

Les nouveaux concepts qui orientent les équipements techniques d'aujourd'hui.

DEVELOPPEMENT D'UNE METHODOLOGIE POUR CARACTERISER L'EFFICIENCE DE LA VENTILATION DES SALLES D'OPERATION

J.F. SAN JOSÉ

Dpto. Ingeniería Energética y Fluidomecánica.

*Escuela de Ingenierías Industriales. Universidad de Valladolid
ESPAGNE*

Résumé

La ventilation d'une salle d'opération est efficace lorsque le schéma de flux minimise les transmissions des contaminants en suspension vers le patient et diminue ainsi les taux d'infection. L'efficacité dépend de la position et de la nature du contaminant et du schéma de flux d'air. Ce schéma dépend essentiellement de la disposition et du type de diffuseurs d'amenée et d'extraction d'air.

Dans ce document, nous présenterons une méthodologie pour définir l'efficacité de la ventilation des salles d'opération modernes au moyen de la concentration des pathogènes actifs.

Une installation expérimentale permettant des mesures de vitesse, avec une vélocimétrie à images de particules (PIV) a été construite. Les données collectées nous ont permis de valider la simulation CFD pour définir les risques d'infection dans les salles d'opération. Pour terminer, nous présentons une application du modèle développé pour une configuration de salle d'opération typique.

Mots clés : salles d'opération, transmission aérienne, risques d'infection, CFD, ventilation

1. Introduction

La surveillance nationale des infections nosocomiales (National Nosocomial Infection Surveillance – NNIS) définit que les infections associées aux services de soins intensifs sont celles développées après l'admission ou au cours des premières 48 heures. Selon cette définition, le taux d'infections nosocomiales a été calculé. Sa valeur

a varié entre 0,8 et 9,2 % du nombre d'admissions [1]. Les risques d'infection postopératoire qui existent dans toutes les procédures chirurgicales dépend d'un grand nombre de facteurs et sont très complexes [2]. Le présent document étudie l'influence du schéma de flux de ventilation sur le risque d'infections postopératoires.

Les salles d'opération conventionnelles disposent d'un taux de renouvellement d'air de 20 à 25 volumes/heure. Le flux d'air franchit un filtre HEPA avant d'être injecté dans la salle d'opération. Ce filtre élimine les particules d'un diamètre supérieur à 0,5 μ . De plus, l'air ambiant de la salle d'opération est en surpression par rapport aux couloirs adjacents pour minimiser le flux d'air d'entrée sans ventilation [3]. Néanmoins, l'activité du personnel dans la salle d'opération est la source principale de particules contenant des agents infectieux disséminés dans l'air. Ils proviennent des surfaces cutanées exposées.

Le taux de renouvellement d'air par heure est un paramètre très important. Cependant, il ne fournit pas d'information sur le schéma de flux d'air à l'intérieur de la salle d'opération. Il se peut que malgré un débit approprié, le champ de vitesse d'air ne soit pas suffisant pour minimiser la diffusion des infections aériennes. Des zones mal ventilées présentant des flux de recirculation peuvent être présentes, ainsi que des flux secondaires entraînant les particules infectieuses vers le site chirurgical. Il est donc nécessaire de faire appel à des indices spécifiques pour évaluer la qualité de la ventilation dans les salles d'opération.

La complexité de la géométrie des salles d'opération empêche les essais expérimentaux pour estimer la valeur de ces nouveaux indices. Dans le présent document, nous présentons une méthodologie qui met en œuvre des mécanismes de fluides informatisés (Computational Fluid Mechanics - CFD). Le CFD est une méthodologie courante pour définir les schémas de flux de ventilation [4].

Il est utilisé de plus en plus souvent pour la conception des salles d'opération, [5] et [6].

2. Méthodologie

Le paramètre le plus simple pour évaluer la qualité de la ventilation est l'efficacité du renouvellement d'air ϵ_a . Il consiste à définir un coefficient entre le temps minimal pour remplacer l'air ambiant et le temps de remplacement moyen réel. Le document [7] démontre que le temps de remplacement moyen réel correspond au temps de séjour moyen de l'air ambiant, qui est égal au double de l'âge moyen de l'air dans la pièce.

$$\epsilon_a = \frac{\text{minimum replacement time}}{\text{actual mean replacement time}} = \frac{V/Q_e}{2 \bar{\tau}_a}$$

V est le volume d'air de la pièce, Q_e le débit de ventilation et $\bar{\tau}_a$ l'âge moyen de l'air dans la pièce. Pour cette raison, il n'est pas possible de définir la capacité de renouvellement d'air uniquement au moyen du paramètre ACH, mais il convient de calculer également l'âge moyen de l'air dans la pièce. A cet effet, t est nécessaire pour déterminer le nouveau paramètre d'âge de l'air. L'âge de l'air peut être obtenu au moyen de la technique expérimentale au gaz traceur, ainsi que par un algorithme du modèle CFD.

