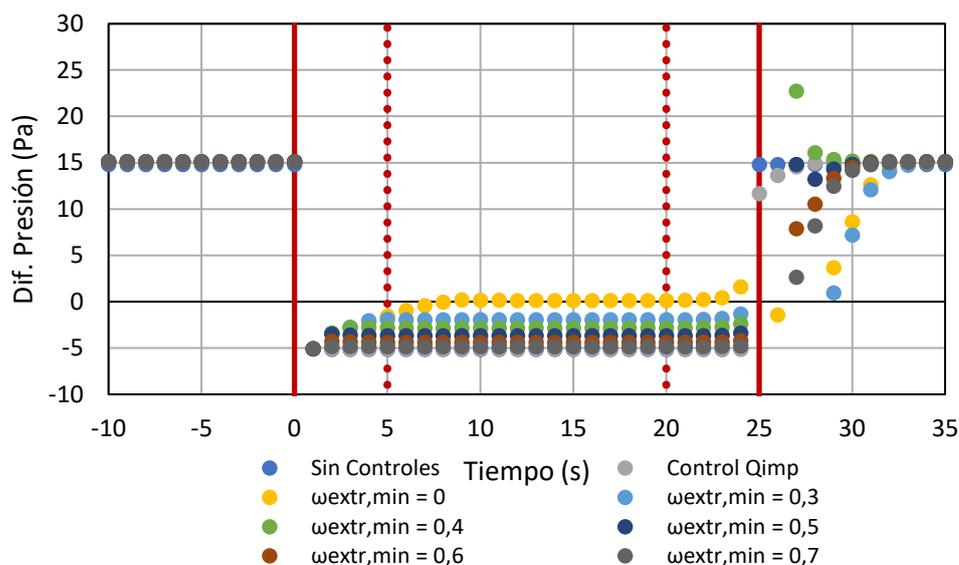
Además, como se observa en la *Figura 4.24*, el ventilador de extracción del Quirófano 1 sufre un funcionamiento intermitente, ya que cada vez que existe una apertura de la puerta, el ventilador se apaga. Esto no es deseable desde el punto de vista funcional, pues conviene que su funcionamiento sea continuo a pesar de sufrir variaciones en el régimen de giro. Además, como se ha descrito anteriormente, el fabricante de los ventiladores seleccionados establece un régimen mínimo al que deben funcionar.

Como en los casos anteriores, los resultados completos de esta simulación se recogen en el Anejo 3.

### 4.5. Propuesta de un sistema de control optimizado

A continuación, se procede a optimizar el sistema de control anterior. Para ello se realizará un estudio comparativo entre las simulaciones con distinto valor para el menor régimen de giro y las simulaciones que no contemplan ningún tipo de controlador. L

El principal efecto sobre el Quirófano 1 de este nuevo sistema de control se encuentra vinculado con la diferencia de presión sobre la Zona de Lavado 1. Como se observa en la *Figura 4.30*, esta diferencia de presiones es siempre negativa a excepción de para el caso más extremo donde se apaga por completo el ventilador de extracción del quirófano. Esto lleva a pensar que el único modo de eliminar esa vía de aire entrante es empleando medios nocivos para la instalación como apagar el ventilador de extracción. Además, se observa que, a medida que la velocidad mínima del ventilador va aumentando, la diferencia de presión que provoca esa corriente de aire se hace mayor.



*Figura 4.30. Evolución temporal de la diferencia de presión del Quirófano 1 con respecto a la Zona de Lavado 1 para distintas velocidades de giro mínimas del ventilador de extracción del Quirófano 1.*

El hecho de aumentar la velocidad mínima de giro del ventilador de extracción contribuye a que la presión alcanzada en la zona Quirófano 1 – Pasillo de Limpio no sea tan elevada. Esto afecta al resto de diferencias de presiones presentes en la instalación, ya que, los aumentos en la presión del Pasillo de Limpio contribuyen a que esas diferencias de presiones se atenúen. De esta forma, a medida que se aumenta la velocidad mínima de giro del ventilador de extracción, las diferencias de presiones se acercan más a las condiciones de diseño (Figura 4.31 y Figura 4.32)

