

Capítulo II: Control Aerobiológico

1 Introducción

La ingeniería aerobiológica es el arte y ciencia de diseñar edificios y sistemas para el control de patógenos aerotransportados y la reducción de infecciones transmisibles por vía aérea en ambientes interiores, incluyendo edificios comerciales, hospitales, etc.

El objetivo del control aerobiológico es mantener en los ambientes interiores un alto grado de pureza del aire con respecto al polvo y a microorganismos, y ha conquistado en los últimos años un amplio campo de aplicación en la industria y en la medicina. En ámbitos hospitalarios, estas técnicas contribuyen a la reducción del peligro de infección en las salas de operaciones, salas de cuidados intensivos y salas de pacientes aislados, etc.

2 Contaminación ambiental

El aire es una mezcla de diferentes gases. Normalmente éste se compone en un 21 % de O₂, 78 % de N₂, y pequeñas cantidades de otros gases como Argón y CO₂. Además, contiene diversos materiales extraños, originados en procesos naturales o en actividades humanas, por ejemplo, el ser humano, en la respiración, consume oxígeno del aire y devuelve al ambiente anhídrido carbónico, otros gases diversos, vapor de agua y microorganismos. Por estas razones, se impone su limpieza o necesidad de filtrado.

Comúnmente en el ambiente se encuentran partículas líquidas o sólidas de tamaño microscópico mezcladas en un volumen de aire. Debido a una gran variedad de factores este volumen de aire no está en reposo y las partículas quedan en estado de suspensión. A estas mezclas aire-sólido o aire-gotas líquidas se las llama *aerosoles* y a las partículas sólidas o líquidas que contiene, *material en suspensión*.

Los contaminantes se clasifican en químicos y biológicos, y los hallados según recientes estudios son:

- Contaminantes químicos
 - ✓ Vapor de plomo
 - ✓ Vapor de fenol
 - ✓ Amiantos.
 - ✓ Dióxido de carbono.
 - ✓ Monóxido de carbono
 - ✓ Metanol
 - ✓ Productos de consumo: plásticos, pinturas, solventes, fibras artificiales, detergentes, desinfectantes, desodorizantes y otras sustancias que pueden producir contaminantes del aire por evaporación o por rocío
 - ✓ Ozono
 - ✓ Tricloroetileno.
 - ✓ Cloruro de vinilo.
- Contaminantes Biológicos
 - ✓ Bacterias
 - ✓ Virus
 - ✓ Esporas de hongos

Se define como *bioaerosoles* a aquellas partículas aerotransportadas que contienen organismos vivos o sustancias que fueron liberadas por organismos vivos. El tamaño de una partícula bioaerosol puede variar desde 100 micrones hasta 0,01 micrón y su movimiento está gobernado por los principios de la gravitación, electromagnetismo, turbulencia y difusión.

Los bioaerosoles se generan normalmente cuando las personas tosen, hablan, estornudan, etc., ocasiones en las cuales se forman microscópicas gotas de agua que transportan a los microorganismos.

La figura 2.1 es una representación a escala del tamaño relativo de partículas como polen, esporas, bacterias y virus. Cada punto representa 15 virus.

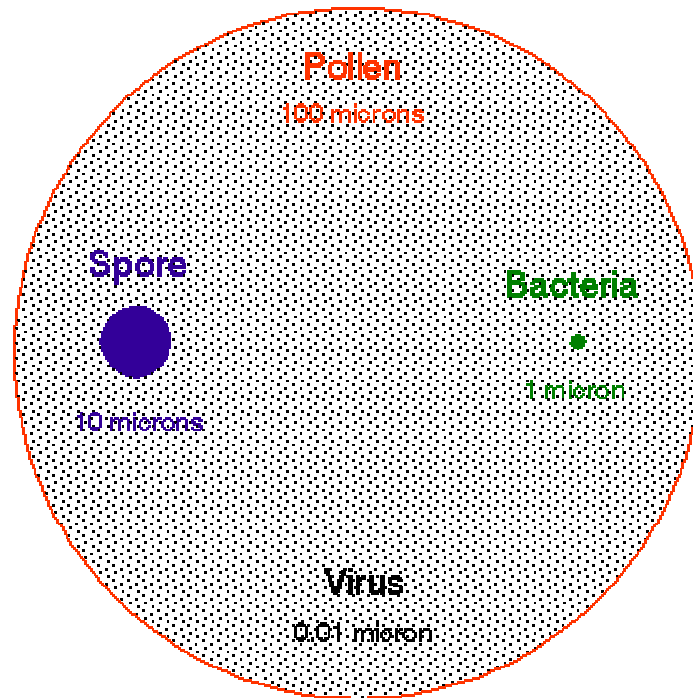
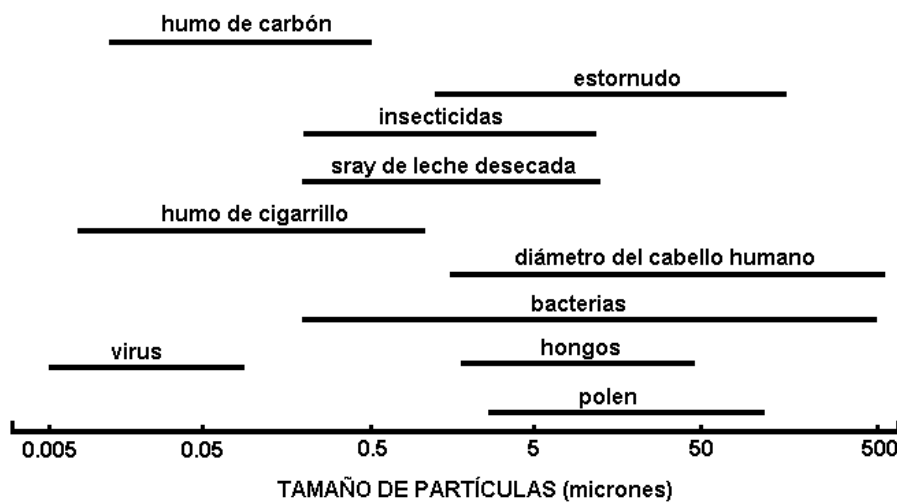


Figura 2.1: Tamaño relativo de diversas partículas

Del contenido sólido del aerosol natural un 60 % de la masa total es soluble en agua, de un 25 a un 30 % son sustancias orgánicas como polen, bacterias, virus, hongos y sus esporas.

En las zonas rurales el aire presenta concentraciones de 0,05 a 0,15 mg/m³ de material en suspensión, por el contrario en las ciudades estos valores varían entre 0,4 y 0,75 mg/m³.

En la figura 2.2 se puede ver una comparativa de los distintos contaminantes que se encuentran en el aire y su tamaño.



Tamaño de contaminantes aéreos

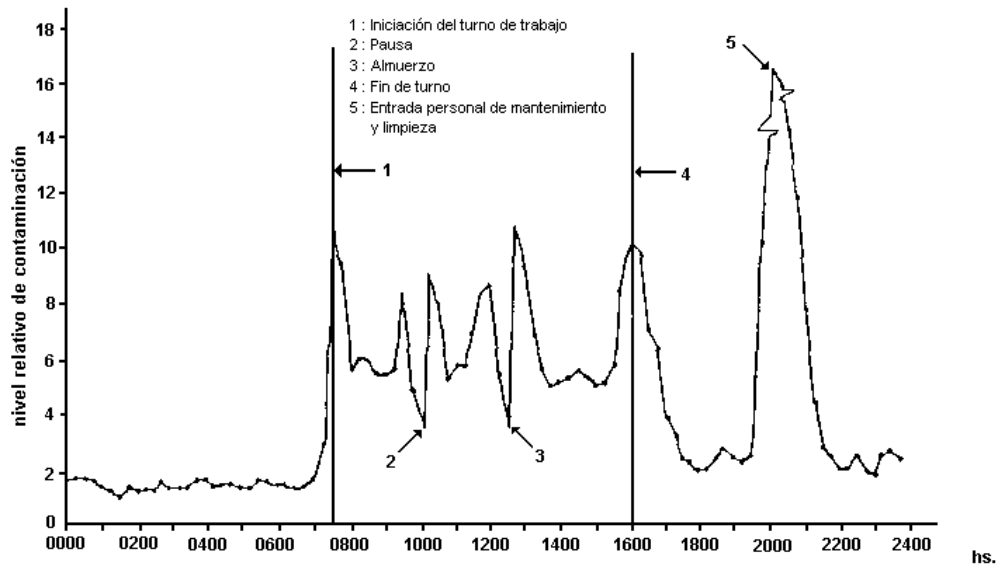
Figura 2.2

Las fuentes de contaminación del aire pueden ser tanto externas (que son transportadas por la corriente de aire del sistema de ventilación) como internas (generación de bioaerosoles). La gran mayoría de los agentes patógenos aerotransportados están adaptados para expandirse en ambientes interiores ya que las condiciones

externas de temperatura, humedad, radiación solar y la presencia de oxidantes provocan su muerte rápidamente.

El ambiente controlado de los interiores favorece la supervivencia y la transmisión de agentes patógenos contagiosos así como también algunos tipos de bacterias y hongos provenientes del exterior. Dado que la gente pasa el 93 % de su tiempo en ambientes cerrados, debe prestarse especial atención en este punto para evitar la propagación de enfermedades.

La contaminación del aire dentro de un hospital no solo depende de la pureza del aire que provee el sistema de ventilación sino también de las actividades dentro de éste durante el día. En la figura 2.3 se pueden ver los niveles de contaminación de un hospital en el transcurso del día.



Nivel de contaminación en un área limpia convencional

Figura 2.3

A su vez en la figura 2.4 se puede ver como varía la cantidad de contaminantes según el área que consideremos.

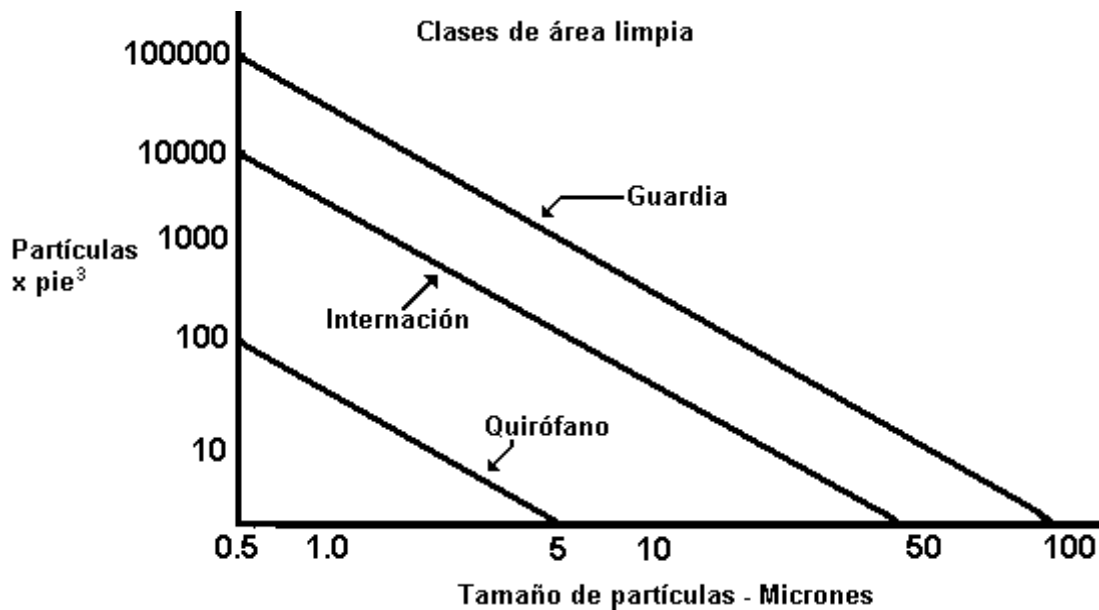


Figura 2.4: Grado de contaminación de las distintas áreas

El caso general de los ambientes cerrados con alta densidad de personas en su interior y diversidad de actividades, ha generado un problema sumamente complejo: *el de la contaminación ambiental interior*, que se ha incrementado con los sistemas centrales de aire acondicionado modernos, donde por razones de ahorro de energía se usa poco aire exterior en edificios con ventanas cerradas en forma permanente. En consecuencia se recircula casi todo el aire interior donde la fuente de generación de contaminantes son los individuos.

Los contaminantes biológicos se agrupan en tres categorías: virus, bacterias y hongos.

➤ **Virus**

Los virus son la forma de vida más elemental, están formados por una cadena de ADN o ARN protegida por una cápsula. Estos microorganismos no poseen ningún tipo de maquinaria celular, por lo que para reproducirse invaden células, hacen replicas de sí mismos, y si encuentran el medio adecuado se propagan a fin de invadir otras células y repetir el ciclo.

