

Ministère de l'enseignement supérieur et de la recherche scientifique



Université SAAD DAHLAB Blida 1

Faculté de Technologie

Département de Génie Mécanique



Projet de Fin d'étude

Pour l'obtention du Diplôme de Master Académique en Génie Mécanique

Option: Installations Energétiques et Turbomachines

Thème:

Simulation Numérique CFD Dans Un Bloc Opérateur

Présenté par:

- BENMOUFFOK Abderahmane
- ELMAJRISSE Sami

Soutenu le : 30/11/2021

Devant le jury composé de :

Grade, Nom & Prénom

Statut

Domiciliation

Dr. KETFI Omar

Président

USD-Blida 1

Dr. ROUDANE Mohamed

Encadreur

USD-Blida 1

Dr. GUERGADJE Mohamed

Examinateur

USD-Blida 1

Année universitaire 2020/2021

Remerciements

Je tiens à remercier Monsieur le Docteur Mohamed Roudane, qui a bien voulu diriger nos travail, qu'il veuille trouver ici l'assurance de ma profonde gratitude pour son aide précieuse qu'il m'a apportée tout au long de ce travail.

Nous prions, Madame, Monsieur, membre du jury d'accepter nos sentiments respectueux et nos gratitudes pour faire partie du jury.

Selon la tradition, et à travers cette page de remerciements, nous tenons à saluer toutes les personnes qui, de près ou de loin, ont contribué à la concrétisation de ce travail.

Nous voudrions remercier les membres du jury pour leur précieux temps accordé à la lecture et à la critique de ce travail.

Nos très cordiaux remerciements vont aussi à tous nos enseignants pour tous les efforts conjugués tout au long de notre période d'études.

A tous ceux qui, de près ou de loin, ont contribué à la réalisation de cet humble travail, un grand merci.

Dédicaces

Je dédie ce travail à Ma mère et à mon père qui m'ont soutenu durant toute ma vie et à mes 3 sœurs.

A mes collègues de classe et aux même temps des chères d'amis que j'ai connus durant ma période d'apprentissage je nomme mon binôme BenmouffokAbderahmane et MaiziaAbdelkader et Kouidri Fethi et aussi ChettoumBilel.

Sans oublié mes amis et frères d'armes Abd el monaimMorsli ,KarkarSouhaib , Amir Ben Abbes , SadekDjabri, Ahmed Djabri , Imed Oularbi.

Et pour finir ma meilleure amie Lynda Moualed qui est une personne importante pour moi qui m'a toujours soutenu et aider.

El Majrissi Sami

Dédicaces

Je dédie ce travail à mes parents en premier lieu pour m'avoir accompagné tout au long de mes études, à toute la famille pour m'avoir donné le soutien et les encouragements.

Une mention spéciale à tous mes amis, je ne peux pas tous les citer mais une mention spéciale à mon binôme Sami et aussi à Abdelkader qui était là pour nous quand on avait besoin d'aide ,

À tous les professeurs tout au long de mon parcours, du début jusqu'à la dernière année .

Benmouffok Abderrahmane

ملخص:

وفقًا لمراكز السيطرة على الأمراض والوقاية منها، يصاب ما يقرب من 290.000 مريض بالعدوى أثناء الجراحة كل عام. تكلف هذه العدوى مليارات الدولارات في خدمات الرعاية الصحية و13000 حياة كل عام.

يجب أن تحمي غرف العمليات في المستشفى المريض دائمًا من العدوى أثناء الجراحة. وخلق بيئة مريحة وصحية للمريض وللطاقم الجراحي.

المستشفيات ومنشآت الرعاية الصحية وغيرها. تختلف البيئات الداخلية الخاصة بهم اعتمادًا على الراحة والاحتياجات الصحية لمرضاهم. تركز هذه المقالة على توزيع الهواء والحرارة في غرف العمليات بالمستشفى، مع الأخذ في الاعتبار أنواع التهوية وتهوية غرف العمليات والمعايير المهمة وأهمية توزيع الهواء .

هناك محاولات للعثور على توزيع هواء التهوية الأمثل لغرفة العمليات بالمستشفى، ومن بين طرق تقييم أداء التهوية في غرف العمليات استخدام الـ CFD.

RESUME :

Selon le « Centers for Disease Control and Prevention », environ 290 000 patients contractent chaque année des infections lors d'une intervention chirurgicale. Ces infections coûtent des milliards de dollars en services de soins de santé et 13 000 vies par an.

Les salles d'opération des hôpitaux doivent toujours protéger le patient contre les infections pendant l'opération chirurgicale. Et créer un environnement confortable et sain pour le patient et le personnel chirurgical.

Les hôpitaux, les établissements de santé, et d'autres. Leur environnement intérieur varie en fonction des besoins de confort et de santé de leurs patients. Cet article se concentre sur la distribution de l'air et de la chaleur Dans les salles d'opération des hôpitaux, en tenant compte des types d'aération, d'aération des salles d'opération, des critères importants et de l'importance de la distribution de l'air.

Il existe des tentatives pour trouver la distribution optimale de l'air d'aération pour la salle d'opération de l'hôpital, l'une des méthodes d'évaluation des performances d'aération dans les salles d'opération implique Le CFD.

ABSTRACT:

According to the Centers for Disease Control and Prevention, approximately 290,000 patients acquire infections during surgery each year. These infections cost billions of dollars in health care services and 13,000 lives per year.

Hospital operating rooms must always protect the patient from infection during surgery. And create a comfortable and healthy environment for the patient and surgical staff.

Hospitals, healthcare facilities, and others. Their indoor environments vary depending on the comfort and health needs of their patients. This article focuses on the distribution of air and heat In hospital operating rooms, considering the types of l'aération,l'aération of operating rooms, important criteria and the importance of air distribution.

There are attempts to find the optimal l'aération air distribution for the hospital operating room, one of the methods of evaluating the performance of l'aération in operating rooms involves The CFD.

Sommaire

Introduction et objectif	11
Introduction.....	12
Recherche biographique :	15
1.1 Vue d'ensemble.....	15
1.2 Motivation.....	19
1.3. MÉTHODES.....	20
1.4 Limites	21
Chapitre I	23
Évaluation de la qualité	23
De l'air.	23
1.1 Particules porteuses de bactéries	24
1.2 Évaluation de la qualité de l'air.....	25
1.3 Comptage de particules ou échantillonnage microbiologique :	25
1.4 Échantillonnage passif ou actif de l'air	27
1.5 Schémas d'aération	29
1.6 Mélange et flux d'air laminaire.....	29
1.7 Flux d'air contrôlé par la température.....	33
1.8 Ouverture de porte et circulation piétonne	34
Chapitre II	37
Processus De Simulation Numérique	37
1. Mécanique des fluides numérique (CFD) :.....	38
1.2 Méthode numérique et résolution (simulation)	38
2. Simulation de l'écoulement de l'air	39
2.1 Équations gouvernantes	39
2.2 Modélisation de la turbulence.....	40
2.3 Conditions aux limites	41
2.4 Aspects numériques:	42
2.5 Maillage et convergence	43
3. Etapes de Simulation :	44

3.1 Etape1 : Géométrie	44
3.2 Etape2: Maillage	46
3.3 Etape 3: Conditions aux limites :.....	47
3.4 Les propriétés :.....	47
Chapitre III	48
Interprétation et résultats	48
1. Interprétation et résultats :	49
1.1 Contours des pressions.....	49
.....	50
1.1.1 Cas1 :	51
1.1.2 Cas2 :	51
1.1.3 Cas3 :	51
1.1.4 Cas4 :	51
1.2 Courbes de variation de vitesses :	52
2.1 Contours des vitesses :	54
2.1.1 Cas1 :	55
2.1.2 Cas 2 :	55
2.1.3 Cas 3 :	55
2.1.4 Cas 4 :	55
2.2 Courbes de variation de température :	56
3.1 Contours de température.....	58
3.1.1 Cas1 :	59
3.1.2 Cas2 :	59
3.1.3 Cas3 :	59
3.1.4 Cas4 :	59
3.2 Courbes de variation de la température :	60
Conclusion Générale	64
Conclusion Générale :	65