Cependant, l'efficacité du renouvellement d'air ne permet pas d'analyse appropriée des stratégies de ventilation et son lien avec le risque d'infections aériennes dans des environnements cliniques. L'efficacité de l'élimination des contaminants, ϵ_c , est un paramètre utilisé pour quantifier les performances d'un système de ventilation pour éliminer un contaminant lorsque la position et la nature de la source du contaminant sont connues.

Si l'entrée du débit d'air est exempt de contaminants, l'efficacité de l'élimination des contaminants est définie comme le coefficient entre la concentration moyenne du contaminant dans l'air d'échappement, C_e , et la concentration moyenne dans la pièce, C_c , à l'état statique :

$$\epsilon_c = \frac{\text{Mean concentration in the exhaust}}{\text{Mean concentration in the room}} = \frac{C_e}{C_c}$$

La valeur de ce paramètre dépend du schéma de flux et de la source de contamination. L'indice de qualité d'air local fournit l'efficacité locale. Il est défini comme le coefficient entre la concentration de contaminant à l'état statique dans l'air d'échappement, C_e , et la concentration de contaminant au point p dans la pièce, C_p :

$$\epsilon_c^p = \frac{C_e}{C_p}$$

Pour calculer par CFD un des paramètres susnommés, il est nécessaire de calculer la distribution de la concentration du contaminant dans l'ensemble de la pièce.

Dans le cas des salles d'opération, le contaminant principal sont les particules de peau. Dans [2], il est suggéré que ces particules sont de l'ordre de 10 μ et sont rejetées constamment par les zones cutanées exposées du personnel et des patients. Dans notre cas, nous avons modélisé le contaminant sous forme d'aérosol composé de très petites particules auxquelles sont attachés des pathogènes. Pour définir la dispersion du contaminant (particules de peau) dans la pièce, nous avons choisi un modèle Eulérien, le modèle dit de particules à flux de dérive [8], qui tient compte des effets de sédimentation gravitationnelle des particules. Les particules de peau sont transportées par convection du flux d'air et par la diffusion turbulente, ce qui conduit à négliger le mouvement Brownien. Lorsque les particules contaminantes touchent une surface solide,

elles peuvent s'y fixer ou rebondir de cette surface, en fonction de multiples facteurs : la vitesse et la direction des particules, la rugosité de la surface, les forces moléculaires et électriques, etc.

Le modèle semi-empirique de [9] est utilisé pour le flux de sédimentation des particules sur les surfaces horizontales. Nous avons également pris en compte la viabilité des pathogènes : c'est-à-dire la durée moyenne pendant laquelle le pathogène reste actif dans l'air ambiant. Ainsi, la distribution tridimensionnelle de la concentration de pathogènes actifs dépend de l'âge des contaminants et de son niveau initial.

Le risque de contamination sur le site chirurgical sera proportionnel à la concentration moyenne des pathogènes actifs dans un volume chirurgical à proximité de la plaie.

3. Installation expérimentale

Le développement du mécanisme de fluides informatisés CFD au cours des dernières années a permis de diminuer considérablement le nombre d'essais expérimentaux et donc le temps de conception. Toutefois, les modèles numériques ont besoin d'une validation expérimentale pour assurer la qualité des résultats. La validation permet de définir l'incertitude des résultats numériques. Cette incertitude est due à des erreurs dans le modèle physique, mais aussi à l'approximation numérique.

Pour valider le schéma de flux de ventilation dans une salle d'opération de type A, un modèle à l'échelle 1:7 a été construit. La salle d'opération a été conçue selon la représentation normative [10].

La similitude entre les schémas de flux de la salle d'opération réelle et le modèle est confirmée par l'égalité du chiffre de Reynolds. L'égalité de Reynolds fournit les données indiquées dans le Tableau 1.

Le modèle a été construit en méthacrylate et PVC. Son système de ventilation est réalisé par un diffuseur d'air laminaire carré installé au centre du plafond et par quatre sorties carrées au centre au bas de chaque côté.