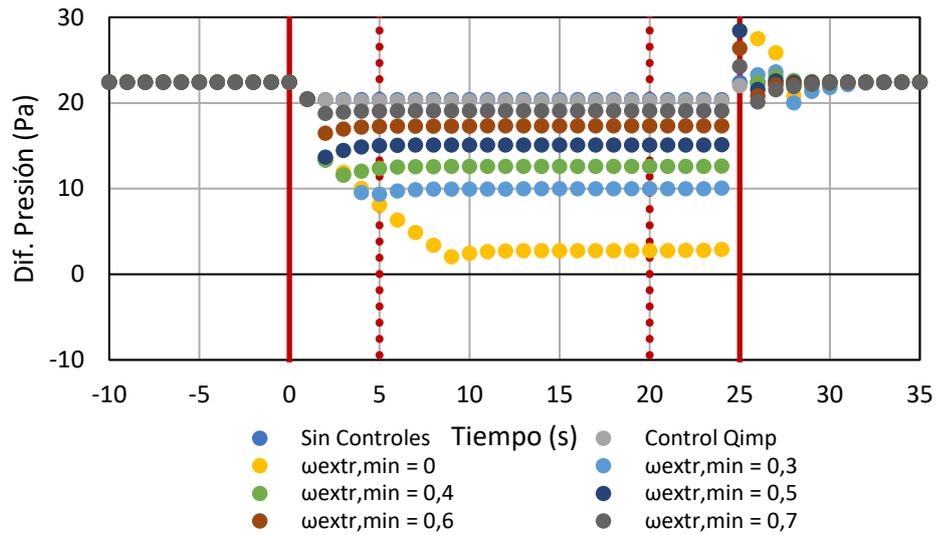


Figura 4.31. Evolución temporal de la diferencia de presión del Quirófano 2 con respecto al Pasillo de Limpio para distintas velocidades de giro mínimas del ventilador de extracción del Quirófano 1.

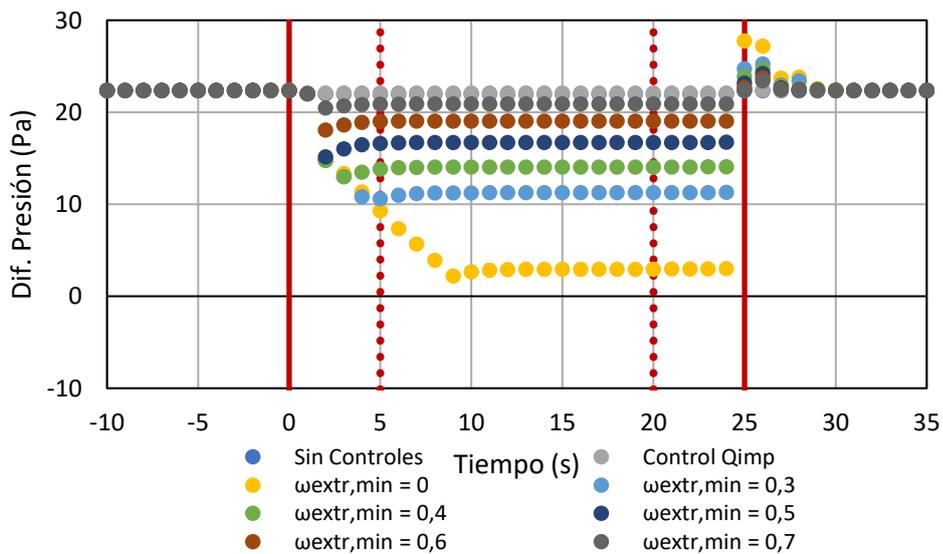
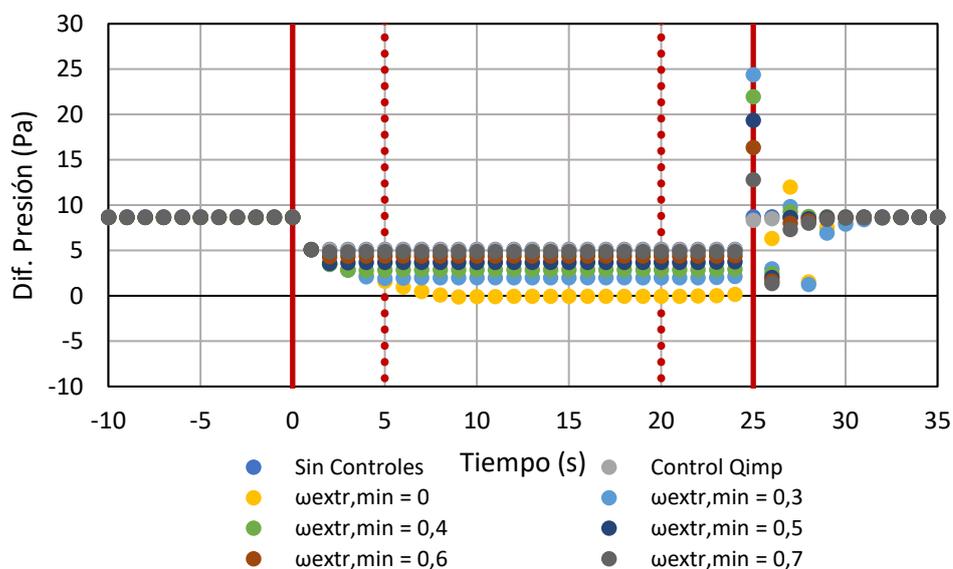