Son los más pequeños de todos los microorganismos y tiene un tamaño promedio de aproximadamente 0.001 μm .

➤ **Bacterias**

Las bacterias son organismos unicelulares primitivos procariontes. Algunos tipos de bacterias son las responsables de causar enfermedades en el hombre. Estructuralmente, las bacterias poseen membrana celular, pared celular (estructura fibrosa protectora que recubre exteriormente la membrana celular) y una maquinaria celular que le permite llevar a cabo sus funciones metabólicas. El material genético se encuentra en el citoplasma celular ya que las células procariontes no poseen membrana nuclear y por lo tanto no se reconoce un núcleo definido.

Algunas especies de bacterias han desarrollado la capacidad de producir “esporas bacterianas”, que constituyen el propio organismo bacteriano que se enquistas, disminuyendo su actividad metabólica al mínimo y rodeándose de una cubierta impermeable. En este estado de letargo, la bacteria es capaz de resistir condiciones adversas sin sufrir daños. Cuando las condiciones son propicias, la espora sale de su letargo y se transforma en una bacteria activa.

Existen bacterias de diverso tipo, se las ha clasificado en base a sus características de forma (cocos, bacilos, etc), de tinción (gram (-), gram (+)) y poseen un tamaño promedio de alrededor de 1 μm .

➤ **Hongos**

Los hongos son plantas que no contienen clorofila y obtienen sus nutrientes a partir de materia orgánica en descomposición. Algunos hongos son extremadamente beneficiosos para nosotros, como por ejemplo, los champiñones, la levadura y algunos de los mohos. Ellos ayudan a la producción de quesos, antibióticos, yogurt, vino y cerveza, aunque un cierto número de especies de hongos que se transportan a través del aire y pueden producir infecciones.

El crecimiento de hongos en los sistemas de ventilación puede contaminar los ambientes interiores y causar diversos problemas. Algunos hongos pueden causar infecciones pulmonares y en gran cantidad pueden causar reacciones alérgicas en personas susceptibles e irritación respiratoria en personas que no son alérgicas. La inhalación de esporas por personas altamente susceptibles pueden llevar a consecuencias fatales.

Los hongos difieren significativamente del resto de los otros patógenos aerotransportados. Los hongos no causan infecciones contagiosas secundarias; solamente la persona que los inhala está en riesgo. Pueden existir en el exterior y entrar en el edificio a través de las tomas de aire, a diferencia virus y bacterias que son transportados y transmitidos por humanos o animales y normalmente son inofensivos y no parasitarios.

Las infecciones con hongos a menudo son el resultado de una mala higiene o un diseño inadecuado de los componentes del sistema de ventilación.

Los hongos producen esporas, de la misma manera que lo hacen cierto tipo de bacterias, y esto les permite sobrevivir en condiciones adversas mientras viajan o permanecen inactivos. Son las esporas las que entran en las tomas de aire de los edificios y pueden viajar a través de la corriente de aire del sistema de ventilación. Las esporas de los hongos son más pequeñas que sus propias células y pueden variar su tamaño desde 1 micrón hasta 10 micrones.

3 Técnicas de control aerobiológico

Con el fin de evitar el ingreso de contaminantes tanto biológicos como químicos a través de los sistemas de ventilación y la propagación de enfermedades a partir de la producción de bioaerosoles en los ambientes hospitalarios han surgido diversas técnicas que proporcionan una eficaz defensa contra la contaminación. Las que se recomiendan son:

- ✓ Dilución por Ventilación
- ✓ Filtrado HEPA (High Efficiency Particulate Arrestance)
- ✓ Irradiación Germicida Ultravioleta (UVGI)
- ✓ Control Diferencial de Presión Ambiental

3.1 Ventilación

La insuficiente ventilación de los ambientes interiores provoca una sensación de malestar en las personas que lo habitan. Entre las molestias que se pueden mencionar: fatiga, irritación de ojos, nariz, tos, náuseas, dolores de cabeza, garganta y problemas respiratorios en general. Para ambientes hospitalarios se agrega el peligro del contagio de enfermedades de transmisión aérea como por ejemplo la tuberculosis.

El propósito de la ventilación general es diluir y remover contaminantes generados en el ambiente acondicionado, mediante la inyección de aire limpio proveniente del exterior a fin de producir una renovación del aire interior.

Comúnmente la ventilación es medida en cambios de aire por hora, es decir la cantidad de veces que se inyecta el volumen de aire correspondiente al ambiente en un tiempo de una hora.

Otro modo de especificar las necesidades de ventilación es a través del requerimiento de cuantos metros cúbicos por hora de aire fresco necesita una persona para mantener una sensación de bienestar. Actualmente un valor adecuado es de 50 m³/h por persona como mínimo.

La tabla 2.1 muestra las distintas áreas del hospital y sus requerimientos de ventilación y las relaciones de presión, según Normas ASHRAE (American Society of Heating Refrigeration and Air-Conditioning Engineers).

Regulaciones ASHRAE - (USA)					
Presiones Diferenciales y Ventilación de Distintas Áreas de Hospitales					
Designación del Área	Presión diferencial respecto área referen..	Necesidad de 100% aire exterior	Cantidad mínima de aire externo vol/hr	Cantidad mínima de aire total vol/hr	Necesidad de enviar todo el aire al exterior.
Quirófanos generales con 100% de aire exterior	+	Si	15	15	Si
Quirófanos generales	+	Opcional	5	25	Opcional
Salas de partos y de emergencias	+	Opcional	5	25	Opcional
Neonatología	+	Opcional	5	12	No
Salas de recuperación	o	Opcional	2	6	No
Salas de terapia intensiva	+	Opcional	2	6	Opcional
Internación de pacientes	o	Opcional	2	2	Opcional
Circulación sector internación	o	Opcional	2	4	Opcional
Salas de aislación *	o	Si	2	6	Si
Ante-cámaras salas de aislación	o	Opcional	2	10	Opcional
Salas de rayos X y consultorios de diagnóstico y tratamiento	-	Opcional	2	6	Opcional
Rehabilitación e hidroterapia	-	Opcional	2	6	No
Áreas de trabajo sucias	-	Opcional	4	12	Opcional
Áreas de trabajo limpias	+	Opcional	2	4	No
Salas de autopsia	-	Opcional	2	12	Si
Toilettes	-	Opcional	Opcional	10	Si
Recintos lavachatas	-	Opcional	Opcional	10	Si
Baños	-	Opcional	Opcional	10	Si
Baños para el personal	-	Opcional	Opcional	10	Si
Salas de esterilización de equipos	-	Opcional	Opcional	10	Si
Sector de recepción de ropa usada	-	Opcional	Opcional	10	Si
Laboratorios en general *	-	Opcional	2	6	Opcional
Laboratorios de transferencia *	+	Opcional	2	4	Opcional
Centros de preparación de alimentos	o	Si *	2	10	Si
Lavadero de platos	-	Opcional	Opcional	10	Si
Almacenamiento de alimentos	o	Opcional	Opcional	2	Opcional
Lavandería en general	o	Si	2	10	Si
Depósitos de ropa sucia	-	Opcional	Opcional	10	Si
Depósitos de ropa limpia	+	Opcional	2	2	Opcional
Designación del Área	Presión diferencial respecto área referen..	Necesidad de 100% aire exterior	Cantidad mínima de aire externo vol/hr	Cantidad mínima de aire total vol/hr	Necesidad de enviar todo el aire al exterior.
Depósitos de anestésicos *	o	Opcional	Opcional	8	Si
Servicios Generales:					
Centros de descontaminación	-	Opcional	2	6	Si
Centro de trabajos limpios	+	Opcional	2	4	Opcional
Depósitos de material no estéril	o	Opcional	2	2	Opcional
NOTAS :					
+ : Presión positiva					
- : Presión negativa					
o : Igual presión					
* : Hay requerimientos especiales según su real aplicación					

Tabla 2.1

Las tasas de ventilación recomendadas y las relaciones de presión en habitaciones de aislamiento se muestran en la tabla 2.2. La información ha sido tomada de diversas fuentes y las especificaciones de ventilación recomendadas varían dependiendo de la norma a considerar.

Tasas de Ventilación de Cuartos de Aislamiento					
CDC Guidelines	Relación de Presión con los espacios adyacentes	Cambios de aire mínimo (con aire exterior) por hora	Cambios de aire mínimo total por hora	Necesidad de enviar todo el aire al exterior	Necesidad de 100 % de aire exterior
Cuartos de Aislamiento de Infecciosos (en servicios existentes)	⊖	--	6	Si	OPC ^B
Cuartos de Aislamiento de Infecciosos (en servicios nuevos)	⊖	--	12	Si	OPC ^B
ASHRAE 95 Appl. Hbk.					
Cuartos de Aislamiento de Infecciosos	⊖	2	6 ^A	Si	No
Cuartos de Aislamiento de Protección	⊕	2	15	Si	OPC ^B
Antesalas de los Cuartos de Aislamiento	⊕	2	10	Si	No
AIA/DHHS Guidelines					
Cuartos de Aislamiento de Infecciosos	⊖	1	6	Si	No
Cuartos de Aislamiento de Protección	⊕	1	6	--	No
Antesalas de los Cuartos de Aislamiento	⊕	--	10	Si	No
CA Mech. Code 93 Rev,					
Cuartos de Aislamiento de Presión Negativa	⊖ _C	2	10	Si	No
Antesalas de Cuartos de Aislamiento de Presión Negativa	⊕ _D	2	10	Si	No
Cuartos de Aislamiento de Presión Positiva	⊕ _E	2	15	--	No ^B
Antesalas de Cuartos de Aislamiento de Presión Positiva	⊖ _F	2	15	--	No ^B
^A Debe ser considerado un incremento en los cambios de aire donde deban ser aisladas enfermedades respiratorias altamente contagiosas, tales como la tuberculosis. ^B La recirculación de aire dentro de estos cuartos se puede permitir si el aire es filtrado con HEPA. ^C El cuarto de aislamiento debería ser negativo a la antesala y positivo con respecto al baño adjunto. ^D La antesala deberá ser positiva con respecto al cuarto de aislamiento. ^E El cuarto de aislamiento deberá ser positivo tanto a la antesala como al baño. ^F La antesala deberá ser positiva la cuarto de aislamiento.					

Tabla 2.2

La propulsión del aire desde el exterior hacia los ductos del sistema de ventilación y desde el interior hacia el exterior es llevada a cabo a través de ventiladores.

Los ventiladores se clasifican en dos grupos generales:

1. **Centrífugos** : Las corrientes de aire se establecen radialmente a través de un rodete.
2. **Axiales**: La corriente de aire se establece axialmente a través de un rodete.

El ventilador centrífugo es el que se utiliza en la mayoría de las aplicaciones de confort en virtud de su amplio margen de funcionamiento, alto rendimiento y presiones relativamente elevadas. Además, la boca de entrada de un ventilador centrífugo se puede conectar con facilidad a un ducto de gran sección transversal, mientras que la boca de descarga se conecta fácilmente a ductos más pequeños. El flujo de aire puede variarse de modo que se adapte a los requisitos del sistema de distribución de aire mediante simples ajustes en los dispositivos de control.

Los ventiladores axiales son excelentes para aplicaciones de gran volumen de aire en que los niveles de ruido son de importancia secundaria, por lo que se los suele utilizar en aplicaciones industriales de acondicionamiento de aire y de ventilación.

3.1.1 Ventiladores centrífugos

En la siguiente figura puede verse un esquema de un ventilador centrífugo.