	Actual	Model
Dimensions (m)	6,1 x 6,1 x 3,5	0,9 x 0,9 x 0,5
ACH	20	980
Vitesse d'entrée (m/s)	0,2	1,4
Surface d'entrée (m ²)	3,61	0,07
Reynolds d'entrée	27262	27262
Volume Reynolds moyen	7063	7063
Surface d'chappement totale (m ²)	1,8088	0,0369
Nombre d'échappements	4	4

Tableau 1 : Thèmes primaires et secondaires de l'évaluation

La vélocimétrie à images de particules (PIV) est une des plus puissantes techniques pour valider les résultats numériques, notamment des champs de vélocité. Le PIV utilisé est un modèle Dantec composé d'un DualLaser de 2 x 300 mJ et d'une caméra Flowsense 4M Mk2.

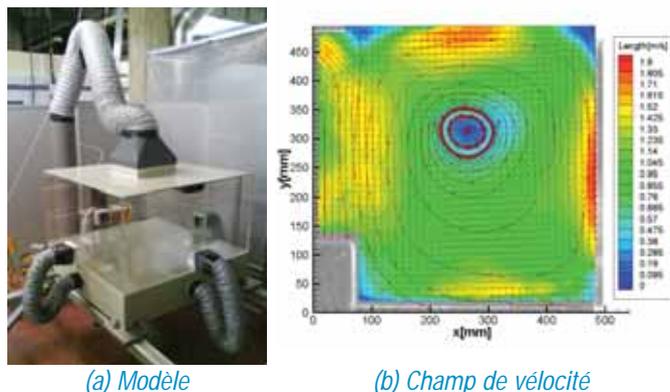


Figure 1) Modèle de salle d'opération et un champ de vélocité sur un plan vertical.

La Figure 1b) montre une distribution de vélocité sur un demi-plan vertical. La distribution de vélocité montre clairement un flux de recirculation.

4. Modèle numérique

La simulation est de type isothermique. Le modèle numérique résout les équations de continuité, de couple, d'énergie, de concentration de contaminant, d'âge moyen de l'air, d'âge moyen du contaminant et de conservation des turbulences (le modèle de turbulences utilisé est le RNG k- $\bar{\Lambda}$). Après le calcul de l'âge du contaminant, le modèle de viabilité/survie des microorganismes peut être appliqué afin de calculer la concentration de pathogènes actifs.

Un diffuseur d'air laminaire situé au plafond fournit 20 remplacements d'air par heure (ACH), où la valeur zéro est affectée à l'âge de l'air de ventilation et également à la concentration de contaminants. Le diffuseur laminaire fournit un flux d'air avec une vélocité uniforme et normale sur l'ensemble de la surface du diffuseur. L'air quitte la salle d'opération via les 8 grilles d'échappement (Figure 2). Le débit d'échappement par les grilles sous le plafond est de 20 M. Dans le modèle de salle d'opération : quatre personnes de l'équipe médicale, deux lampes sphériques, trois boîtiers représentant les appareils médicaux et le patient sur la table d'opération ont été inclus.

La source de contaminant est le vidage d'une l'une des personnes de l'équipe médicale. Des particules de peau se détachent continuellement de son visage.

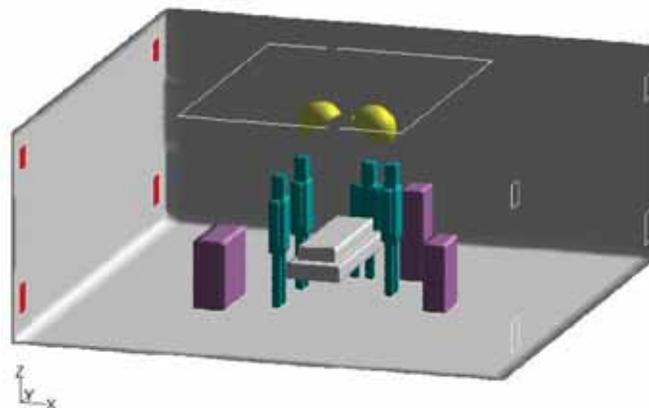


Figure 2) Modèle numérique de la salle d'opération.