Liste De Figures

Figure 1 Différents géométrie dans les 4 cas	45
Figure 2 Le maillage utilisé dans les 4 cas	47
Figure 3 Contours De Pression dans les 4 Cas	50
Figure 4 Changement de pression à travers l'axe X1	52
Figure 5 Changement de pression à travers l'axe X2	53
Figure 6 changement de pression à travers l'axe X3	53
Figure 7 Contours De Vitesse dans les 4 Cas	54
Figure 8 Changement de Vitesse à travers l'axe X1	56
Figure 9 Changement de Vitesse à travers l'axe X2	57
Figure 10 Changement de Vitesse à travers l'axe X3	57
Figure 11 Contours De Température Dans les 4 Cas	58
Figure 12 Changement de Température à travers l'axe X1	60
Figure 13 Changement de Température à travers l'axe X2	61
Figure 14 Changement de Température à travers l'axe X3	61
Figure 15 Changement de Température à travers l'axe Y1	62
Figure 16 Changement de Température à travers l'axe Y2	62
Figure 17 Changement de Température à travers l'axe Y3	63

Liste des Tableaux

Tableau 1 Configuration et dimensionnement de la chambre	45
--	----

Introduction et objectif

Introduction

Les infections du site opératoire (ISO) restent l'une des complications postopératoires les plus difficiles à traiter. Des soins de santé et menacent la vie de millions de patients chaque année. Les données actuelles ont Une relation positive entre la concentration de particules porteuses de bactéries (PBC) dans l'air du Porteuses de bactéries (PBC) dans la salle d'opération et le taux d'infections. l'aération de la salle d'opération est Cruciale pour atténuer la dispersion des contaminants bactériens en suspension dans l'air et ainsi contrôler Le risque d'ISO. Divers systèmes d'aération ont été mis au point pour les salles d'opération. Chacun présente des avantages et des inconvénients et peut être mieux adapté qu'un autre aux opérations dans certaines conditions. Le bon fonctionnement d'aération du bloc opératoire est également affecté par des perturbations externes et internes. En appliquant la dynamique des fluides numérique (CFD), la présente étude examine l'écoulement de l'air et la distribution des contaminants dans les blocs opératoires sous l'influence de facteurs externes et internes. Et la distribution des contaminants dans les salles d'opération sous différentes conditions. La distribution du flux d'air est d'une importance capitale pour l'élimination ou la dilution des contaminants en suspension dans l'air. Contaminants en suspension dans l'air. L'aération conventionnelle par mélange n'est pas en mesure de créer de manière fiable un environnement Ultra-propre. L'utilisation de l'aération mixte dans les opérations à risque d'infection doit être limitée, Surtout lorsqu'une équipe chirurgicale

importante est impliquée. L'aération à flux laminaire (LAF) exige Un débit d'air suffisant pour obtenir les performances souhaitées. L'aération à débit d'air contrôlé par la température (TAF) représente un schéma d'aération efficace qui peut servir d'alternative économe en énergie à la VL. Alternative à la LAF.

Les ouvertures de porte ont un impact négatif sur la propreté microbiologique de la salle d'opération. Le site Température dans la salle d'opération et dans les espaces adjacents doit être bien contrôlé afin de minimiser le Transfert de contaminants entre les zones. La réduction temporaire du flux d'évacuation du bloc opératoire pendant l'ouverture de la porte, forme un flux d'air directionnel vers l'espace adjacent, ce qui s'avère être une solution efficace pour assurer l'isolation. Les lampes chirurgicales constituent des obstructions physiques dans la trajectoire du flux d'air et détériorent considérablement les performances d'aération LAF. Les performances d'aération LAF. Il est fortement recommandé d'améliorer la forme et la forme et la conception des lampes dans l'aération LAF. Le TAF est moins sensible à la présence de lampes chirurgicales de lampes chirurgicales dans la trajectoire du flux d'air. Le flux d'air entraîné par la flottabilité utilisé par la TAF est plus capable de contourner les obstacles que l'aération LAF. De contourner les obstacles que le flux à inertie utilisé par la LAF. Les panaches thermiques développés par l'équipement chirurgical dans la salle d'opération ont le potentiel de déformer le flux d'air entraîné par la flottabilité dans la TAF. La thèse effectue une revue complète de la littérature sur les sujets importants d'aération des salles

d'opération. La présente étude améliore la compréhension des forces et des limites des différents schémas d'aération et accroît la connaissance de l'impact d'aération des salles d'opération. et des limites des différents schémas d'aération , ainsi qu'une meilleure connaissance de la conception et de l'utilisation d'aération des salles d'opération.

Recherche biographique :

1.1 Vue d'ensemble

La qualité de l'air intérieur a un impact significatif sur la santé et le confort des occupants. Dans les bureaux Dans les immeubles de bureaux et d'habitation, la mauvaise qualité de l'air intérieur est liée au syndrome du bâtiment malsain et à la dégradation des performances au travail. et à la dégradation des performances professionnelles. Au cours des dernières décennies, la qualité de l'air intérieur a fait l'objet d'une attention considérable de la part de la communauté universitaire et de l'industrie. la communauté universitaire et les institutions politiques pour améliorer la santé et le bien-être des occupants. Pour améliorer la santé et le bien-être des occupants. Dans l'environnement des salles d'opération, la qualité de l'air devient encore plus critique. La qualité de l'air est encore plus importante dans les salles d'opération, où l'on a constaté un lien avec le taux d'infections du site opératoire (ISO), qui est un facteur de risque important. (ISO), qui menacent la vie de millions de patients chaque année. Les ISO sont des "infections de l'incision, de l'organe ou de l'espace qui surviennent après une opération". Certaines infections peuvent être superficielles et ne toucher que la peau, tandis que d'autres peuvent être plus

graves et toucher les tissus plus profonds sous la peau. Graves et touchent les tissus plus profonds sous la peau, les organes et le matériel implanté. Les ISO représentent les infections associées aux soins de santé les plus courantes chez les patients. Jusqu'à 19,6 % de toutes ces infections en Europe en 2011-2012. Aux États-Unis, une enquête sur la prévalence des infections associées aux soins de santé a estimé à 157 500 le nombre d'infections du site chirurgical chirurgies en milieu hospitalier en 2011 . En Suède, près de 65 000 patients souffrent d'infections associées aux soins de santé chaque année, dont 23% sont des infections liées à la chirurgie. Chaque année, dont 23 % sont des ISO . Le National Healthcare Safety Network aux États-Unis a rapporté 16 147 ISO de l'incision primaire après 849 659 procédures dans 39 catégories de procédures entre 2006 et 2008, avec un taux global d'ISO de 1,9 % . Le taux réel d'ISO est probablement sous-estimé car environ 50 % des ISO se manifestent après la sortie de l'hôpital. se manifestent après la sortie de l'hôpital. Les ISO restent l'une des complications postopératoires les plus complications postopératoires des soins de santé, qui contribuent de manière substantielle à l'augmentation de la mortalité, à la prolongation de l'hospitalisation et à la répétition des interventions. mortalité, à l'hospitalisation prolongée et aux reprises chirurgicales. Les patients qui développent des Les patients qui développent des ISO ont des taux de mortalité deux à onze fois plus élevés que ceux qui ne développent pas d'ISO. Le taux de mortalité associé aux ISO est d'environ 3 %, 77 % des décès chez les patients qui