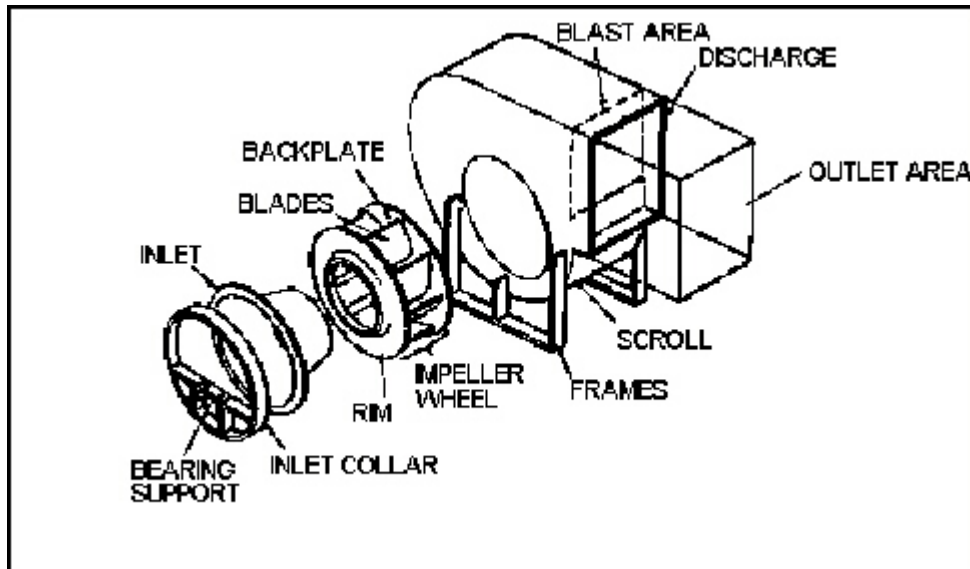


Figura 2.5: Ventilador centrífugo

Estos ventiladores se clasifican según la curvatura de sus álabes o aletas en:

1. Aletas curvadas hacia adelante (figura 2.6 a)
2. Aletas radiales o sin curvatura (figura 2.6 b)
3. Aletas inclinadas hacia atrás (figura 2.6 c)

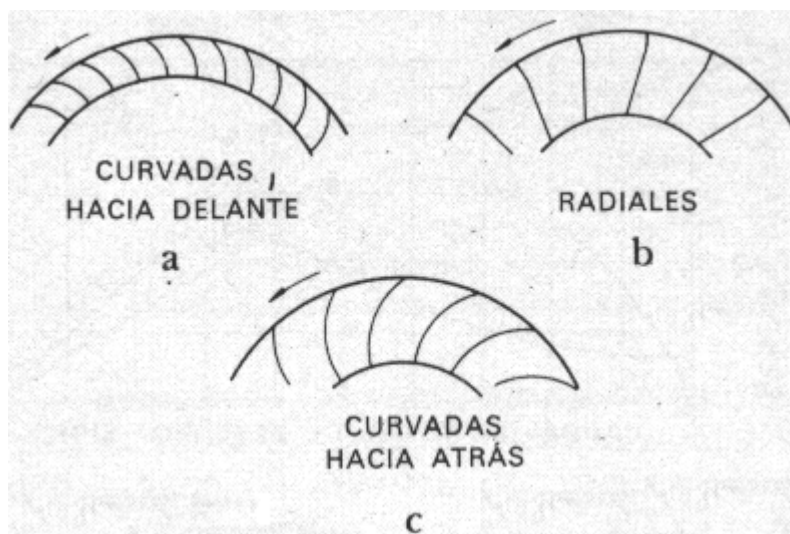


Figura 2.6: Tipos de ventiladores centrífugos

Los términos “hacia adelante o hacia atrás” están referidos al sentido de rotación del ventilador. De la curvatura de las aletas depende la forma de las curvas características del ventilador y en la tabla 2.3 se da un resumen de las características de los tres tipos de ventiladores.

Características de los ventiladores centrífugos	
Tipo de ventilador	Ventajas
Curvado hacia adelante	<ol style="list-style-type: none"> 1. Funciona a velocidad relativamente baja en comparación con los otros tipos, para un mismo caudal. 2. Ventilador más pequeño para un servicio dado.
Radial	<ol style="list-style-type: none"> 1. Se limpia por sí mismo. 2. Puede ser proyectado para que tenga elevada resistencia mecánica a fin de obtener altas velocidades y presiones.
Curvado hacia atrás	<ol style="list-style-type: none"> 1. De mayor rendimiento 2. No se sobre carga y es más silencioso que los otros tipos.

Tabla 2.3

En la tabla 2.4 se observa una comparación entre estos tres tipos de ventiladores en con respecto a las variables de presión estática, velocidad y flujo o caudal de aire.

Tipo de Ventiladores	Flujo de aire	Velocidad	Presión estática
Curvado hacia adelante	Baio flujo	Baia velocidad	Alta presión
Radial	Intermedio	Intermedio	Intermedio
Curvado hacia atrás	Alto flujo	Alta velocidad	Baia presión

Tabla 2.4

La AMCA (Air Movement and Control Association International) ha establecido normas de construcción de los ventiladores centrífugos basados en las presiones que los ventiladores deben desarrollar, clasificándolos en cuatro clases según tabla 2.5.

Clasificación AMCA: Ventiladores centrífugos	
Clases	Máxima presión total
I	95 mm H ₂ O
II	175 mm H ₂ O
III	325 mm H ₂ O
IV	Más de 325 mm H ₂ O

Tabla 2.5

3.2 Filtrado del aire

El aire que circula en los sistemas centralizados de ventilación de un hospital tiene dos orígenes, por un lado se toma del exterior para ser llevado por todo el sistema hacia las distintas áreas; y a través de las rejillas de retorno se toma aire de los ambientes acondicionados y parte de este es recirculado y el resto se envía al exterior.

Por lo tanto existen dos fuentes de contaminación, las partículas que provienen del aire externo y los contaminantes originados dentro de las diversas áreas del hospital. Debido a esto surge la necesidad de filtrar el aire que circula por los ductos de ventilación. En la tabla 2.6 se pueden observar las eficiencias de los filtros para ambientes hospitalarios.

REGULACIONES DE LA HEALTH EDUCATION AND WELFARE PUBLIC HEALTH SERVICE U.S.A.			
Eficiencias de los Filtros para Ventilación y Aire Acondicionado Centrales en Hospitales Generales			
Designación del Área	Número mínimo de etapas de filtrado	Eficiencia de los filtros **	
		1ra Etapa	2da Etapa
AREAS CRITICAS: Quirófanos, Salas de partos, Laboratorios limpios, Neonatología y Terapia intensiva	2	25 %	90 %
CUIDADO DE PACIENTES: Salas de tratamiento, Consultorios de diagnóstico y de tratamiento y áreas relacionadas	2	25 %	90 %*
AREAS DE PREPARACION DE COMIDAS Y LAVANDERIAS	1	80 %	-
ADMINISTRATIVAS: Almacenamiento en general y áreas de elementos sucios	1	25 %	-
NOTAS			
*: Puede reducirse la eficiencia al 80 % si se trabaja con 100 % de aire exterior. Cuando se indican dos etapas de filtrado, la primera etapa debe instalarse antes del equipo de acondicionamiento de aire y la segunda después del equipo. Cuando se indica una sola etapa de filtrado, esta debe instalarse antes del equipo de acondicionamiento de aire, a menos que decidan colocar un prefiltro (conveniente para el buen rendimiento del filtro especificado), en tal caso el prefiltro va antes del equipo y el filtro especificado después. Estas exigencias son las mínimas para un hospital general. Para hospitales especializados deberán estudiarse detenidamente las áreas, sin temor de tener que colocar filtros en algunos lugares con el 99,9 % de eficiencia para ensayo DOP, es decir para partículas de 0,3 de micrón.			
*: según norma ASHRAE 52/76			

Tabla 2.6

Si el filtrado no es eficiente se corre el peligro de esparcir por todo el edificio los contaminantes anteriormente mencionados. Además el sistema de ventilación puede comportarse como una fuente de contaminación debido a que las condiciones de temperatura constante, humedad y hermeticidad, favorecen la reproducción de los contaminantes biológicos.

Existen diversos tipos de filtros de aire, los más importantes son:

1. Filtros viscosos

Utilizan un medio filtrante texturado construido de fibra, tela de alambre, placas o grillado metálico. Este medio está revestido con una sustancia viscosa tal como aceite o grasa. Cuando el flujo de aire incide sobre el filtro las partículas chocan con el medio filtrante y quedan adheridas a él. Por su baja eficiencia no son los adecuados para aplicaciones hospitalarias.

2. Filtros electrostáticos

Utilizan un medio filtrante que consiste de placas metálicas cargadas electrostáticamente a una tensión de 12.000 a 13.000 voltios. Las partículas contaminantes se ionizan al pasar el flujo de aire a través del fuerte campo eléctrico y quedan depositadas en las placas cargadas eléctricamente (estas suelen estar revestidas con una sustancia adhesiva para impedir que se desprendan). Se consiguen rendimientos del 85 al 90 %.

3. Filtros secos

Utilizan un medio filtrante seco de celulosa, amianto o fibra de vidrio. Este tipo de filtros pueden alcanzar un rendimiento del 99,97 %, dependiendo del tamaño y de la separación de las fibras del filtro seco. Los

filtros secos de alto rendimiento están destinados a eliminar partículas de pequeño tamaño y se utilizan especialmente para virus y bacterias. Los filtros HEPA (High Efficiency Particulate Arrestance) pertenecen a esta categoría.

Un servicio de internación para pacientes aislados o un quirófano requieren aire filtrado con una pureza mayor al 95 %, por lo que se pueden utilizar filtros electrostáticos o filtros HEPA. En la tabla 2.7 se hace un análisis comparativo de estos dos tipos de filtros.

Características	HEPA	Electrostáticos
Eficiencia después de 16 horas	100 %	65 %
Eficiencia después de 40 horas	100 %	20 %
Eficiencia submicrométrica	99 – 99,75 %	Menor al 85 %
Consumo	Bajo	Alto
Emisión de Ozono	No	Alta
Formación de Arcos	No	Frecuentes
Nivel de ruido	Bajo	Alto
Generación de Iones	No	Iones Positivos
Instalación	Fácil	Difícil

Tabla 2.7

Como resultado de este análisis se concluye que los filtros HEPA son los más adecuados para las áreas críticas de un hospital.

3.2.1 Filtros HEPA (High Efficiency Particulate Arrestance)

Los filtros HEPA fueron desarrollados por la Comisión de Energía Atómica de los EEUU durante la segunda guerra mundial y actualmente se han convertido en los sistemas primarios de filtrado del aire para salas limpias de ensamble electrónico, barreras de aislación, ambientes quirúrgicos, procesamiento farmacéutico, y cualquier aplicación donde se requiere una máxima reducción o remoción de partículas submicrométricas de diámetro aerodinámico mayor o igual a 0,3 micras (μm) que sean química, biológica o radiactivamente tóxicas.

Generalmente un filtro HEPA consiste de un lecho de microfibras de vidrio sintéticas, tal como la microfibra de boro silicato, aleatoriamente ubicadas. El pequeño diámetro de las fibras y la alta densidad del medio filtrante, permiten una eficiente recolección de las partículas submicrométricas, como puede verse en la figura 2.7.

El principio del filtrado HEPA no es restringir el pasaje de las partículas a través del espacio entre las fibras, sino alterar la dirección del flujo de aire de tal modo que los pasajes a través de los cuales el aire debe fluir son muy tortuosos. El aire se desplazará alrededor de las fibras, pero cualquier bioaerosol o partícula no cambiará su dirección tan rápidamente como resultado de su inercia impactando sobre las fibras y adhiriéndose a ellas.

Una vez retenidas, las partículas no reingresarán en el flujo de aire, por lo que los pasajes se harán cada vez más pequeños y el filtro aumentará su eficiencia.

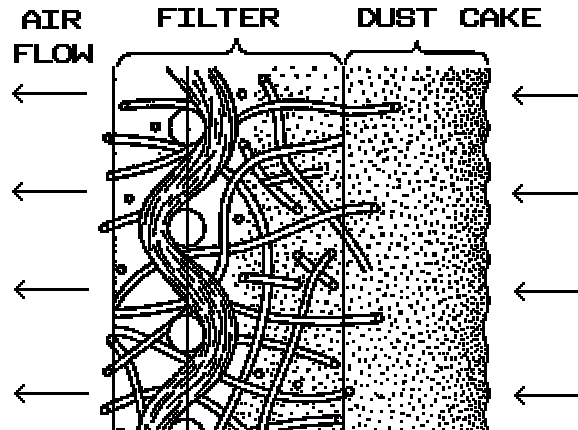


Figura 2.7: Composición interna de un filtro HEPA

En la figura 2.8, se puede observar como las líneas de flujo de aire se mueven alrededor de una fibra; las partículas más pesadas impactarán directamente sobre la fibra, o algunas veces se unirán a ella solamente por pasar a una corta distancia debido a atracciones electrostáticas o por simples uniones físicas.