5. Résultats

Dans les Figures 3 et 4, l'âge de l'air de distribution est indiqué sur un plan vertical et horizontal. On observe les zones à flux de recirculation, dans lesquelles la valeur de l'âge est élevée. La figure 5 montre la distribution de la concentration des pathogènes actifs. On observe comment la distribution tridimensionnelle du contaminant est soumise aux effets de flottation induits par les éclairages (sources de chaleur).

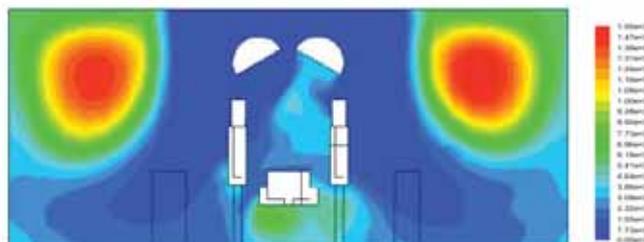


Figure 3) Age de l'air sur le plan vertical $y = 0.5 \text{ m}$

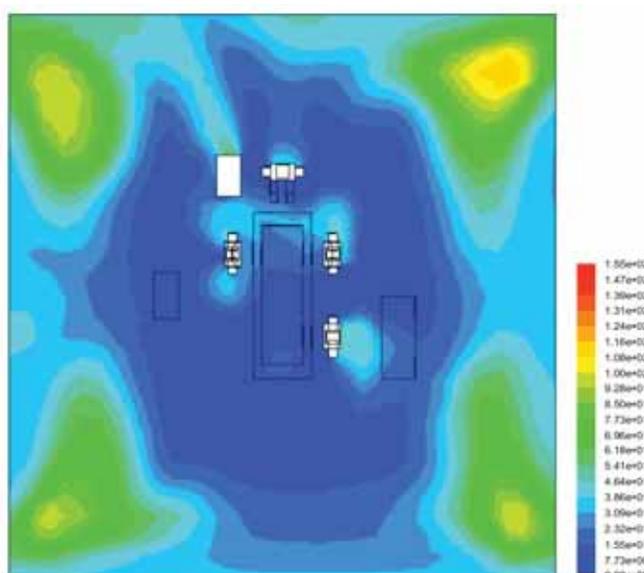


Figure 4) Age de l'air sur le plan horizontal $y = 0.9 \text{ m}$



Figure 5) Distribution de la concentration des pathogènes actifs sur le plan vertical.

6. Conclusions

Dans ce document, une méthodologie pour l'évaluation des risques d'infection en salle d'opération a été développée. Ses résultats nous permettent de comparer différentes configurations de systèmes de ventilation. Cette méthodologie a utilisé un modèle CFD 3D qui calcule la concentration de pathogènes actifs. Un modèle expérimental a été construit pour obtenir des résultats d'essai. Ces résultats ont été utilisés pour valider le modèle numérique.

7. Références

- [1] Garner JS, Jarvis Wr, Emori TG : CDC definitions for nosocomial infections. Am J Infect Control 1988;16:128-140.
- [2] Memarzadeh, F. and Jiang, J., 2000. Methodology for Minimizing Risk from Airborne Organisms in Hospital Isolation Rooms, 2000, p 733-749.
- [3] OMS, "Prevencción de las infecciones nosocomiales: GUÍA PRÁCTICA" 2a edición, Malta 2003.
- [4] Nielsen, P.V., 2004. Computational fluid dynamics and room air movement. Indoor air, 14, 134-143.
- [5] Colquhoun, J. and Partridge, L., 2003. Computational Fluid Dynamics Applications in Hospital Ventilation Design. Indoor and Built Environment, 12(1-2), p. 81-88.
- [6] Memarzadeh, F. and Jiang, Z., 2004. Effect of Operation Room Geometry and Ventilation System Parameter Variations on the Protection of the Surgical Site.
- [7] Etheridge, D. and Sandberg, M., 1996. Building ventilation: theory and measurement. Chichester: John Wiley & Sons.
- [8] Zhao, B., Yang, C., Yang, X. and Liu, S., 2008. Particle dispersion and deposition in ventilated rooms: Testing and evaluation of different Eulerian and Lagrangian models. Building and Environment, 43(4), 388-397.
- [9] Lai, A.C.K. and Nazaroff, W.W., 2000. Modeling indoor particle deposition from turbulent flow onto smooth surfaces. Journal of Aerosol Science, 31(4), 463-476.
- [10] SACYL - Gerencia Regional de Salud de Castilla y León. (2007). Directriz para la climatización y ventilación de bloques quirúrgicos.