développent des ISO étant attribuables à la maladie. Qui développent des ISO sont directement attribuables à ces infections. En fonction du type de chirurgie, les ISO peuvent prolonger la durée de l'hospitalisation de 3 à 21 jours. En plus de Outre l'impact négatif sur la qualité de vie du patient, les ISO constituent également une charge financière considérable pour les prestataires de soins de santé. Broex et al ont rapporté qu'un patient souffrant de une ISO double approximativement le coût d'un patient sans ISO. Il a été estimé que les ISO, en prolongent l'hospitalisation de 9,7 jours et augmentent le coût de 20 842 USD par admission. Les ISO sont causées par des bactéries qui pénètrent dans une plaie ouverte pendant une intervention chirurgicale. En raison de l'impact catastrophique des ISO, il existe une demande croissante d'interventions pour la prévention des ISO. Le site La prévention des ISO comprend l'administration en temps utile d'une antibioprofylaxie préopératoire, une technique opératoire méticuleuse et le maintien de la propreté du bloc opératoire. L'utilisation d'antibiotiques a été un élément essentiel de la prévention des ISO au cours des dernières décennies. Dernières décennies. Cependant, la dépendance à l'égard de l'antibioprofylaxie ne peut perdurer en raison de l'incidence croissante de la résistance aux antibiotiques. L'incidence croissante de la résistance aux antibiotiques. Bisht et al ont rapporté que près de 70% des bactéries à l'origine des infections hospitalières sont résistantes à au moins un agent antibiotique. Lyon et Skurry ont constaté que plus de 95 % des *Staphylococcus aureus* étaient résistants à la pénicilline, qui a été le

premier agent antibiotique découvert par Sir Alexander Fleming en 1929. Le site résistance croissante aux antibiotiques est désormais considéré comme une menace globale pour l'espèce humaine, au même titre que le terrorisme. L'espèce humaine, au même titre que le terrorisme. Par conséquent, il convient de consacrer davantage d'efforts à la limitation de la propagation des bactéries en suspension dans l'air et à l'entretien de l'environnement. La propagation des bactéries en suspension dans l'air et le maintien d'un environnement chirurgical propre dans les salles d'opération. Des preuves solides ont été trouvées pour soutenir la corrélation entre la contamination bactérienne aérienne dans les salles d'opération et le risque d'infection. Dans les salles d'opération et le risque d'infections. L'étude approfondie du Medical Research Council portant sur 8 000 arthroplasties totales de la hanche et du genou dans 19 hôpitaux différents a établi une relation linéaire essentiellement forte entre le nombre de bactéries viables présentes dans l'air et le taux d'infections profondes après une intervention chirurgicale. De nos jours, il est largement admis que les interventions chirurgicales susceptibles de provoquer des infections ne doivent pas être pratiquées dans un environnement où la concentration de bactéries en suspension dans l'air est supérieure à 10 colonies. Supérieure à 10 unités formant des colonies par mètre cube (UFC/m³). En conséquence, de nombreux organismes médicaux et gouvernementaux ont élaboré des normes et des directives qui réglementent l'utilisation d'aération et de la climatisation. Normes et directives qui réglementent l'utilisation d'aération et stipulent la propreté

microbiologique de l'air dans les salles d'opération.

1.2 Motivation

L'histoire des procédures chirurgicales remonte à la préhistoire. En 400 avant J.-C., le médecin grec Hippocrate avait noté l'effet de l'air pur sur la prévention des maladies contagieuses. La nécessité d'un environnement chirurgical propre a été reconnue pour la première fois à la fin du 19^e siècle, en raison des infections fréquentes dans les hôpitaux. Siècle, en raison des infections fréquentes des plaies chirurgicales. De nos jours, l'aération de la salle d'opération joue un rôle important dans l'amélioration de la qualité microbiologique de l'air, le maintien du confort thermique et l'optimisation de l'utilisation de l'énergie. Le débit d'air d'aération vise à éliminer ou diluer efficacement les contaminants bactériens en suspension dans l'air de la zone critique chirurgicale. Au cours du siècle, différents systèmes d'aération ont été développés pour les salles d'opération, tels que l'aération à flux turbulente, l'aération à flux laminaire, l'aération par déplacement et l'aération hybride. Ces schémas d'aération diffèrent par le schéma d'écoulement d'air primaire créé dans le bloc opératoire.

1.3. MÉTHODES

3 Blocs opératoires. La question d'aération la plus appropriée pour les salles d'opération fait toujours débat parmi les professionnels de la santé et les ingénieurs en l'aération . L'aération la plus appropriée pour une utilisation en salle d'opération. Les avantages et les inconvénients de chaque schéma d'aération doivent être analysés et comparés de manière approfondie. L'applicabilité des différents systèmes d'aération d'aération peut également varier en fonction des conditions de travail. La présence de personnel chirurgical et de chirurgicaux dans le bloc opératoire peut interagir avec le flux d'air d'aération et détériorer la performance d'aération . En outre, l'ouverture des portes et la circulation des piétons peuvent modifier le schéma de circulation de l'air établi et entraîner une défaillance potentielle du système d'aération . L'écoulement d'air établi et provoquer une défaillance potentielle d'aération . Par conséquent, il est très important Il est donc très important d'étudier la distribution du flux d'air et la dispersion des contaminants dans les salles d'opération avec différents systèmes d'aération dans différentes conditions de travail. Dans les salles d'opération avec différents schémas d'aération dans différentes conditions de travail. On pense que les paramètres

critiques tels que les débits d'air d'aération , les températures de l'air d'alimentation, et la distribution de l'air, y compris l'emplacement des bouches de soufflage et d'extraction, doivent être correctement réglés pour fournir un environnement chirurgical propre. Fournir un environnement chirurgical propre. Ainsi, l'enquête de la présente étude examine les schémas d'aération et leur applicabilité dans différentes conditions de travail - taux d'aération variables, nombre de chirurgiens différent, etc. taux d'aération , nombre différent de personnel chirurgical, charges thermiques différentes et conception différente des lampes chirurgicales. Des lampes chirurgicales. Cette étude a pour but d'améliorer la compréhension des forces et des limites des schémas d'aération existants et d'augmenter le nombre d'interventions chirurgicales. et des limites des systèmes d'aération existants et d'améliorer les connaissances sur la conception et l'utilisation d'aération des salles d'opération. La conception et l'utilisation d'aération des salles d'opération.

1.4 Limites

La présente étude a été réalisée uniquement au moyen de simulations numériques. Les mesures sur le terrain n'ont pas été effectuées en raison du manque de temps et de ressources. Malgré le fait que les modèles numériques sont bien validés par rapport à l'expérience de laboratoire, mais il y a un manque d'informations adéquates sur les conditions initiales et limites. D'informations adéquates sur les conditions initiales et limites. En outre, l'écoulement de l'air et la dispersion des contaminants sont sujets à des incertitudes considérables dans les salles d'opération pendant la chirurgie. Ces incertitudes ne peuvent pas être prises en compte et quantifiées dans les simulations numériques. Par conséquent, des mesures sur le terrain dans des salles d'opération réelles dans des conditions de travail sont nécessaires pour les études futures. L'étude des performances d'aération dans cette étude est limitée à des conceptions spécifiques de différents schémas d'aération. De nombreuses autres variantes de conception existent pour chaque système d'aération. La prudence est nécessaire lors de l'interprétation des résultats et de l'extension des conclusions de la présente étude.

Chapitre I
Évaluation de la qualité
De l'air.

1.1 Particules porteuses de bactéries

Les ISO sont causées par des bactéries qui pénètrent dans les sites d'incision pendant les procédures chirurgicales. Certaines espèces bactériennes sont très capables de provoquer des infections. Le staphylocoque doré (*S. aureus*), par exemple, est généralement considéré comme la cause la plus fréquente des ISO. *S. aureus*, par exemple, est généralement considéré comme la cause la plus fréquente des ISO. De nombreux exemples de *S. aureus* provoquant des infections de plaies ont été rapportés dans la littérature. Bien que les bactéries aient une grande diversité de formes et de tailles, elles sont souvent attachées à des particules beaucoup plus grandes qu'elles-mêmes. Particules qui sont beaucoup plus grandes qu'elles. Il a été signalé que la majorité des bactéries dispersées dans une salle d'opération sont transportées sur des écailles de peau desquamées, éliminées du corps humain. La peau humaine a une superficie moyenne de 1,75 m² et une couche complète est desquamée en moins de 24 heures. Au cours d'une activité physique modérée, une personne dissémine plus de 107 squames cutanées par jour, dont environ 10 % sont porteuses de microorganismes viables. Lors d'un mouvement de marche naturel, une personne libère environ 104 squames cutanées par minute. Woods et al. ont estimé un taux de génération typique de 6,0 µg/min d'écailles de peau. 7,5 µm de diamètre moyen de squames de peau pour une personne habillée. Les données actuelles de la littérature indiquent que la principale source de particules porteuses de bactéries (PBC) dans la salle d'opération est l'équipe chirurgicale. L'équipe chirurgicale. De nombreuses études ont confirmé que le niveau de PBC dans l'air est associé à au nombre de personnes présentes dans la salle d'opération.