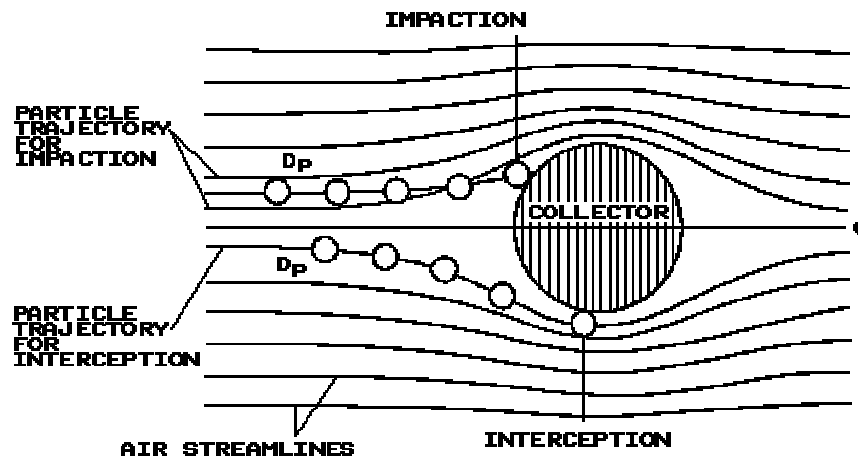


Figura 2.8: Movimiento de las líneas de flujo

En la Figura 2.9 se muestran los efectos del movimiento Browniano sobre aquellas partículas de tamaño molecular. Algunos virus pueden ser lo suficientemente pequeños para ser dominados por este tipo de movimiento.

Los filtros HEPA por definición poseen una eficiencia del 99,97 % en la remoción de partículas por encima de 0,3 micrones. Este valor de eficiencia está basado en el ensayo DOP, el cual es un conteo de partículas de 0,3 μm que pasan a través del filtro (a condiciones de filtro limpio) producidos por un generador de aerosoles cargado con Diocil Ftalato (DOP), sustancia que asegura el tamaño uniforme de las partículas. Un fotómetro mide la penetración de la partícula en el filtro HEPA, detectando la dispersión de la luz.

Varios factores determinan la eficiencia de los filtros HEPA, entre ellos se incluyen la filtración del gas, la velocidad, las características de las partículas y las características del medio filtrante. En general, la eficiencia de recolección se incrementa al aumentarse la velocidad de filtración y el tamaño de partículas. Además, la eficiencia aumenta a medida que se incrementan la densidad y el espesor de la carga de polvo en el filtro.

Los filtros HEPA son mejor aplicados en situaciones en las que se requieren altas eficiencias en el filtrado de partículas submicrométricas, o donde no se pueden limpiar del filtro las partículas tóxicas y/o peligrosas. Por estas razones que los filtros HEPA son los más adecuados para aplicaciones médicas tales como el aislamiento de pacientes bajo tratamiento que involucra aislamiento inmunológico, cuidado de víctimas de quemaduras, cirugía ortopédica, etc.

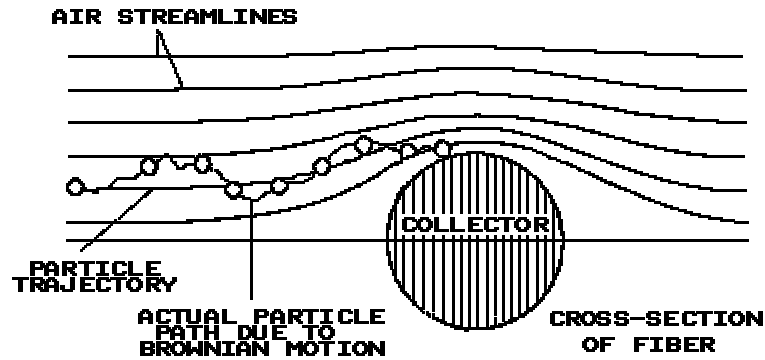


Figura 2.9: Movimiento Browniano

En teoría los filtros HEPA deberían ser altamente efectivos contra bacterias y medianamente efectivos contra virus, pero se ha encontrado que su eficiencia está por debajo de la medida realizada en laboratorio (ensayo DOP). Frecuentemente este problema se soluciona realizando una correcta instalación y un buen mantenimiento de los filtros, teniendo especial cuidado de que los marcos que sostienen los filtros se ajusten con precisión al ducto de ventilación, de forma tal que no existan fugas de aire no filtrado. Los filtros HEPA no requieren ninguna limpieza para conservar su eficiencia manteniéndola durante dos a cinco años de vida útil.

Un módulo de filtrado de HEPA comúnmente consiste de un prefiltro que esta fabricado de espuma de poliuretano impregnada con carbón activado. Esta espuma retiene partículas grandes (diámetro mayor a 2,5 μm) y concentraciones de polvo mayores a 0,03 gramos por centímetro cuadrado (g/cm^2) que rápidamente podrían obstruir el filtro HEPA y el carbón activado se encarga de adsorber los olores. Para su limpieza el prefiltro puede ser aspirado para remover todas estas partículas. Alcanzan una eficiencia entre el 70 % al 90 %.

Después del prefiltro se encuentra el filtro HEPA, en el cual el medio filtrante es plegado para proporcionar una mayor relación de área superficial a igual velocidad de flujo. Sin embargo, un plegado muy estrecho puede causar que el polvo filtrado cubra el fondo de los pliegues, reduciendo el área superficial. Para evitar el colapso del medio filtrante, con frecuencia se emplean separadores corrugados de aluminio. La profundidad de los pliegues puede variar desde 2,5 cm hasta 40 cm. Generalmente, el espaciamiento del plegado es entre 12 y 16 pliegues por pulgada, aunque ciertas condiciones requieren menos pliegues, de 4 a 8 pliegues por pulgada. En la figuras 2.10 y 2.11 se puede observar el interior de un filtro HEPA y su estructura general.

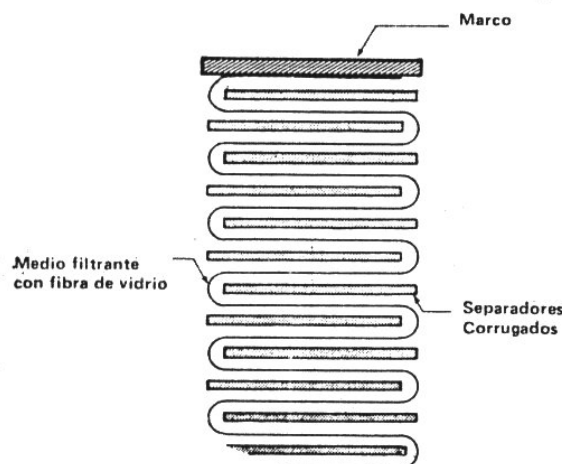


Figura 2.10: Diseño interno de un filtro HEPA

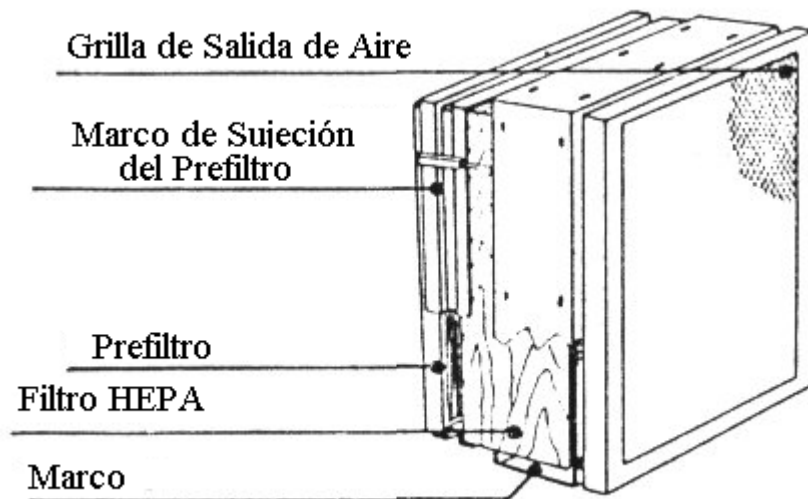


Figura 2.11: Módulo de filtrado HEPA

Los módulos HEPA generalmente son utilizados como filtros desechables. En la mayoría de los diseños, el reemplazo del módulo del filtro se realiza por el lado del aire limpio y por fuera de la caja de filtración, reduciendo el riesgo de exposición de los técnicos de mantenimiento a las partículas contaminantes. La OSHA (Occupational Safety and Health Administration) requiere procedimientos especiales para el recambio de los filtros, comúnmente conocidos métodos como el “bag in/bag out” permiten la remoción y el reemplazo del filtro manteniendo la operación sellada y minimizando el riesgo de exposición del personal de mantenimiento a materiales potencialmente infecciosos.

La operación del filtro puede requerir equipo adicional, como por ejemplo sensores de presión a la entrada y la salida para medir la caída de presión a través del filtro. Esto no solo indica cuando debe reemplazarse el filtro, sino que también monitorea la integridad del sistema de filtración.

3.2.2 Características de los filtros HEPA

a). Flujo de aire

Los filtros HEPA están limitados a aplicaciones con baja capacidad de flujo de aire, pudiendo manejar flujos de aire desde menos de 0,1 hasta 1,0 metros cúbicos por segundo (m^3/seg). Para aplicaciones que requieran mayor capacidad de flujo de aire se deben conectar bancos o módulos de filtros en paralelo. Los sistemas modulares disponibles comercialmente pueden manejar velocidades de flujos de aire en el rango de 5 a 12 m^3/seg .

La capacidad de flujo de aire es una función de la resistencia o caída de presión a través del filtro y de la carga de partículas. A medida que se acumula el polvo en el filtro, aumenta la resistencia y por lo tanto, disminuye el flujo de aire. Puesto que el filtro no se limpia, la velocidad de flujo de aire continúa disminuyendo a medida que opera el sistema. Después que la caída de presión a través del filtro alcanza un punto tal que previene un flujo adecuado de aire, el filtro debe ser reemplazado. Es por esto que los filtros HEPA son utilizados en aplicaciones que tienen bajas velocidades de flujo de aire o bajas concentraciones de partículas contaminantes.

b). Temperatura y humedad

Las temperaturas están limitadas por el tipo de medio filtrante y por el sellador utilizado en los módulos de filtrado pudiendo manejar temperaturas del aire de hasta aproximadamente 93° C. Con medio filtrante y material sellador especiales, los filtros HEPA pueden aceptar temperaturas de hasta 200° C y los que poseen sellos mecánicos vidriados o de cerámica, pueden soportar temperaturas de hasta 537° C.

Los filtros HEPA pueden tolerar algo de humedad. Sin embargo, humedades mayores a 95% pueden causar que el medio filtrante se tape. Por lo tanto, la temperatura mínima del flujo de aire debe permanecer por encima del punto de rocío de cualquier vapor condensable en la corriente o disminuir la HR a niveles aceptables según las especificaciones del filtro en particular.

c). Carga de contaminantes

Las cargas típicas van desde 1 a 30 gramos por metro cúbico (g/m^3). La capacidad de retención de polvo, compara la ganancia en peso del filtro con el aumento en la caída de presión durante un período específico de tiempo; las capacidades típicas de retención de polvo varían desde 17,6 a 35,3 gramos por m^3/min . de aire filtrado.

d). Otras consideraciones

La caída de presión a través del filtro es una función de la carga de contaminantes. Se debe monitorear la caída de presión a través del medio filtrante; una vez que la caída de presión se vuelve inaceptable, el filtro debe ser reemplazado. La caída típica de presión para un filtro limpio es de 25 milímetros (mm) de columna de agua. Un incremento de la caída de presión en el rango de 51 a 102 mm de columna de agua, indica el fin de la vida de servicio de un filtro. Existen filtros que tienen caídas de presión cuando están limpios, en el rango de 6 a 13 mm de columna de agua.

3.3 Irradiación Germicida Ultravioleta (UVGI)

El uso de la radiación ultravioleta (UV) para la esterilización de microorganismos ha sido estudiada desde 1930. La radiación UV está definida como la porción del espectro electromagnético en el rango de longitudes de onda de 100 nm a 400 nm (ver figura 2.12). El espectro UV ha sido separado en tres bandas de longitudes de onda diferente: UV-A (longitudes de onda larga, rango 320 a 400 nm), UV-B (longitudes de onda medias, rango 290 a 320 nm) y UV-C (longitudes de onda cortas, rango 100 a 290 nm).