Figura 4.32. Evolución temporal de la diferencia de presión del Quirófano 3 con respecto al Pasillo de Limpio para distintas velocidades de giro mínimas del ventilador de extracción del Quirófano 1.

En cuanto a las Zonas de Lavado, en la *Figura 4.33* se observa cómo la Zona de Lavado 1 presenta un diferencial de presión negativo con respecto al pasillo de limpio únicamente cuando se apaga por completo el ventilador de extracción. Esto implica que, en cualquier situación real de funcionamiento, a un régimen superior al 30%, esta diferencia de presión sí cumpliría con el sentido establecido por normativa a pesar de verse bastante debilitada.



*Figura 4.33. Evolución temporal de la diferencia de presión entre la Zona de Lavado 1 con respecto al Pasillo de Limpio para distintas velocidades de giro mínimas del ventilador de extracción del Quirófano 1.*

En el *Anejo 4* se recogen los resultados de la comparación de los efectos de cada régimen de giro del ventilador de extracción sobre cada variable objeto de estudio.

Una vez analizados esos resultados, se puede calcular ahora el volumen de aire que atraviesa las aberturas en sentido contrario al establecido por la cascada de presiones inicial. Como se ha comentado anteriormente, eso se da principalmente entre el Quirófano 1 y la Zona de Lavado 1, pero también entre la Zona de Lavado 1 y el Pasillo de limpio. Los resultados se recogen en la *Tabla 4.1*.

Tabla 4.1. Volumen de aire infiltrado desde zonas menos limpias hacia zonas más limpias.

Régimen de giro mínimo	Volumen de aire infiltrado (L)
<b>Desde Zona de Lavado 1 hacia Quirófano 1</b>	
Sin Controles (77,3 %)	256,26
Con control de Impulsión (77,3 %)	254,76
70%	449,41
60%	236,96
50%	217,50
40%	192,87
30%	163,87
Ventilador apagado (0%)	3,09
<b>Desde Pasillo de Limpio hacia Zona de Lavado 1</b>	
Ventilador apagado (0%)	18,11

A la vista de estos resultados se puede concluir que la reducción del menor régimen de giro posible del ventilador de extracción trae consigo ciertas ventajas relacionadas con el cumplimiento del sentido de las diferencias de presión en los Quirófanos. No obstante, ello acarrea ciertos inconvenientes como el incremento de presión que sufre la zona Quirófano 1 - Pasillo de Limpio y por ende el resto del bloque quirúrgico, que hace que la cascada de presiones se invierta entre el Pasillo de Limpio y las zonas de lavado para los regímenes más bajos.

Se puede deducir por tanto que una reducción de la velocidad de giro del ventilador de extracción hasta un 50% de su régimen máximo es lo más indicado, ya que permitiría que la apertura de la puerta no afecte en exceso al resto de estancias, con el único inconveniente de que se produce una filtración de aire desde la Zona de Lavado hacia el Quirófano. No obstante, esta filtración supone un volumen total de 217,5 L lo cual es un valor pequeño y por tanto se puede considerar aceptable.



## 5. Conclusiones y trabajos futuros

A lo largo del presente Trabajo Fin de Grado se ha modelado un bloque quirúrgico compuesto por cuatro quirófanos y dos zonas de lavado compartidas entre cada dos quirófanos. Sobre él se ha modelado el sistema de ventilación y se han establecido una serie de condiciones de diseño que están orientadas a evitar que determinados patógenos y partículas aerotransportadas puedan alcanzar las heridas quirúrgicas del paciente intervenido.

Se ha estudiado el comportamiento de la instalación tanto en régimen estacionario como en transitorio y se han introducido elementos que distorsionan las condiciones de diseño, como es una apertura de puerta.