La peau est un écosystème d'habitats divers et très variables colonisés par une grande diversité de micro-organismes. La dispersion des bactéries cutanées varie fortement d'un individu à l'autre. De grandes variations ont été observées à la fois dans le nombre de

fragments de peau excrétés et dans la proportion de ces particules portant des bactéries, ce qui, ensemble, peut contribuer à une différence jusqu'à 1000 fois supérieure dans le nombre de PCA excrétés entre les individus. Les mâles ont tendance à excréter plus de bactéries cutanées que les femelles, les mâles étant plus fortement colonisés que les femelles. Une autre observation frappante est que la dispersion de *S. aureus* est plus profuse chez les hommes que chez les femmes. On constate que les personnes rejettent plus de bactéries cutanées dans l'air après une douche qu'avant, mais l'utilisation régulière de savons antibactériens contenant de l'hexachlorophène ou du trichlorocarbanilide a montré un effet statistiquement significatif sur la réduction de la dispersion des bactéries cutanées. Une personne peut devenir un "disperseur" de *S. aureus* si elle présente une affection cutanée ou une lésion septique. La conception des vêtements chirurgicaux, des masques, des casquettes, etc., a également un effet significatif sur la quantité de bactéries cutanées transférées dans l'air. Les vêtements chirurgicaux servent de filtres et retiennent les fragments de peau éliminés par le personnel. Mitchell et al. ont constaté qu'une réduction considérable de la dispersion des bactéries cutanées était obtenue avec les vêtements en tissu non tissé par rapport aux vêtements conventionnels en coton à tissage lâche. Il existe donc un besoin croissant de vêtements chirurgicaux qui soient à la fois confortables à porter et capables de retenir autant de fragments de peau que possible.

1.2 Évaluation de la qualité de l'air

La qualité microbiologique de l'air dans les salles d'opération est un facteur clé dans le contrôle des ISO. Cependant, il n'existe pas de réglementation établie pour la surveillance de l'air dans les salles d'opération. La littérature est divisée sur la meilleure méthode pour quantifier la contamination de l'air dans les salles d'opération.

1.3 Comptage de particules ou échantillonnage microbiologique :

Le comptage de particules, en tant que technique dérivée de la technologie des salles blanches, est couramment utilisé dans l'industrie. Le comptage de particules mesure la présence de particules de taille et de nombre variables. Avec l'utilisation d'une l'aération ultra-propre dans les salles d'opération, on a tendance à appliquer le comptage de

particules à l'hôpital. Pour les hôpitaux. L'échantillonnage microbiologique évalue la contamination microbiologique de l'environnement liée aux infections et aux maladies. Microbiologique dans l'environnement liée aux infections et présente la quantité de microorganismes en unités formant colonie (UFC). La surveillance des salles d'opération par échantillonnage microbiologique prend du temps et les résultats sont fournis après quelques jours. En revanche, le comptage de particules peut être effectué plus fréquemment et fournir des résultats en ligne. Il n'existe pas de consensus international sur la question de savoir si le comptage de particules ou l'échantillonnage microbiologique est plus approprié pour évaluer la qualité de l'air dans les blocs opératoires est plus approprié pour évaluer la qualité de l'air dans les salles d'opération. Plusieurs études ont analysé la relation entre le comptage des particules et le nombre de PCA dans l'air, mais des résultats contradictoires sont rapportés. La question de savoir si le comptage de particules peut permettre de prédire la contamination microbiologique de l'air dans une salle d'opération reste controversée. Microbiologique de l'air dans une salle d'opération reste controversée.

Seal et Clark ont comparé le nombre de particules en suspension dans l'air dans huit plages de taille avec le nombre de PCA dans des salles d'opération ventilées de manière ultra-propre et turbulente. Nombre de PCA dans des salles d'opération à l'aération ultra-propre et à l'aération turbulente. Ils ont trouvé une corrélation significative entre le nombre de particules d'une taille de 5 à 7 μm et le niveau de contamination microbiologique dans les salles d'opération. En revanche, Jalovaara et Puranen n'ont pas observé de corrélation significative entre les bactéries et les particules. Corrélation significative entre le nombre de bactéries et le nombre de particules au cours d'opérations chirurgicales réalisées dans une salle d'opération à l'aération conventionnelle. Une étude de synthèse de Dharan et Pittet a recommandé l'utilisation du comptage de particules comme procédure de routine. Du comptage des particules comme procédure de routine pour la surveillance de l'air dans les salles d'opération. Ils ont suggéré que l'échantillonnage des bactéries soit limité à l'investigation des épidémies, la validation des protocoles et les procédures d'entretien des salles d'opération. Landrin et al ont observé une absence de corrélation entre le comptage des particules et le comptage microbiologique dans quatre salles d'opération vides équipées d'une l'aération conventionnelle par filtres HEPA (High-Efficiency Particulate Air). (HEPA). Ils ont suggéré que le comptage de particules ne devrait pas remplacer l'échantillonnage microbiologique pour l'évaluation de routine de la présence

microbienne. Comme évaluation de routine de la contamination microbienne dans les salles d'opération à l'aération conventionnelle. Hansen et al. [64] ont mesuré le nombre de particules et de bactéries pendant 105 procédures dans des conditions de flux d'air laminaire. Conditions de flux d'air laminaire et ont constaté que les comptages de particules $\geq 5 \mu\text{m}$ étaient corrélés de manière significative avec le le nombre de bactéries. Stocks et al ont cherché à savoir si la concentration de particules dans l'air pouvait prédire la concentration de PBC dans l'air au cours de 22 procédures d'arthroplastie dans un bloc opératoire avec une l'aération mixte. Ils ont constaté que le nombre de grosses particules ($\geq 10 \mu\text{m}$) était corrélé avec le nombre de PCA dans l'air échantillonné à moins de 40 cm de l'incision chirurgicale. Cristina et al. N'ont trouvé aucune corrélation statistiquement significative entre les charges microbiennes et le nombre de particules. Pour l'un ou l'autre des groupes de taille de particules ($\geq 0,5 \mu\text{m}$ et $\geq 5 \mu\text{m}$) au cours de 95 procédures d'arthroplastie. Ils ont conclu que la surveillance microbiologique restait la méthode la plus adaptée pour évaluer la qualité de l'air dans les salles d'opération. Une vaste étude observationnelle multicentrique réalisée par Birgand et al a trouvé une forte corrélation entre le nombre de particules en suspension dans l'air et la contamination microbienne .au cours de 60 opérations dans 13 salles d'opération et a donc conclu que le comptage des particules pouvait servir d'indicateur de la contamination microbienne. Bon substitut de la contamination microbiologique dans l'air des salles d'opération.

1.4 Échantillonnage passif ou actif de l'air

L'échantillonnage microbiologique de l'air dans les salles d'opération peut être réalisé par deux méthodes principales : l'échantillonnage actif de l'air et l'échantillonnage passif de l'air. Dans l'échantillonnage actif de l'air, l'instrument d'échantillonnage (par exemple, un échantillonneur à fente) aspire activement un volume d'air prédéfini à travers ou sur un dispositif de collecte tel qu'un filtre ou un agitateur. Dispositif de collecte tel qu'un filtre ou une plaque de gélose. Les micro-organismes recueillis par le dispositif de collecte sont incubés et le niveau de contamination est exprimé en unités formant des colonies par unité de volume d'air (c'est-à-dire, par exemple, le nombre d'unités formant des colonies par unité de volume). Volume d'air (c'est-à-dire UFC/m³). En revanche, l'échantillonnage passif de l'air nécessite l'utilisation d'une plaque de

décantation (par exemple, une boîte de Pétri avec un milieu de culture) exposée à l'air pendant un certain temps. Viable particules microbiologiques qui finissent par sédimenter dans l'air et se déposent sur la surface de la plaque pendant le temps d'exposition sont ensuite incubées. Les microorganismes sur la plaque de plaque de décantation sont comptés et en mettant en relation la surface de la plaque et le temps d'exposition, le niveau de contamination peut être présenté sous la forme de CFU/m²/h. contamination peut être présenté sous la forme de CFU/m²/h.