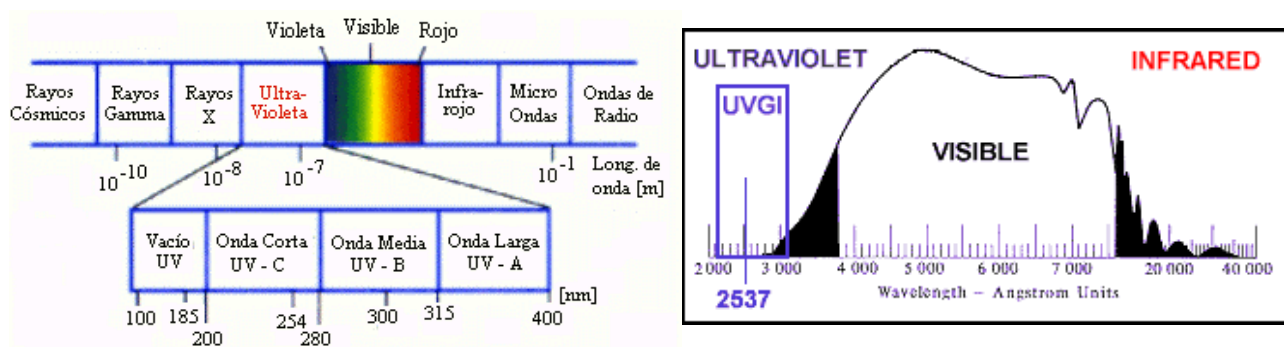


Figura 2.12: Espectro de la radiación UV

El tipo de radiación UV que es efectiva contra las bacterias es la UV-C, que a su vez es relativamente inocua para los seres humanos a diferencia de la radiación UV-A la cual puede causar cáncer de piel y la radiación UV-B la cual se conoce que causa cataratas. Sin embargo, se deben tomar precauciones especiales cuando se utiliza radiación UV-C incluyendo indumentaria y lentes adecuados para las inspecciones regulares y el mantenimiento de las lámparas. La luz de esta longitud de onda puede causar enrojecimiento de la piel o conjuntivitis durante una exposición prolongada de alta intensidad pero estos efectos son temporarios. Otros efectos colaterales de la radiación UV-C incluyen la decoloración de objetos y tejidos y daños en las plantas.

Los microorganismos son vulnerables a los efectos de la luz UV debido a la resonancia que se produce entre fotones de esta longitud de onda con estructuras moleculares. Visto de otro modo un fotón de energía de luz UV posee justamente la cantidad correcta de energía para romper los enlaces moleculares orgánicos; la ruptura de estos enlaces se traduce en daño celular o genético de los microorganismos. El mismo daño ocurre en los humanos pero está limitado a la piel y a los ojos.

La componente UV de la luz solar es la principal razón de muerte de los microbios en el aire externo. La vida media en el exterior varía de un agente patógeno a otro, pero puede ser de unos pocos segundos a unos pocos minutos para una eliminación del 90 al 99 % de virus o bacterias contagiosas. Las esporas y algunas bacterias ambientales tienden a ser más resistentes y pueden sobrevivir a exposiciones mayores. Los sistemas UVGI típicamente usan niveles mucho más concentrados de energía UV que los encontrados en la luz solar.

Las fuentes de radiación ultravioleta comercialmente disponibles son las lámparas de vapor de mercurio a baja presión, que emiten energía radiante en el rango del UV-C, predominantemente a una

longitud de onda de 253,7 nm. El arco se produce en las mismas circunstancias que el de una lámpara fluorescente y irradia el mismo tipo de energía ultravioleta. La diferencia radica en que la ampolla de la lámpara fluorescente está revestida interiormente con fósforo, el cual convierte la radiación ultravioleta en luz visible. La lámpara germicida no tiene capa de fósforo y está hecha de un vidrio especial, que es atravesado por la radiación ultravioleta generada por el arco.

Antes de instalar estos sistemas UVGI deben tenerse en cuenta los siguientes factores:

- ✓ Este tipo de instalación controla solamente la infección del aire por bacterias; as esporas de hongos tienen una resistencia mayor al UV y no puede ser desactivado en el corto tiempo que necesita el aire para pasar por la zona irradiada.
- ✓ Deben instalarse filtros contra el polvo, para evitar que cubra las lámparas. El polvo reduce mucho las emisiones de UV.
- ✓ El número de lámparas requerido en un ducto de ventilación es directamente proporcional al flujo de aire.
- ✓ Las lámparas deben limpiarse con intervalos que dependen de la suciedad que se encuentre en la atmósfera en que trabajan. Para mantener el rendimiento de radiación al máximo deben limpiarse con una tela humedecida con alcohol o amoníaco y agua. No debe usarse ni cera ni aceites.
- ✓ Cuando la radiación de una lámpara desciende al 60 % del valor indicado para 100 horas, la lámpara debe ser reemplazada.

La radiación germicida UV puede ser aplicada de dos formas generales:

- ✓ Irradiación del espacio superior de la habitación
- ✓ Irradiación del ducto de ventilación

3.3.1 Comportamiento de los microorganismos frente a la UVGI

La variedad de microbios a la que se enfrenta un sistema UVGI es esencialmente impredecible y depende en cierto grado del tipo de servicio y de su localización geográfica.

Los virus son especialmente susceptibles a la luz UV, aún más que las bacterias, pero a su vez son también muy difíciles de filtrar. Las esporas, las cuales son más resistentes a la radiación UV que la mayoría de las bacterias, pueden ser controladas efectivamente a través del uso de filtros de alta eficiencia. La combinación del filtrado para bacterias y esporas con el complemento de un sistema UVGI para virus es la combinación óptima para hacer frente a estos agentes patógenos.

Los sistemas UVGI inactivan patógenos de acuerdo a la siguiente ecuación de decaimiento:

$$S(t) = e^{-kIt} \quad (1)$$

donde:

- S: fracción de la población original que sobrevive a un tiempo de exposición t
- k: constante de decaimiento [$\text{cm}^2/\mu\text{Ws}$]
- I: intensidad de la radiación UVGI [$\mu\text{W}/\text{cm}^2$]
- t: tiempo de exposición [seg]

La constante de decaimiento k define la sensibilidad de un microorganismo a la radiación UV y es única para cada especie de microorganismo. La constante para la E.coli es de 0,000767 $\text{cm}^2/\mu\text{Ws}$. En la tabla 2.8 se pueden ver las constantes de decaimiento promedio según el tipo de microorganismos.

Constantes de Decaimiento Promedio de Distintos Agentes Patógenos	
Grupo Microbiano	Constante k [cm²/μW s]
Virus	5,26582
Bacterias Gram (-)	0,01235
Bacterias Gram (+)	0,03307
Esporas	0,00012

Tabla 2.8

La ecuación (1) omite una característica observada en el comportamiento de los microorganismos frente a la radiación UV, es la denominada la dosis umbral. Esta representa un retardo en la respuesta de los microorganismos expuestos a la UVGI, y por debajo de esta dosis umbral los microorganismos no sufren daños o son capaces de repararlos.

- ✓ Si la velocidad del aire es demasiado alta y la dosis es insuficiente, los microbios pueden tener una baja respuesta o aún recuperarse del daño ocasionado. Existen muy pocos datos para determinar la dosis umbral de la mayoría de los agentes patógenos

3.3.2 UVGI por irradiación del espacio superior de la habitación

En este método de desinfección germicida se instalan lámparas UV cerca del techo de una habitación, creando un campo de radiación UV al nivel del techo como se muestra en la figura 2.13. Se deben colocar paneles protectores por debajo de la montura de las lámparas de tal modo de dirigir la radiación hacia la parte superior de la habitación y evitar sobreexposiciones a la radiación UV. La convección en la habitación (natural o forzada) es la causante de que una cierta porción del aire circule a través de este campo y sea desinfectado.

La curva de la intensidad de campo UV mostrada es un ejemplo y variará con la configuración de las lámparas. El vapor de agua absorbe cantidades significativas de radiación UV-C, por lo que altos porcentajes de HR disminuyen la eficacia de estas unidades. Al dimensionar el sistema, hay que considerar las pérdidas de intensidad de salida causada por este factor y por la acumulación de polvo en las lámparas, de tal modo que la intensidad del campo UV, bajo condiciones de operación, sea suficiente para lograr la desinfección deseada (normalmente 99,9 %).

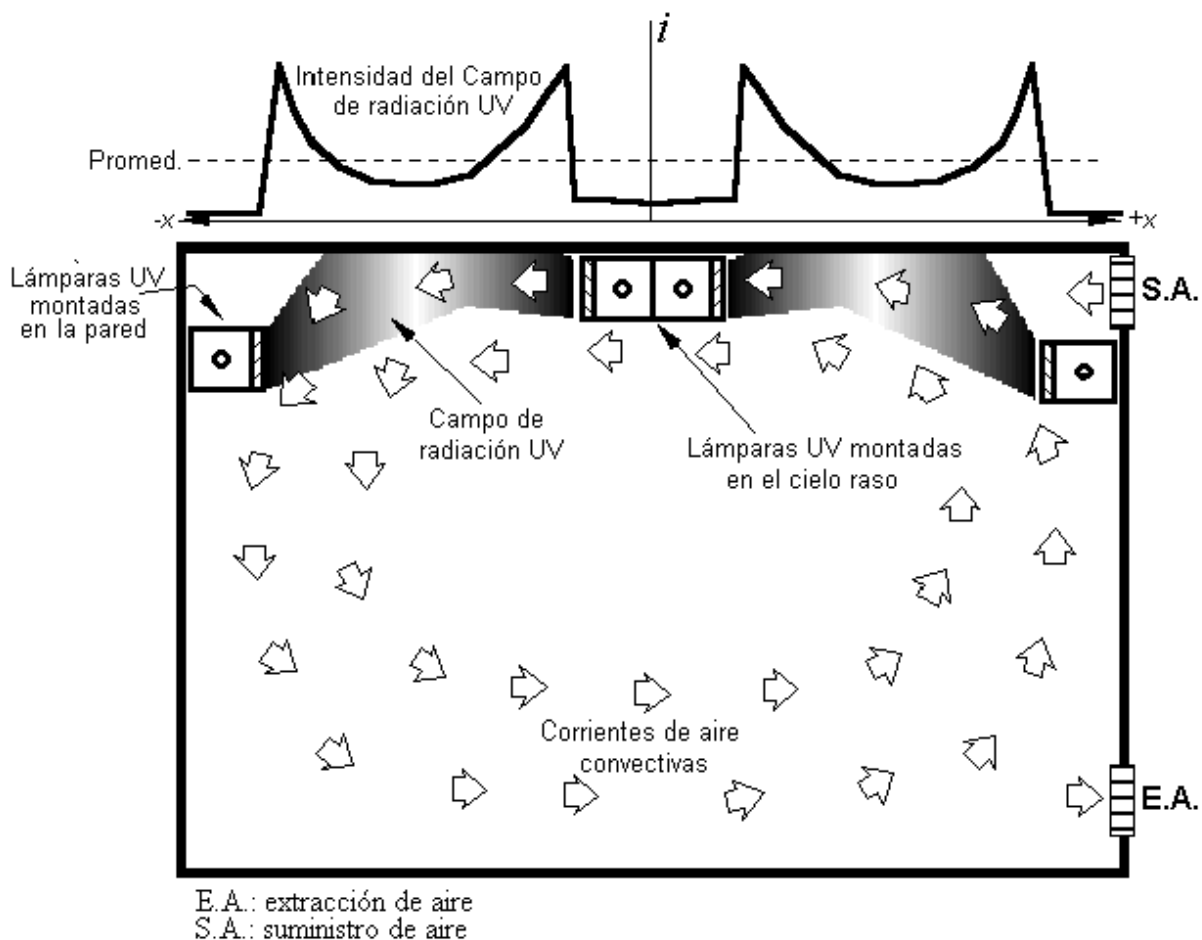


Figura 2.13: Configuración de UVGI por irradiación superior

La efectividad de la UVGI del espacio superior de la habitación normalmente se expresa en cambios de aire equivalentes por hora, por ejemplo, cuantificando la cantidad de ventilación requerida para proporcionar la misma reducción en el número de agentes patógenos que son eliminados por la radiación UV.

Se ha determinado que estos sistemas proporcionan un equivalente de 20 ACH para aquellas bacterias que son menos susceptibles a los efectos de radiación de UV. Optimizando la convección a través del campo de radiación se puede duplicar este efecto, aunque esto no significa aumentar al máximo la velocidad de las corrientes convectivas a través del campo de radiación, ya que se puede reducir el tiempo de la residencia en el campo y disminuir la eficacia de este sistema. Lo que se debe inducir es que un mayor porcentaje del volumen de aire de la habitación fluya a través del campo de radiación a una velocidad que proporcione un tiempo de permanencia suficiente como para lograr una adecuada desinfección. Esto depende de la configuración del habitación, configuración y potencia de la lámpara, etc.

Algunas aplicaciones de este sistema UVGI incluyen: habitaciones de aislamiento y tratamiento, laboratorios, salas de espera, consultorios, sala de emergencia, pasillos y áreas centrales de medios donde pueden encontrarse o generarse bioaerosoles.

3.3.3 UVGI por irradiación del ducto de ventilación

Esta técnica involucra la instalación de lámparas UV directamente en el ducto de aire, la figura 2.14 muestra una instalación típica. Las lámparas se instalan en forma perpendicular al flujo de aire y el número de lámparas y su potencia en vatios se selecciona de modo tal que proporcionen una intensidad de radiación suficiente como para eliminar los agentes patógenos que puedan encontrarse en la corriente de aire.