Se ha implementado un sistema de control que minimice la afección de la apertura de puertas sobre el resto de las estancias. Este sistema está orientado a mantener constantes los caudales de impulsión en todas las estancias y la diferencia de presiones entre ellas, de forma que se evite la entrada incontrolada de aire al quirófano.

Una vez introducido el sistema de control, se ha realizado una optimización de este, de forma que el sistema de ventilación no trabaje en condiciones desfavorables, como puede ser el funcionamiento interrumpido.

A partir de los resultados obtenidos con estas simulaciones, se proponen otras líneas de trabajo orientadas al análisis de estos modelos con otras condiciones de funcionamiento. Entre ellas se destacan:

- Modelado del sistema con los filtros colmatados. Dado que CONTAM no ofrece la posibilidad de modelar un proceso transitorio de colmatación de filtros, en el presente trabajo se han modelado los mismos en un estado intermedio de su vida útil y se han seleccionado los ventiladores de forma que nunca trabajen al límite para poder hacer frente a sucesos como dicha colmatación. En caso de querer simular los filtros colmatados, es necesario acudir a las propiedades del elemento (Duct Segment Properties – Duct Airflow Element Properties) e incrementar el valor del Coeficiente de flujo C, que es el que rige el comportamiento de los filtros.
- Apertura simultánea de varias puertas. Sería la evolución natural del presente trabajo, ya que permitiría observar el comportamiento del sistema en unas condiciones de más tránsito dentro del bloque quirúrgico. Para ello solamente sería necesario programar un horario de apertura en las aberturas que se deseen modificar.

- Implementación de un modo de ahorro de energía. Tal y como exige la normativa, cuando la instalación esta fuera de uso, se deben tomar determinadas medidas orientadas al ahorro energético. Estas medidas pasan por reducir los caudales que circulan por la instalación, pero sin afectar a las cascadas de presión. Sobre el modelo empleado, bastaría con modificar los caudales de impulsión de referencia (*Figura 3.10*) y sustituirlos por otros valores inferiores. Del mismo modo, para disminuir la diferencia de presiones entre estancias, se debe acudir al control de presión diferencial y modificar la consigna de 22 Pa entre los Quirófanos y el Pasillo de Limpio. Con todo ello se consigue un ahorro energético debido principalmente al bajo caudal impulsado y al bajo régimen de giro de los ventiladores.

## 6. Bibliografía

- Carnicer Arroyo, E. (1994). *Ventilación Industrial. Cálculo y Aplicaciones*. Paraninfo.
- Castro Ruiz, F., San José Alonso, J. F., Villafruela Espina, J. M., & Guijarro Rubio, Á. (2011). *Manual de Diseño de la Climatización y Ventilación de Quirófanos y Habitaciones en Centros Hospitalarios de Castilla y León*. Valladolid.
- Instituto Nacional de la Salud. (1996). *Guía Práctica para el Diseño y Mantenimiento de la Climatización en Quirófanos*. Madrid.
- Lozano Gabarre, I. (2015). *Estudio para Determinar la Contaminación Provocada por la Apertrua de Puertas Tipo Corredera y Batiente en Quirófanos con Difusión de Aire Turbulenta y Laminar*. Valladolid: Trabajo Fin de Master.
- Ministerio de Sanidad y Política Social. Gobierno de España. (2009). *Bloque Quirúrgico. Estándares y recomendaciones*.
- San José Alonso, J. F., Villafruela Espina, J. M., Castro Ruiz, F., & Zarzuelo Sánchez, A. (s.f.). Contaminación Cruzada en Quirófanos: Incidencia de la Apertura de Puertas.
- Santiago Casado, P. d. (2015). *Estudio de la Ventilación en Quirófanos y Habitaciones de Auslados Infecciosos*. Valladolid: Tesis Doctoral.
- Stoecker, W. F., & Stoecker, P. A. (1989). *Microcomputes Control of Thermal and Mechanical Systems*. New York.

### 6.1. Normativa empleada

- UNE 100713:2005. Instalaciones de acondicionamiento de aire en hospitales.
- EN 16244-4. Climatización y calidad de aire en quirófanos
- UNE 1886:2008. Ventilación de edificios. Unidades de tratamiento de aire. Rendimiento mecánico.
- UNE EN 1822:2010. Filtros absolutos (EPA, HEPA y ULPA)