L'échantillonnage passif de l'air est plus efficace pour l'échantillonnage de particules plus grosses et se déposant plus rapidement, car les particules plus grosses sont plus susceptibles de sédimenter que les particules plus petites. Les particules plus grosses sont plus susceptibles de sédimenter que les particules plus petites. Compte tenu de la distribution de taille des PCA, l'échantillonneur passif doit fonctionner en continu sur une longue période pour collecter une quantité suffisante de microorganismes. Période de temps pour collecter une quantité suffisante de micro-organismes. En revanche, l'échantillonneur actif échantillonne l'air sur une courte période et peut donc refléter l'effet transitoire d'événements individuels sur la qualité de l'air dans les blocs opératoires. Événements individuels sur la qualité de l'air dans les salles d'opération, tels que l'ouverture des portes et la circulation des pieds dans les salles d'opération. Cependant, l'échantillonnage passif de l'air est plus pratique en pratique que l'échantillonnage actif de l'air, car la plaque de décantation est facilement disponible et peut être utilisée sans dispositifs supplémentaires.

La norme internationale (ISO19468-1) décrit les techniques d'échantillonnage de l'air disponibles mais laisse le choix de la méthode. Mais laisse le choix de la méthode libre. La meilleure méthode pour évaluer la contamination microbiologique de l'air reste discutable et les études dans ce domaine sont controversées. Certains chercheurs recommandent l'utilisation d'un échantillonnage passif de l'air, arguant que le nombre de bactéries en surface bactéries est cliniquement plus pertinente pour le risque d'ISO que la numération dans l'air, étant donné que les contaminants en suspension dans l'air qui tombent sur une surface critique ne sont pas les mêmes. Contaminants en suspension dans l'air qui tombent sur une surface critique sont plus nocifs. Napoli et al ont suggéré que les deux méthodes pouvaient être utiles pour la surveillance générale de la contamination de l'air mais le choix doit être fait en fonction des informations spécifiques à obtenir. Freiberg et al ont fait valoir que la contamination atmosphérique ne serait pas utile pour évaluer la contamination du site chirurgical. Et ont donc proposé

une norme correspondante pour la contamination de surface <350 CFU/m²/h en complément de la norme acceptée pour la contamination par voie aérienne <10 CFU/m³. Des études ont été menées afin de comparer le niveau de contamination microbienne obtenu par les deux méthodes d'échantillonnage. Certaines études ont mis en évidence une corrélation significative entre les deux méthodes, tandis que d'autres ont trouvé une corrélation incohérente ou une absence de corrélation.

1.5 Schémas d'aération

La nécessité d'un environnement intérieur propre pour les opérations a été reconnue pour la première fois à la fin du 19^{ème} siècle, en raison des infections fréquentes des plaies. Siècle, en raison des infections fréquentes des plaies. La mise en place d'une l'aération pour les salles d'opération est devenue depuis lors de plus en plus importante. L'objectif d'aération des salles d'opération est de d'offrir des conditions de travail confortables au personnel chirurgical et, plus important encore, de protéger le patient contre les infections bactériennes exogènes. Les PCA en suspension dans l'air peuvent se déposer directement sur la plaie ouverte ou sur les instruments qui entrent ensuite en contact avec la plaie. Un système d'aération bien conçu est donc crucial pour minimiser le risque d'infections aériennes. En fournissant de l'air stérile à la salle d'opération, le flux d'air conditionné doit être capable d'éliminer ou de diluer efficacement les PCA en suspension dans l'air de la zone chirurgicale. Le système d'aération doit également contrôler des facteurs environnementaux tels que la température, l'humidité et le mouvement de l'air afin de maintenir un niveau de confort thermique approprié. Le mouvement de l'air afin de maintenir un niveau approprié de confort thermique. Une variété de systèmes d'aération ont été développés et introduits dans les opérations médicales au cours du siècle dernier.

1.6 Mélange et flux d'air laminaire

Les salles d'opération utilisent deux principes principaux de distribution de l'air. Le premier principe est l'aération conventionnelle à mélange turbulent basée sur le principe de dilution. Dans une salle d'opération avec Dans une salle d'opération équipée

d'une l'aération par mélange, les flux d'air turbulent sont introduits dans la pièce par des diffuseurs montés au plafond ou au mur, puis extraits. Diffuseurs montés au plafond ou sur les murs et extraits près du sol, ce qui crée des flux d'air hautement mélangés dans toute la salle d'opération. L'air entrant est mélangé avec l'air infecté dans la salle d'opération et dilue ainsi la contamination bactérienne en suspension dans l'air. L'aération mixte vise à créer une faible concentration uniforme d'air contaminé dans la salle d'opération. Lorsqu'une quantité suffisante d'air est fournie, la concentration de contaminants peut être réduite à un niveau associé à un risque acceptable d'infections. Associé à un risque acceptable d'infections.

Les blocs opératoires modernes tendent à adopter l'autre principe basé sur le déplacement de l'air contaminé

- l'aération par flux d'air laminaire (LAF), qui dirige un flux linéaire d'air à faible turbulence vers toute la zone d'opération à un moment élevé. L'ensemble de la zone d'opération à une vitesse élevée. Bien qu'il ne soit pas vraiment laminaire, l'ensemble du corps d'air s'écoule à une vitesse presque identique et le long de lignes de courant parallèles. Cela crée un flux d'air unidirectionnel d'air unidirectionnel avec peu de turbulences dans la zone chirurgicale et évite le mélange avec l'air environnant. L'air environnant. Ainsi, l'aération LAF est également appelée l'aération à flux d'air unidirectionnel (UDF). Le site vitesse élevée de l'air entrant permet de laver directement les PBC générés dans la zone critique chirurgicale. Dans la zone chirurgicale critique. Pour maintenir une vitesse suffisante du flux d'air et garantir un effet de lavage adéquat, la vitesse de décharge au niveau du diffuseur d'alimentation doit être suffisamment élevée. Par conséquent, le débit d'air nécessaire à la LAF pour atteindre les performances attendues peut être plusieurs fois supérieur à celui d'aération mixte conventionnelle. Plusieurs fois supérieures à celui d'une l'aération mixte classique [84-86].

Le concept de LAF est né dans l'industrie électronique et aérospatiale qui exige un environnement exempt de particules. Environnement exempt de particules. En général, l'air est introduit par un filtre HEPA, qui élimine 99,97 % des particules d'une taille supérieure à 0,3 μm . Élimine 99,97 % des particules d'une taille supérieure à 0,3 μm . La combinaison du LAF et du filtre HEPA, définie comme une l'aération ultra-propre, a été introduite pour la première fois dans les salles d'opération dans les années 1960.