La velocidad del aire en el ducto debe ser lo suficientemente baja a fin de proporcionar un tiempo de permanencia adecuado en el campo de radiación. Dado que el polvo acumulado en las lámparas reduce significativamente la intensidad del campo, estas deben localizarse corriente abajo de la etapa de filtrado y deben limpiarse regularmente. Se requieren puertas de acceso en el ducto para el mantenimiento e inspección de las lámparas y para la medición de la intensidad del campo y como medida de seguridad se deben colocar

etiquetas de advertencia apropiadas y cerrojos en las puertas de acceso para prevenir exposiciones accidentales a la radiación UV.

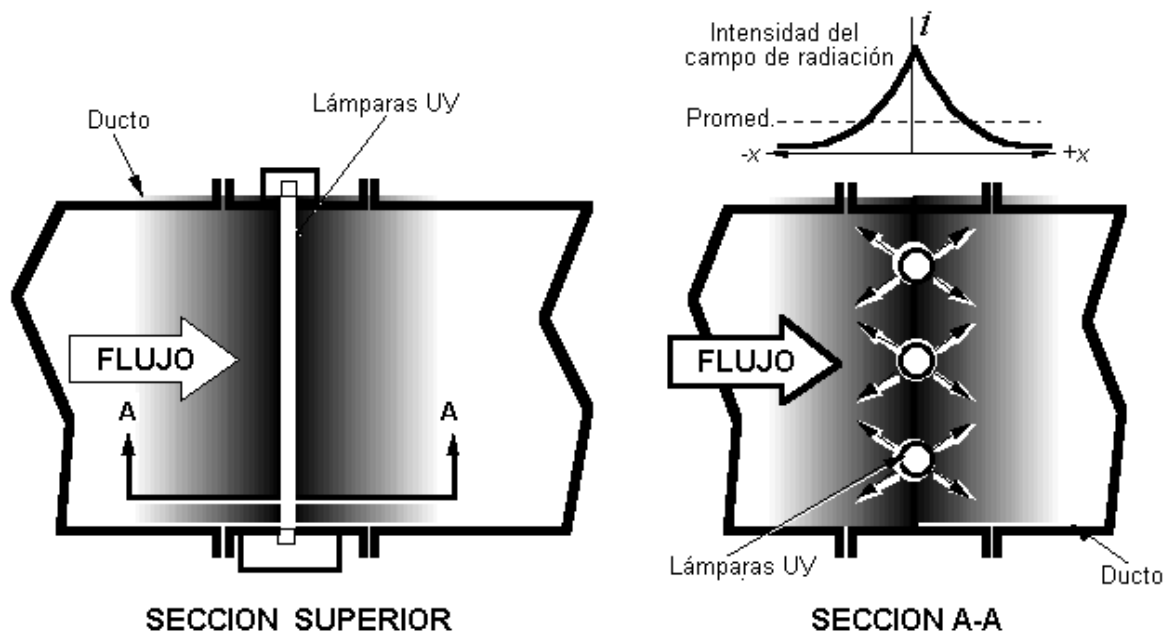


Figura 2.14: Arreglo de lámparas UV montado en un ducto

3.3.4 Parámetros de diseño de los sistemas UVGI

A partir de la ecuación (1) y fijando una tasa de desinfección del 99,9% se deben tener en cuenta diversos parámetros para el dimensionamiento de un sistema UVGI, entre los más importantes figuran: características del flujo de aire, la potencia, número y configuración geométrica de las lámparas y el diseño del sistema de ventilación.

3.3.4.1 Características del flujo de aire

Las características del flujo de aire que pueden impactar en el diseño de un sistema UVGI son la humedad relativa y la velocidad del aire. Un incremento en la humedad relativa disminuye la intensidad promedio del campo de radiación, ya que el vapor de agua absorbe la radiación UV, por lo tanto una manera de evitar esto es instalando los humidificadores corriente abajo de las lámparas UV, y aprovechar que el aire de los ductos que pasa a través de las lámparas tiene un bajo porcentaje de HR.

Los sistemas UVGI que trabajan con velocidades de aire superiores a las de diseño pueden degradar su funcionamiento a causa de que el tiempo de exposición de los bioaerosoles al campo de radiación UV es muy breve, permitiendo que la tasa de supervivencia sea mayor. A su vez el efecto de refrigeración del aire sobre la superficie de la lámpara, enfría el plasma contenido en el interior de la lámpara, disminuyendo la potencia irradiada.

3.3.4.2 Diseño del sistema de ventilación

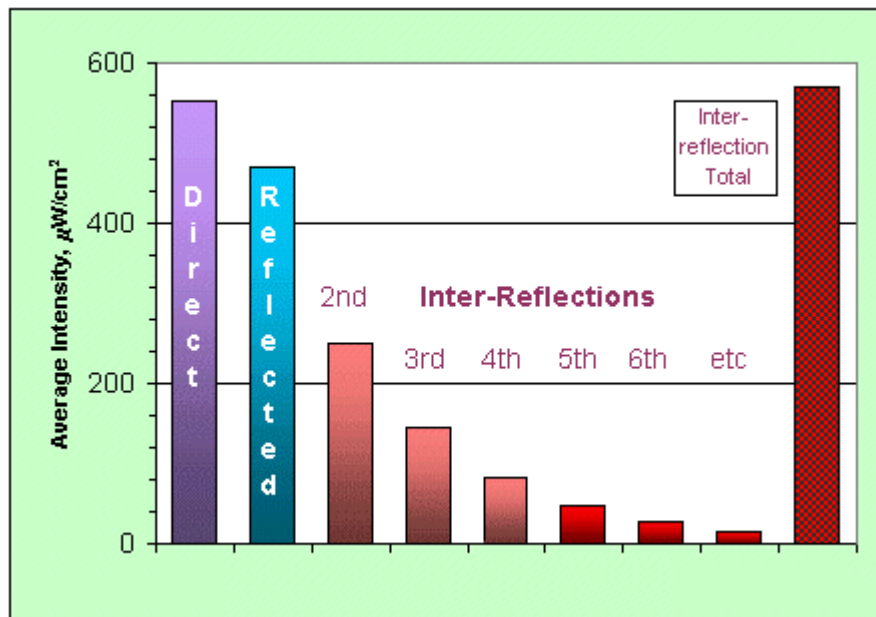
La utilización de superficies reflectivas a la luz UV es una forma muy económica y eficaz de intensificar el campo de radiación ultravioleta en los ductos de ventilación. Los resultados de análisis computacionales demuestran que las componentes reflejadas (tanto reflexiones directas como interreflexiones) suman una intensidad al campo UV de aproximadamente la misma magnitud que la componente directa. Ver figura 2.15.

Por lo tanto es muy aconsejable la utilización de este tipo de superficies reflectoras, pero su uso se restringe a espacios cerrados como por ejemplo ductos de ventilación.

Existen dos tipos de superficies reflectoras de luz UV: las especulares y las difusas. Las superficies especulares producen reflexiones similares a las de los espejos ya que son direccionalmente dependientes de la fuente, mientras que las superficies difusas producen reflexiones no direccionales que se expanden igualmente en todas direcciones. El papel blanco común (no satinado) es un buen ejemplo de una superficie

difusa, otro material muy reflectivo es el aluminio pulido. La mayoría de los materiales poseen una combinación de propiedades especulares y difusas y exhiben un cierto grado de dependencia direccional. Para los propósitos de diseño el grado de dependencia direccional no es crítico.

Figura 2.15: Intensidad de luz adicional calculada a partir de las reflexiones e interreflexiones



3.3.5 Consideraciones acerca de las lámparas UV

La parte más difícil al diseñar un sistema UVGI es determinar la potencia y el número de lámparas que se utilizarán de tal modo de cumplir con un grado de desinfección total (es decir, lograr una tasa de supervivencia de microorganismos del 0,01%).

La ecuación (1) brinda los parámetros de los cuales depende la tasa de supervivencia. Estos parámetros son, la constante k la cual brinda una medida acerca de la resistencia intrínseca que tiene cada especie de microorganismo frente a la radiación UV, para el diseño se buscará aquel microorganismo que tenga la constante de k de menor valor para asegurarnos de que el sistema responderá frente al caso más crítico.

Los otros dos parámetros están muy interrelacionados entre sí, la intensidad promedio del campo de radiación y el tiempo de exposición. Asumiendo un mezclado completo, la intensidad del campo puede ser descrita por un único valor que es la intensidad promedio. Para obtenerlo se requiere modelar el campo de intensidad de la/s lámpara/s y calcular la intensidad en cada punto del ducto hasta una cierta distancia de las lámparas, y a continuación promediar todos los valores calculados.

Las lámparas disponibles comercialmente se venden por la potencia que irradian. Para poder calcular la intensidad de radiación de salida de la lámpara (dato de inicio para poder estimar el campo de radiación) se debe dividir la potencia en el área superficial de la lámpara, la cual normalmente tiene un forma cilíndrica. Si la intensidad promedio no es suficiente para lograr la tasa de desinfección requerida, se debe optar por colocar lámparas de mayor potencia y repetir los cálculos.

El tiempo de exposición queda determinado por la velocidad del flujo de aire y por la cantidad de lámparas consecutivas que se instalen. La única manera de poder modificar la velocidad del flujo de aire (y de esta manera aumentar el tiempo de exposición) es a través de expansiones del ducto de ventilación que incrementen su área de sección transversal, lo cual no siempre es constructivamente posible. La otra alternativa para aumentar el tiempo de exposición es disponer de un mayor número de lámparas, lo cual aumenta la extensión del campo de radiación UV y a su también aumenta en cierto grado la intensidad promedio.

No existe un procedimiento único para el diseño de un sistema UVGI, se debe “jugar” con todos los parámetros mencionados anteriormente y llevar a cabo los cálculos en forma reiterada, hasta obtener un diseño que cumpla los requerimientos establecidos y que sea económica y constructivamente viable.

3.4 Control diferencial de presión

El principio básico de presurización para el control de contaminantes microbianos es establecer diferencias de presiones ambientales entre los ambientes de un servicio y las áreas circundantes, de tal manera que el aire suministrado se dirija desde las áreas de menor contaminación (mayor limpieza) a las áreas que tengan un potencial de contaminación progresivamente mayor. En servicios que tratan enfermedades infecciosas de alto riesgo el aire extraído es filtrado con filtros HEPA y/o expuesto a UVGI antes de enviarlo al exterior.

El control de presión diferencial en ambientes hospitalarios brinda seguridad y protección a pacientes, personal médico y visitantes evitando que agentes patógenos que puedan ocasionar infecciones y enfermedades se dispersen por todo el nosocomio. Existen dos alternativas en cuanto a la funcionalidad de los sistemas de presión diferencial, los ambientes de presión negativa y los ambientes de presión positiva.

Los ambientes sometidos a presión negativa se usan para alojar a pacientes con enfermedades altamente contagiosas tal como la tuberculosis (TB). La presión negativa impide que los microorganismos se diseminen en ambientes aledaños, disminuyendo el riesgo de contagio. Similarmente, los pacientes inmunodeprimidos (por ejemplo, pacientes enfermos de HIV), o que son muy vulnerables a enfermedades e infecciones (por ejemplo, pacientes con quemaduras graves de gran superficie), se ubican en ambientes de aislamiento sometidos a presión positiva de tal modo de mantener la contaminación fuera de esta área.

Los sistemas en los que se combina la presurización negativa en las áreas contaminadas con presurización positiva en las áreas limpias o protegidas, tienen el mayor grado de protección y control. La figura 2.16 ilustra el principio básico del flujo de aire en cascada desde las áreas limpias hacia las áreas de contaminación microbiana progresivamente mayor.