Jusqu'à présent, la LAF a été principalement utilisée pour les chirurgies à risque d'infection (par ex. orthopédie et chirurgie des implants vasculaires) afin de réduire les risques d'infection. Orthopédie et les chirurgies d'implants vasculaires) afin de minimiser la contamination microbiologique des plaies et donc le risque d'ISO. et donc le risque d'ISO. Les performances d'aération LAF ont fait l'objet d'études approfondies et ont été comparées à celles d'aération mixte. Étudiées et comparées de manière approfondie avec l'aération par mélange. La majorité de la littérature, La majorité de la littérature, y compris les études basées sur des mesures et des simulations, suggère que l'aération LAF est supérieure à l'aération mixte, en ce qui concerne l'efficacité d'aération. Supérieure à l'aération mixte, en ce qui concerne la réduction de la contamination des plaies par des bactéries en suspension dans l'air. Bactéries en suspension dans l'air. Memarzadeh et Manning ont évalué numériquement différents schémas d'aération. Différents schémas d'aération et ont conclu que le flux d'air laminaire, s'il est conçu de manière appropriée, était la meilleure option pour contrôler le risque de dépôt de PCA sur le site chirurgical critique. Certaines données cliniques ont également confirmé la réduction des taux d'ISO avec l'aération à flux laminaire. Par rapport à l'aération mixte classique. Dans l'étude de référence de Lidwell et al, l'effet protecteur de la FAL a été évalué dans un essai contrôlé multicentrique portant sur 8055 interventions orthopédiques dans les années 1970. 8055 interventions orthopédiques dans les années 1970, et le taux d'ISO est passé de 1,5 % dans le groupe témoin (sans LAF) à 0,5 %. (sans LAF) à 0,6 % dans le groupe LAF. Bosanquet et al. (2013) ont entrepris un examen rétrospectif de 170 procédures vasculaires. Rétrospective de 170 procédures vasculaires réalisées sur une période d'un an et ont constaté une réduction statistiquement significative de l'incidence des ISO avec le LAF.

Cependant, certaines publications récentes ont remis en question l'effet protecteur du LAF dans la prévention des ISO. Prévention des ISO et suggèrent même que l'utilisation du LAF pourrait avoir un effet négatif sur les taux d'infection. D'infection. Brandt et al ont effectué une surveillance active des ISO sur 99 230 interventions chirurgicales orthopédiques et générales dans 63 services chirurgicaux stratifiés en fonction de la gravité de l'infection. Orthopédique et générale dans 63 services chirurgicaux stratifiés en fonction du type d'aération : l'aération mixte conventionnelle avec filtration HEPA et l'aération LAF avec filtration HEPA. Filtrée par HEPA. Les auteurs ont constaté un risque significativement plus élevé d'ISO sévères après une prothèse de hanche prothèse de hanche en utilisant l'aération LAF, avec un odds ratio de 1,63 par rapport à

l'aération mixte conventionnelle. L'aération Hooper et al ont effectué une revue rétrospective des données du New Zealand Joint Registry. et ont documenté une augmentation statistiquement significative des taux d'infection profonde après une prothèse de la hanche et du genou dans les salles d'opération ventilées par LAF par rapport aux salles d'opération ventilées de manière.

Conventionnelles. Une revue systématique et une méta-analyse de Bischoff et al suggèrent que l'aération LAF ne confère aucun avantage par rapport à l'aération mixte conventionnelle en ce qui concerne la réduction du risque d'ISO dans les salles d'opération. Réduire le risque d'ISO en chirurgie orthopédique et abdominale. Sur la base de leurs conclusions et des analyses coût-efficacité de la littérature, les auteurs recommandent vivement que l'aération LAF ne devrait pas être installée dans les nouvelles salles d'opération.

Les preuves cliniques contradictoires de la littérature peuvent être attribuées à la conception et à l'utilisation inappropriées des FAL. Conception et à l'utilisation inappropriées du LAF, à la mauvaise conformité aux protocoles de bloc opératoire et au trafic de bloc opératoire. Diab-Elschahawi et al ont évalué l'impact de la taille du plafond des FAL et ont noté une réduction significative de la contamination bactérienne des tables à instruments dans les FAL de grande taille. Et ont noté une réduction significative de la contamination bactérienne des tables à instruments dans les FAL de grande taille. Korne et al ont évalué le respect des meilleures pratiques dans le placement des tables à instruments et des autres dispositifs stériles dans le LAF. D'instruments et d'autres dispositifs stériles dans la zone de protection des FAL et ont constaté un taux de conformité de moins de 10%. Smith et al ont noté que l'augmentation du trafic dans les salles d'opération, mesurée par le nombre d'ouvertures de portes, était associée à une augmentation significative des bactéries. Portes, était associée à une augmentation significative de la contamination bactérienne. D'autres études montrent également que la vitesse d'alimentation en air, la dissipation convective de la chaleur et les obstructions dans les voies de circulation de l'air, telles que les lampes médicales, sont des facteurs déterminants. Les voies d'écoulement de l'air telles que les lampes médicales, ainsi que les mouvements du personnel dans la salle d'opération, peuvent facilement perturber le flux d'air unidirectionnel. Facilement perturber le flux d'air unidirectionnel et donc influencer fortement la dispersion et le dépôt des PCA. Dépôt. Cao et al ont mesuré la vitesse de l'air au-dessus du patient allongé dans deux salles d'opération réelles équipées respectivement de LAF et d'un

système d'évacuation des eaux usées. Dans deux salles d'opération réelles équipées respectivement d'une VAA et d'une l'aération mixte. D'air de la VAA pouvait être grandement affectée par les installations chirurgicales. Ils n'ont donc considéré que l'aération mixte comme une méthode plus robuste de distribution de l'air dans les salles d'opération. Dans une étude récente, Jain et Reed ont passé en revue les données probantes actuelles sur la FLA et ont fourni d'importantes recommandations importantes pour l'utilisation efficace de la VAA dans l'environnement de la salle d'opération.

L'installation et la validation de la LAF sont plus coûteuses que celles d'aération mixte classique. L'aération . La LAF nécessite également une maintenance technique continue et entraîne une consommation d'énergie relativement élevée. Evans a documenté un coût de 60.000-90.000 USD pour l'installation d'un système LAF exponentiel dans une nouvelle salle d'opération. Une étude italienne a rapporté qu'un système LAF était 24 % plus cher que l'aération mixte conventionnelle en termes de d'installation et 34 % plus cher en termes de coûts d'exploitation. L'installation d'un système d'aération laminaire dans une salle d'opération existante peut être encore plus prohibitive en raison des contraintes financières et du site. Ainsi, une unité mobile de flux d'air laminaire est parfois utilisée en combinaison avec une l'aération à mélange turbulent pour améliorer la propreté de l'air dans les salles d'opération. Pour améliorer la propreté de l'air au niveau de la zone chirurgicale et des tables d'instruments. Friberg et al ont évalué les performances d'une unité mobile de flux d'air laminaire en complément d'aération par mélange conventionnel. L'aération par mélange conventionnelle et ont constaté que l'utilisation d'une unité LAF mobile réduisait la contamination bactérienne au même niveau que l'aération par mélange conventionnelle. La contamination bactérienne au même niveau que l'aération LAF complète.

1.7 Flux d'air contrôlé par la température

Un autre système d'aération , appelé flux d'air contrôlé par la température (TAF), a récemment été développé pour les salles d'opération. Récemment développé pour les salles d'opération. Contrairement à l'aération conventionnelle par mélange et LAF, TAF fournit de l'air à différents niveaux de température et contrôle le mouvement de l'air en fonction du gradient de température. Plus précisément, l'air frais est déchargé

dans la zone d'opération par des diffuseurs centraux montés au plafond pour déplacer les contaminants dans la zone d'opération. Diffuseurs centraux montés au plafond pour déplacer l'air contaminé, tandis que l'air chaud est dispersé à la périphérie de la salle d'opération par le biais d'un système d'aération périphérique. La périphérie de la salle d'opération par des diffuseurs environnants afin de diluer davantage la concentration de PCA dans l'air. L'air d'alimentation central est maintenu à environ 1,5-3°C plus froid que l'air ambiant dans le bloc opératoire. L'air ambiant dans la salle d'opération et l'air entrant est donc accéléré par la gravité en raison de la différence de densité et tombe vers la zone chirurgicale. Les courants d'air descendants sont censés surmonter les courants convectifs développés par les sources de chaleur - c'est-à-dire le personnel chirurgical, l'équipement chirurgical et les lampes - et laver les PBC. Le personnel chirurgical, l'équipement chirurgical et les lampes - et éloigner les PCA du patient et des instruments stériles. Le site vitesse de l'air vers le bas, dictée par la différence de température entre l'air entrant et l'air ambiant de la pièce, doit être l'air ambiant de la pièce, doit être suffisante pour que l'air propre atteigne le site chirurgical et fournisse un effet de lavage adéquat. Fournir un effet de lavage adéquat. Par conséquent, la TAF peut être considérée comme une combinaison des caractéristiques suivantes d'une l'aération classique par mélange qui dilue la contamination microbiologique et

Une l'aération à flux d'air unidirectionnel qui élimine directement les PCA en suspension dans l'air.

Le système d'aération TAF a jusqu'à présent été installé dans plusieurs hôpitaux en Suède, Allemagne, en Suisse, aux Pays-Bas et aux États-Unis. D'après les informations des hôpitaux suédois, le coût d'installation du système TAF est plus élevé que pour les systèmes conventionnels d'aération par mélange. Cependant, nos travaux de recherche ont montré que l'aération TAF est plus à même de fournir un environnement ultra-propre que l'aération mixte et qu'elle est plus économe en énergie que l'aération mixte. et est plus efficace sur le plan énergétique que l'aération LAF.

1.8 Ouverture de porte et circulation piétonne

Les salles d'opération peuvent avoir des ouvertures de porte en lien direct avec des zones non contrôlées telles que des couloirs qui

Sont plus contaminées. Ljungqvist et al ont mesuré la concentration de PCA en suspension dans l'air dans le couloir et ont constaté que le niveau de contamination

pouvait atteindre 180 UFC/m³. A système d'aération bien conçu doit non seulement établir un schéma de circulation de l'air approprié pour diluer ou éliminer efficacement les PCA provenant de l'intérieur de la salle d'opération, mais aussi être capable d'empêcher la migration des contaminants provenant des environs. la migration des contaminants depuis l'environnement hospitalier. À cette fin, les salles d'opération sont généralement maintenues à une pression positive par rapport aux espaces adjacents afin d'empêcher l'entrée d'air contaminé par les interstices et les fissures. l'air contaminé provenant de zones extérieures à la salle d'opération. La pression positive agit comme une barrière contre les espaces dont l'air est moins propre, car la contamination est transférée dans la direction de la pression statique décroissante. Direction de la pression statique décroissante. La différence de pression s'est avérée être une

Mesure efficace pour réaliser une isolation statique dans les salles blanches et les chambres d'isolement des hôpitaux. De nombreuses normes et directives nationales imposent également une pression positive dans les salles d'opération afin d'empêcher l'entrée de contaminants dans l'air. Contaminants en suspension dans l'air. Cependant, l'ouverture de la porte du bloc opératoire peut annuler la pression positive et permettre un échange d'air entre deux espaces. Et permettre un échange d'air entre deux espaces. Des mesures instantanées du débit d'air dans un bloc opératoire vide ont montré que l'ouverture de la porte permet une entrée d'air même dans des conditions isothermes. Conditions isothermes.

Le mécanisme qui entraîne le flux d'air à travers une porte ouverte est une combinaison de plusieurs facteurs : la différence de température, la différence de pression, le flux d'air d'aération, le passage humain, et le mouvement de la porte elle-même. Certaines des premières études ont tenté de dériver des expressions analytiques pour quantifier la migration du volume d'air en fonction de la différence de température. Sur le site recherches plus récentes se sont concentrées sur l'effet de l'ouverture et de la fermeture de la porte sur la défaillance du confinement dans les chambres d'isolement en utilisant des modèles réduits, des maquettes grandeur nature, et de simulations CFD. La majorité de ces études se sont concentrées sur les portes à charnières et ont évalué l'effet de pompage de l'oscillation de la porte causé par le mouvement d'une porte à charnières. Mouvement d'une porte à charnières. Alors que les portes à charnières sont courantes dans les chambres d'isolement des hôpitaux, les salles d'opération modernes ont tendance à utiliser des portes coulissantes. Plusieurs études ont comparé les portes coulissantes et les portes à charnières et ont constaté que les

portes coulissantes induisaient un échange de volume d'air plus faible que les portes à charnières. Que les portes à charnières. Cependant, des analyses plus poussées ont montré que le flux induit par la gravité (ou la flottabilité)- l'échange d'air à travers la porte et la différence entre les deux types de portes devient insignifiante. Entre les deux types de portes devient insignifiante lorsqu'il y a une différence de température.

La fréquence et la durée des ouvertures de porte dépendent du type de chirurgie. Lynch et al ont enregistré de 5 à 87 ouvertures de porte par heure au cours de 28 procédures, un cycle de porte prenant environ 20 secondes. Elliott et al ont observé que les ouvertures de porte moyennes variaient de 33 par heure en chirurgie générale à 30 par heure en chirurgie générale. De 33 par heure en chirurgie générale à 54 par heure en chirurgie cardiaque. Pour l'arthroplastie totale plusieurs études d'observation ont rapporté des ouvertures de porte moyennes de 0,62 à 0,85 par minute. La majorité de la littérature a constaté un fort impact négatif de l'ouverture des portes et du trafic piétonnier correspondant sur l'environnement du bloc opératoire. Et du trafic piétonnier correspondant sur l'environnement de la salle d'opération. Des études statistiques basées sur des mesures effectuées au cours d'une intervention chirurgicale ont montré que les ouvertures de porte sont associées à une contamination environnementale dans les salles d'opération. Par exemple, Mathijssen et al ont suggéré qu'une seule ouverture de porte contribuait à une augmentation de 5 % des probabilités de contamination microbienne ≥ 20 UFC/m³. Cependant, Alsved et al n'ont trouvé aucune corrélation significative entre le nombre total d'ouvertures de porte par chirurgie et la concentration moyenne de PCA au niveau de la plaie. Comme l'expliquent les auteurs eux-mêmes, cela est dû au faible nombre d'ouvertures de porte et à la faible concentration de PCA dans la plaie. Nombre d'ouvertures de porte et à la faible concentration de PCA dans le couloir à l'extérieur de la salle d'opération. Plusieurs études sur

Plusieurs études montrent également que les ouvertures de porte et le trafic piétonnier correspondant sont directement associés au taux d'ISO. Avec le taux d'ISO. Babkin et al ont constaté que le fait de garder la porte fermée entraînait une diminution des taux d'ISO. Taux d'ISO. Crolla et al ont noté une corrélation significative entre le développement des ISOs et le nombre plus élevé d'ouvertures de porte dans une étude de cohorte de 1537 procédures colorectales. Ces études confirment que le contrôle du trafic piétonnier dans les blocs opératoires est essentiel pour la prévention des infections.

Chapitre II
Processus De Simulation
Numérique

1. Mécanique des fluides numérique (CFD) :

Ce chapitre a pour objectif principal d'évoquer les étapes, les processus, ainsi que les paramètres utilisés dans le cas de la simulation de notre étude ainsi que des notions fondamentales de la mécanique des fluides numérique. Cette méthode est couramment nommée par l'acronyme CFD provenant de l'anglais « Computational Fluid Dynamics » qui sera utilisé par la suite dans ce manuscrit. Cette partie servira aussi à familiariser le lecteur non spécialiste à la terminologie propre de la CFD. Dans un premier temps nous allons présenter la CFD en général et le code de calcul utilisé par la suite nous allons détailler les différentes étapes effectuées au cours de la simulation.