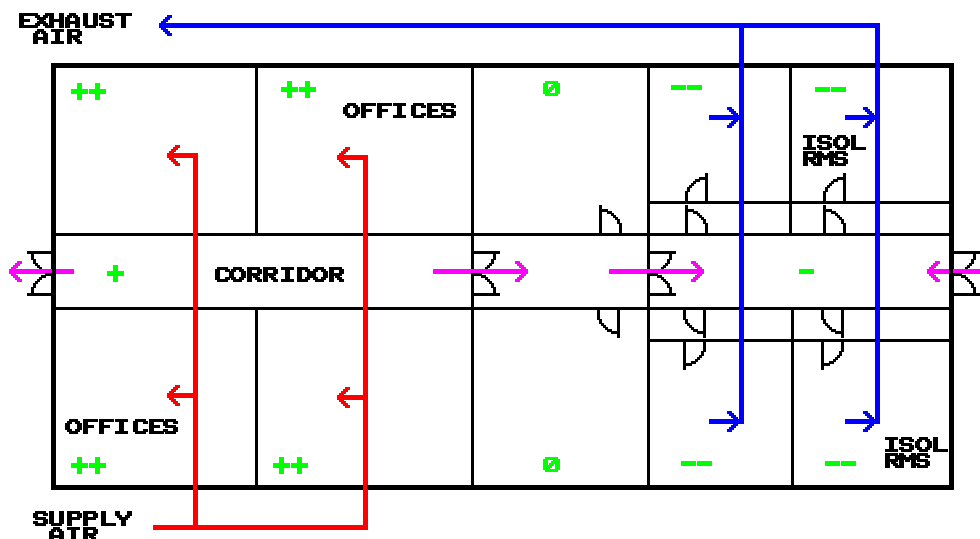


Figura 2.16: Flujo de aire en cascada

En la figura 2.16, puede observarse un servicio que tiene habitaciones de internación comunes y habitaciones de aislamiento, separados por pasillos y otras dependencias. Se suministra aire a las áreas sometidas a mayor presión positiva (marcadas con '+'), y es extraído de las áreas sometidas a presión negativa (marcadas con '-'). Las flechas sobre el pasillo central indican la dirección del flujo de aire (exfiltración/infiltración) entre las distintas áreas. Este esquema representa un ala de un servicio de internación a doble circulación. Los diferenciales de presión se obtienen a partir de los diferentes balances entre el aire suministrado y el aire extraído para los distintos ambientes.

Algunos ejemplos de ambientes hospitalarios donde se debería aplicar control diferencial de presión son:

- ✓ Habitaciones de aislamiento
- ✓ Laboratorios hospitalarios de alto riesgo biológico.
- ✓ Unidades de cuidado intensivo
- ✓ Quirófanos
- ✓ Habitaciones para pacientes transplantados
- ✓ Servicios de esterilización

3.4.1 Métodos de control de presión diferencial

El objetivo de los sistemas de control de presión es controlar la infiltración de aire hacia el interior de la habitación y la exfiltración hacia el exterior. Los métodos de control de presión se pueden dividir en dos categorías:

- a) Sistemas de presión diferencial
- b) Sistemas de volumen diferencial (Flow – Tracking)

3.4.1.1 Sistemas de presión diferencial

Existen 2 variantes de este método, difieren entre sí en el modo en que realizan la medición del ΔP . En el sistema llamado “ ΔP clásico” se dispone de sensores que miden la presión real en el ambiente presurizado y en el ambiente de referencia. Estas señales son transmitidas al controlador, el cuál calculará el valor medido de ΔP y lo comparará con el valor seteado. Si existe diferencia, el controlador actuará sobre los dampers de suministro y de extracción de aire a fin de que el diferencial de presión entre los ambientes tienda al valor seteado.

El volumen de aire suministrado es simplemente una función del ΔP medido, del valor seteado de ΔP y de los parámetros del controlador. La Figura 2.18 B muestra un esquema de este sistema de control de presión.

Existen algunas dificultades prácticas en la implementación de este tipo de sistemas, debido a que la presión diferencial a ser medida y controlada es sumamente pequeña, en el orden de 2,5 Pa (0,025 cm H₂O). La medición precisa de presiones de esta magnitud es sumamente difícil, dado que se requieren de transductores exactos que midan diferenciales de presión ultra bajos.

En los servicios de salud reales hay factores que afectan en gran medida la señal de presión sensada. Algunos de estos factores son la apertura y cierre de puertas, tráfico de personas pasando cerca del sensor, los ascensores, el viento, etc.. Cuando se introducen estos factores, los cuales pueden ser mucho más grandes en magnitud que la señal de presión diferencial, la señal resultante es tan ruidosa que su medición se hace aún más difícil. Las fluctuaciones de la señal (ruido) son del orden de 25 Pa, representando una relación señal a ruido de 1:10.

Para determinar el nivel de presión diferencial es necesario promediar la señal, con la consiguiente demora en el tiempo de respuesta. Si se desea una gran exactitud se deberá promediar la señal sobre un largo periodo de tiempo, y a la inversa para tener un sistema rápido habrá que sacrificar exactitud. Por lo tanto se debe llegar a una solución de compromiso entre exactitud y velocidad de respuesta del sistema.

Para que los sistemas ΔP resulten estables, el tiempo de respuesta estará en el orden de varios minutos, cuando estos sistemas sacrifican estabilidad por velocidad de respuesta, pueden oscilar alrededor del punto seteado en forma muy brusca antes de alcanzar el estado estacionario

En los sistemas “pseudo- ΔP ”, la señal de presión diferencial es obtenida de un modo indirecto, midiendo la velocidad del flujo de aire inducido a través de un hueco que se practica en la estructura de la pared que divide el ambiente presurizado del ambiente de referencia. Esta señal es proporcional al ΔP entre los dos ambientes, y a partir de esta señal con una simple electrónica es posible obtener el valor de ΔP .

Estos sistemas son más rápidos y estables a causa de que las señales de velocidad del flujo de aire y el ruido son proporcionales a la raíz cuadrada de la presión diferencial. Esto mejora la relación señal a ruido por un factor de 1:3. El simple cambio en la variable medida mejora la performance del sistema por un factor de tres. Sin embargo, el ruido es todavía tres veces mayor que la señal de interés, por lo que el sistema tardará unos 60 segundos en producir una señal de salida estable luego de un cambio de presión en el ambiente.

Actualmente existen los sistemas disponibles comercialmente que utilizan tanto los el método pseudo ΔP como el ΔP clásico.

Una característica indeseable de ambos sistemas es que las variables medidas (presión o velocidad) desaparecen totalmente (se hacen 0) cuando se abre la puerta de la habitación. Esta desventaja ha sido compensada en algunos controladores que tienen la posibilidad de congelar la señal de salida durante un tiempo predeterminado o hasta que la puerta vuelva a ser cerrada.

Entre los sistemas pseudo- ΔP disponibles comercialmente se pueden identificar los siguientes módulos:

1. Sensor

El sensor de presión consiste de dos elementos de sensado de velocidad del aire montados en línea respecto al otro. Los sensores consisten de resistencias RTD (Resistance Temperature Detector) sobre las cuales circula el flujo de aire, haciendo variar su resistencia con la velocidad del flujo del aire y utilizan la técnica de anemometría térmica a temperatura constante para determinar la velocidad del flujo de aire, la cual requiere compensación por temperatura, siendo suficiente la compensación el rango de 12 a 35 °C.

El sensor de presión es montado sobre un agujero practicado en la pared de la habitación que separa el ambiente de presión controlada con el ambiente de referencia (antesala o pasillo).

2. Controlador

El controlador tiene como función monitorear y mantener la presión en la habitación. Las acciones de control se efectuarán es base a los valores sensados y seteados de presión. A su vez posee un módulo de display montado en la pared exterior de la habitación, el cuál muestra los valores medidos y el estado del sistema (alarmas, activación del congelamiento, etc). El controlador dispone de alarmas para niveles altos y bajos de presión.

En el caso de utilizar habitaciones con antesala el controlador dispone de una segunda entrada para monitorear la relación de presión entre la antesala y el pasillo.

3. Dampers/Actuadores

Son módulos que están instalados sobre los ductos de ventilación y son los encargados de modular los flujos de suministro y de extracción de la habitación.

Los dampers son válvulas que consisten, en el caso de ductos de sección circular, en una aspa o placa de acero galvanizado que obtura el pasaje de aire en mayor o en menor medida dependiendo de su ángulo de rotación. El rango de rotación va desde los 0° (abierto totalmente) hasta los 90° (cierre completo).

Para el caso de ductos rectangulares los dampers consisten de un conjunto de placas rectangulares de acero galvanizado dispuestas en forma paralela y que funcionan de manera análoga a una persiana americana. El rango de rotación es similar al de los dampers de aspa única.

Actualmente han surgido un tercer tipo de dampers llamados válvulas tipo venturi independientes de la presión, en la figura 17 puede verse un esquema de este tipo de dampers. Estas válvulas tienen un tamaño de 20 a 30 cm de diámetro, cubren un rango de flujos de aire de 0,12 m³/seg. hasta 170 m³/seg. y tienen un tiempo de respuesta menor a 1 segundo. La principal característica de este tipo de dampers es su bajísimo nivel de ruido reduciendo o eliminando la necesidad de silenciadores. La exactitud es de aproximadamente +/- 5 % de la señal de control.

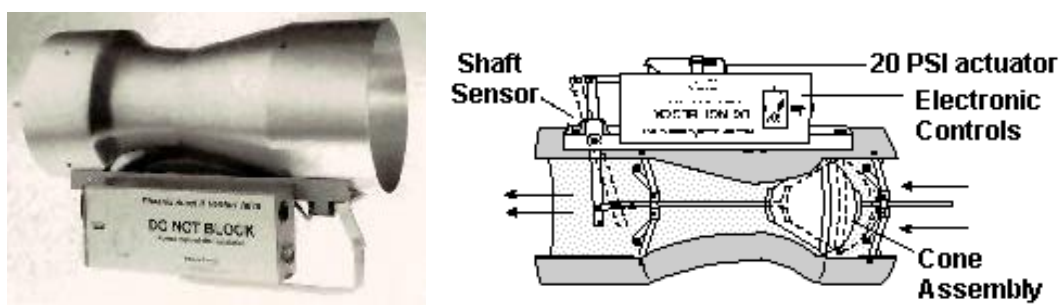


Figura 2.17: Damper tipo venturi

4.4.1.2 Sistemas de volumen diferencial ΔV (Flow – Tracking)

El sistema se compone de sensores de flujo de aire instalados en los ductos de suministro y extracción de aire. Estas señales son transmitidas al controlador el cual actúa sobre los dampers de suministro y de extracción de aire de modo tal que se establezca una diferencia estable entre ambos flujos denominada offset.

Los flujos de aire de extracción y de suministro de la habitación son medidos y controlados para producir una infiltración o exfiltración deseada. Si la habitación se mantiene negativa con respecto a las áreas

adjuntas, el flujo de aire de extracción será mayor que el flujo de aire suministrado a la habitación y el offset será negativo, al la inversa el offset será positivo.

Un offset negativo reducirá el volumen suministrado por debajo del volumen extraído dando por resultado una habitación de presión negativa. Un offset positivo incrementará el volumen suministrado por encima del volumen extraído, dando por resultado una habitación de presión positiva. Un esquema de este tipo de sistema se muestra en la figura 2.18 A.

La amplitud de las señales medidas utilizando sensores de flujo de aire y el ruido resultan en una relación señal a ruido de aproximadamente de 10:1, permitiendo mayor exactitud, estabilidad y velocidad de respuesta comparado con los sistemas ΔP .

Las pérdidas o fugas de aire hacia o desde los ductos de ventilación pueden afectar la exactitud y performance de los sistemas ΔV . Es aconsejable tratar de colocar los sensores de flujo de aire lo más cerca posible de la acometida de los ductos de ventilación en la habitación para minimizar los efectos de estas fugas. Se recomienda que se especifique y verifique que las fugas permitidas en los ductos de ventilación no supere el 0,5 % del flujo de aire que normalmente transporta el ducto. Esto se logra fácilmente mediante técnicas de construcción adecuadas y sellado de los ductos.

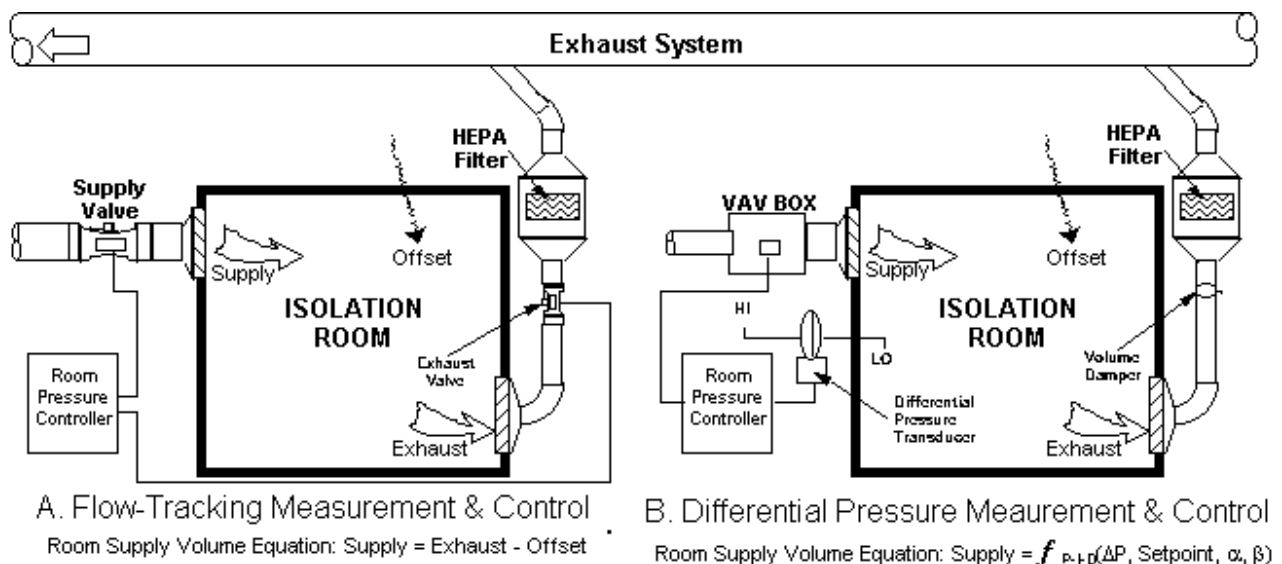


Figura 2.18: Métodos de control de presión diferencial de la habitación de aislamiento

3.4.2 Aplicación de los sistemas de control de presión

Los sistemas de control de presión se aplican en tres casos típicos:

- ✓ Ambientes de aislamiento de presión negativa
- ✓ Ambientes de aislamiento de presión positiva
- ✓ Laboratorios de riesgo biológico

Solo se describirán las dos primeras, ya que la última es una combinación de estas y no tiene una aplicación tan difundida.

La figura 2.19 ilustra el principio básico para el control de presión de habitaciones de aislamiento. Incluye una antesala para separar el área de aislamiento del pasillo que lo vincula con las restantes áreas del servicio. El equilibrio del flujo de aire, o la diferencia entre el suministro y la extracción, dictará si el área experimenta presión positiva o negativa con respecto al resto del hospital.

Como puede observarse el aire fluye entre el área de aislamiento y la antesala, principalmente a través de los orificios alrededor de la puerta. El control de la presión es realizado modulando los controladores de suministro y de extracción de aire a partir de una señal de un transductor de presión localizado dentro de la habitación de aislamiento.

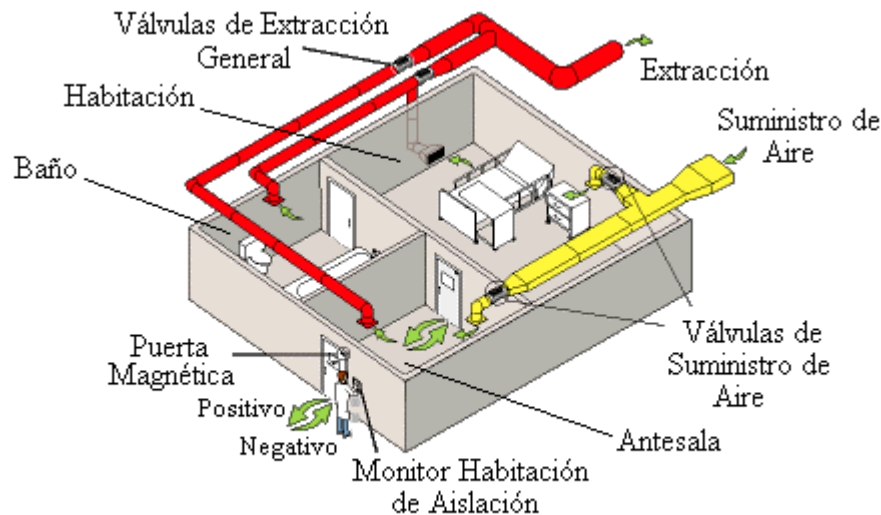


Figura 2.19: Esquema básico para el control de presión

3.4.3.1 Ambientes de aislamiento de presión negativa

Estas habitaciones mantienen un diferencial de presión negativo con respecto a las áreas aledañas, generándose un flujo de aire entrante hacia la habitación, evitando que los contaminantes y gérmenes alcancen las otras áreas. La aplicación más común en el ámbito de la salud es en los servicios de internación, específicamente en habitaciones que alojan pacientes con enfermedades infecciosas altamente contagiosas, como por ejemplo la tuberculosis.

El aire de la descarga normalmente se filtra a través de un filtro HEPA antes de descargarse al exterior, donde finalmente es purificado por elementos naturales. El aire que se recircula dentro del área también debe ser filtrado, pudiéndose complementar con un sistema UVGI.

El CDC (Center for Disease Control) recomienda que la diferencia de presión mínima necesaria para lograr y mantener presión negativa deberá ser mayor de 0,0025 cm de agua. Para establecer presión negativa en una habitación que tiene un sistema de ventilación funcionando normalmente, los flujos de aire de suministro y de extracción deben ser balanceados para alcanzar un flujo de extracción que sea un 10 % ó 1.4 m³/min. mayor que el flujo de suministro.

Otra norma de que da valores de referencia es la ANSI Z9.5 (American National Standards Institute) que establece que “a velocidades de aire por debajo de los 0,25 m/seg., una pequeña diferencia de temperatura entre los ambientes causará que el aire a menor temperatura fluya por la parte inferior de la puerta cuando esta se abre y el que el aire a mayor temperatura fluya por la parte superior de la puerta”. Si la velocidad de salida del aire desde fuera hacia la habitación de aislamiento es baja (menos que 0,25 m/seg.) se producirá un ciclo térmico en la puerta con la consiguiente pérdida del aislamiento.

En la figura 2.20 se muestra un esquema de la habitación de aislamiento de presión negativa.

Existen tres diseños para el control del flujo de aire que se usan normalmente y que pueden aplicarse tanto para áreas infecciosas o áreas de aislamiento de protección. La diferencia entre ellos es la relación de presión de la antesala con la habitación de aislamiento y con el pasillo. Se tomará como espacio de referencia al pasillo.

Diseño 1: Antesala negativa respecto a la habitación y al pasillo

Este diseño tiene dos ventajas: no hay necesidad de suministrar aire a la antesala (lo cual requiere un delicado balance), y si ésta se contamina existe todavía un buffer de presión entre la antesala y el pasillo. La desventaja es que, dado que la antesala es más negativa con respecto a habitación de aislamiento, la probabilidad de contaminar la antesala es más alta.

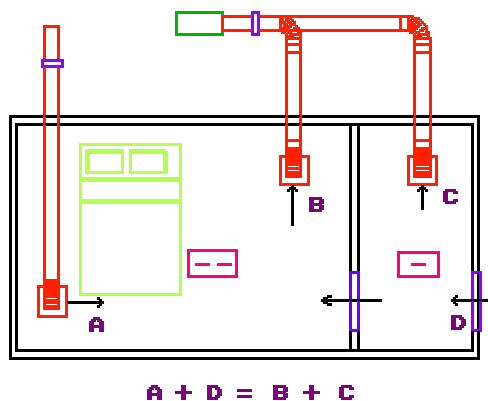


Figura 2.20: Habitación de aislamiento de presión negativa

Una variante de este diseño es agregar suministro de aire a la antesala. Si se hace esto, el flujo de extracción de la antesala debe ser aumentado para mantener la relación de presión deseada.

Diseño 2: Habitación negativa respecto a la antesala y antesala negativa respecto al pasillo

Las ventajas son: dado que la antesala es positiva con respecto a la habitación de aislamiento, la probabilidad de contaminar la antesala es menor, y si la antesala se contamina todavía hay un buffer de presión entre la antesala y el pasillo. Es el mejor diseño desde el punto de vista funcional pero tiene la desventaja que se aumenta el costo y la complejidad del control.

Diseño 3: Antesala positiva respecto a la habitación de aislamiento y al pasillo

Este diseño también tiene dos ventajas: no hay necesidad de extraer el aire y de balancear delicadamente la antesala, y dado que la antesala es positiva con respecto a la habitación de aislamiento, la probabilidad de contaminar la antesala es baja. La desventaja es que si la antesala se contamina, es probable que el pasillo también se contamine, por esta razón, este diseño no se recomienda. Una variación de este diseño agrega extracción de aire de la antesala. Si se hace esto, debe aumentarse el flujo de suministro a la antesala para mantener la relación de presión deseada.

En la tabla 2.9 se resumen los métodos de diseño para habitaciones de presión negativa.

Métodos de Diseño para Habitaciones de Aislamiento de Presión Negativa			
Relación de Presiones Relativas	Diseño 1	Diseño 2	Diseño 3
Habitación vs. Antesala	-	--	-
Antesala vs. Pasillo	-	-	+
Habitación vs. Pasillo	o	o	o

Tabla 2.9

3.4.3.2 Habitaciones de aislamiento de presión positiva

Estas habitaciones mantienen un diferencial de presión positivo con respecto a las áreas vecinas. Esto provoca que exista un flujo de aire saliente desde la habitación, evitando que los contaminantes y gérmenes alcancen la habitación. La aplicación más común en el ámbito de la salud es en los servicios de internación, específicamente en habitaciones que alojan pacientes inmunodeprimidos, como por ejemplo enfermos de HIV, trasplantados, etc. o víctimas de quemaduras graves, también se los suele utilizar con mucha frecuencia en quirófanos.

El aire suministrado o recirculado normalmente se filtra a través de filtros HEPA para prevenir el ingreso de cualquier patógeno, incluyendo hongos y bacterias, los cuales pueden ser muy perjudiciales para el paciente. También se utilizan sistemas UVGI en conjunción con estos para lograr una mayor desinfección del aire.

Los valores de diferenciales de presión que se deben mantener son similares a los anteriormente mencionados (ver sección anterior) de a cuerdo con las normas del CDC y ANSI. La diferencia radica en que ahora la habitación será positiva con respecto a las áreas contiguas y el flujo de aire será desde la habitación hacia afuera.

En la figura 2.21 se muestra un esquema de una habitación de aislamiento de presión positiva.

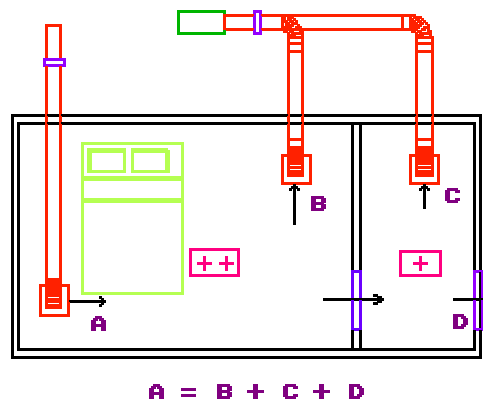


Figura 2.21: Habitación de aislamiento de presión positiva

Al igual que en caso de las habitaciones de presión negativa, existen tres diseños para el control del flujo de aire para habitaciones de aislamiento de presión positiva. La diferencia entre ellos es la relación de presión de la antesala con la habitación de aislamiento y con el pasillo.

Diseño 1: Antesala negativa respecto de la habitación y del pasillo

Este diseño tiene dos ventajas: no hay necesidad de proporcionar aire a la antesala (lo cual requiere un delicado balance), y si la antesala se contamina hay todavía un buffer de presión entre la antesala y la habitación. La desventaja es que dado que la antesala es negativa con respecto al pasillo, la probabilidad de contaminar la antesala es mayor.

Una variante de este diseño es agregar suministro de aire a la antesala. Si se hace esto, el flujo de extracción de la antesala deberá aumentarse para mantener la relación de presión deseada.

Diseño 2: Habitación positiva respecto a la antesala y antesala positiva respecto al pasillo

Las ventajas son: dado que la antesala es positiva con respecto al pasillo, la probabilidad de contaminar la antesala es baja, y si la antesala se contamina hay todavía un buffer de presión entre la antesala y la habitación. Es el mejor diseño desde el punto de vista funcional pero la desventaja es que aumenta el costo y la complejidad del control y el balance.

Diseño 3: Antesala positiva respecto a la habitación y al pasillo

Este diseño también tiene dos ventajas: no hay ninguna necesidad de extraer el aire a la antesala (lo cual requiere un delicado balance), y dado que la antesala es positiva con respecto al pasillo, la probabilidad de contaminar la antesala es baja. La desventaja es que si la antesala se contamina, es probable que el habitación también se contamine. Por consiguiente, no se recomienda este método. Una variación de este diseño agrega extracción de aire de la antesala. Si se hace esto, debe aumentarse el flujo de suministro a la antesala para mantener la relación de presión deseada.

En la tabla 2.10 se resume los tres diseños para habitaciones de presión positiva.

Métodos de Diseño para Habitaciones de Aislamiento de Presión Negativa			
Relación de Presiones Relativas	Diseño 1	Diseño 2	Diseño 3
Habitación vs. Antesala			
Antesala vs. Pasillo			
Habitación vs. Pasillo			

Tabla 9