Ainsi nous allons présenter les résultats obtenus au cours de cette étude de simulation avec une comparaison avec l'étude expérimentale

1.2 Méthode numérique et résolution (simulation)

Cette partie explicite les étapes nécessaires pour réussir une simulation d'un problème en mécanique des fluides,

1. Choix du solveur
2. Choix du modèle de turbulence
3. Définition des caractéristiques du fluide
4. Conditions aux limites

5. Choix des critères de convergence
6. Initialisation des calculs
7. Sauvegardes
8. Lancement de la simulation

2. Simulation de l'écoulement de l'air

2.1 Équations gouvernantes

Le modèle de simulation de l'écoulement de l'air repose sur les lois fondamentales de la physique, à savoir la loi de conservation de la masse, de la quantité de mouvement et de l'énergie. Loi de conservation de la masse, de la quantité de mouvement et de l'énergie. Un ensemble d'équations qui régissent le comportement tridimensionnel de l'écoulement de l'air est dérivé de ces lois .tridimensionnel de l'écoulement de l'air sont dérivées des lois de conservation. Ces équations peuvent Ces équations peuvent être écrites sous la forme générale d'une équation de transport, qui se compose d'un terme transitoire, d'un terme de convection, d'un terme de diffusion et d'un terme d'accélération, d'un terme de diffusion et d'un terme de source :

Où ρ est la densité de l'air, V^{\rightarrow} est le vecteur vitesse de l'air, ϕ désigne la quantité

transportée, Γ_ϕ est le coefficient de diffusion (effectif) de ϕ , et S_ϕ est le terme source. En attribuant les bonnes valeurs à ϕ , l'équation 1 peut représenter n'importe laquelle des équations de conservation. Lorsque $\phi=1$, l'équation 1 devient l'équation de continuité, qui décrit la conservation de la masse ; lorsque ϕ représente chacune des trois composantes de la vitesse, l'équation 1 devient l'équation de la quantité de mouvement, qui dicte la conservation de la quantité de mouvement ; lorsque l'enthalpie de l'air est affectée à ϕ , l'équation 1 devient l'équation de l'énergie.

2.2 Modélisation de la turbulence

L'un des principaux défis de la simulation de l'écoulement de l'air intérieur est l'écoulement turbulent. L'état complexe de l'écoulement de l'air intérieur et du transfert de chaleur impose des exigences strictes pour un traitement approprié de la turbulence. La simulation numérique directe (DNS) ou la simulation des grands tourbillons (LES) sont capables de résoudre les turbulences avec une précision suffisante. Cependant, les ressources de calcul requises sont très exigeantes. En raison de l'échelle et de la complexité des simulations de l'écoulement de l'air à l'intérieur des bâtiments, la DNS ou la LES est toujours hors de portée des applications pratiques. En raison de son faible coût de calcul et de sa précision raisonnable, la simulation RANS (Reynolds Averaged Navier-Stokes) constitue une bonne alternative. L'approche RANS repose sur la fermeture du tenseur des contraintes de Reynolds, qui peut être soit directement calculé à partir des équations de transport pour chaque composant individuel (modèles de contrainte de Reynolds), soit modélisé par l'hypothèse de la viscosité de tourbillon - une relation avec l'écoulement moyen par la viscosité turbulente. Parmi tous les modèles de turbulence basés sur la viscosité de tourbillon, les modèles à deux équations $k-\epsilon$ sont les plus couramment utilisés pour un large éventail d'applications techniques et de simulations d'écoulement d'air intérieur. Les modèles $k-\epsilon$ résolvent deux équations de transport pour l'énergie cinétique turbulente k et le taux de dissipation. La viscosité turbulente est construite par $\mu_t = \rho C_\mu k^2 / \epsilon$, où C_μ est un coefficient critique. La double équation $k-\epsilon$ Les

modèles sont efficaces sur les plans informatiques et stables, par rapport aux modèles de contrainte de Reynold plus sophistiqués.

La présente étude adopte le modèle $k - \varepsilon$ réalisable, une variante relativement récente des modèles $k - \varepsilon$ développée par Shih et al. Dans le modèle $k - \varepsilon$ réalisable, l'équation de transport pour ε est dérivée d'une équation exacte pour le transport de la fluctuation de vorticité au carré moyen. La dérivation du modèle satisfait à certaines contraintes mathématiques sur les contraintes de Reynolds et le modèle est donc cohérente avec la physique des écoulements turbulents. Par rapport à d'autres variantes de modèles $k - \varepsilon$, le modèle $k - \varepsilon$ réalisable devrait fournir des performances supérieures pour les écoulements impliquant des couches limites sous fort gradient de pression défavorable. Le modèle $k - \varepsilon$ réalisable a montré sa capacité à prédire avec précision l'écoulement de l'air intérieur et le transfert de chaleur dans des travaux de recherche antérieurs (par exemple) et s'est avéré approprié pour les simulations complexes d'environnement intérieur. Dans le modèle $k - \varepsilon$ réalisable, C n'est pas une constante comme dans le modèle $k - \varepsilon$ standard, mais varie en fonction du débit moyen et de la température. Varie en fonction de l'écoulement moyen et des propriétés de la turbulence. Des descriptions plus détaillées du modèle peuvent être trouvées dans Shih et al.

2.3 Conditions aux limites

Les conditions aux limites du domaine de calcul doivent être spécifiées afin de résoudre les équations susmentionnées. La configuration correcte des conditions aux limites joue un rôle crucial dans l'obtention de résultats de simulation valides et fiables. Les conditions aux limites adoptées dans toutes les simulations de cette étude sont données ci-dessous.

La condition de non-glissement est utilisée pour la vitesse au niveau des surfaces solides, y compris tous les murs de la salle d'opération et les surfaces exposées du personnel et du mobilier. Un flux thermique constant est spécifié au niveau des surfaces émettrices de chaleur des sources de chaleur internes, notamment le personnel chirurgical, l'équipement médical et la face orientée vers le bas des lampes chirurgicales. Les autres surfaces solides sont toutes définies comme des parois adiabatiques (c'est-à-dire avec un flux thermique nul). Le rayonnement thermique est

négligé et donc toutes les charges de chaleur sensible sont considérées comme 100% convectives. En raison du taux d'aération élevé dans les salles d'opération, cette simplification s'avère avoir peu d'impact sur les résultats et les conclusions de la simulation.

La condition "pression-sortie" est spécifiée aux ouvertures d'évacuation de l'air dans toutes les simulations, à l'exception de celles du document III où la condition "sortie-vent" est adoptée. Celles du document III où la condition "sortie-vent" est adoptée. La condition "vélocité-entrée" est utilisée pour les ouvertures d'alimentation en air. En fonction du type de diffuseurs d'alimentation, une d'alimentation, un profil de vitesse uniforme ou non uniforme pré-simulé est imposé aux entrées d'air. Les conditions d'entrée Les conditions d'entrée pour les quantités turbulentes correspondantes sont déterminées à partir de l'intensité de la turbulence et du diamètre hydraulique aux ouvertures d'alimentation. Et du diamètre hydraulique au niveau des ouvertures de soufflage. Une intensité de turbulence de 5 à 20 % est sélectionnée dans les simulations en fonction du type d'aération . La température de l'air soufflé aux entrées est de 20°C pour l'aération LAF et l'aération par mélange. Dans le cas d'aération TAF, les diffuseurs centraux fournissent de l'air à 18,5 °C, tandis que les diffuseurs de l'extérieur fournissent de l'air à 18,5 °C. Alors que La température au niveau des diffuseurs environnants est adaptée de manière à établir un gradient de température de 1,5-3°C.

2.4 Aspects numériques:

Les équations de conservation susmentionnées sont résolues par la méthode des volumes finis (MVF) - l'approche la plus courante en CFD. Le domaine de calcul est subdivisé en un nombre fini de petits volumes de contrôle (c'est-à-dire des cellules). Les volumes de contrôle ne se chevauchent pas et remplissent complètement le domaine spatial. Les variables de solution sont définies au centroïde des volumes de contrôle et la conservation des propriétés pertinentes est satisfaite dans chaque volume de contrôle. En intégrant les équations de conservation sur chaque volume de contrôle, la MVF convertit les équations différentielles partielles en un système d'équations algébriques. Dans la MVF, l'intégrale de volume d'un terme différentiel est transformée en intégrale de surface en utilisant le théorème de divergence, qui est évaluée comme flux aux faces de chaque volume de contrôle. Les valeurs de face des variables pertinentes sont

calculées à partir des valeurs de centroïde des volumes de contrôle voisins par différents schémas de discrétisation. Par conséquent, les schémas de discrétisation sont importants pour déterminer la précision des solutions numériques. Dans la présente étude, le schéma 'second-orderupwind' est utilisé pour discrétiser tous les termes convectifs et le schéma de différence centrale est adopté pour la discrétisation des termes de diffusion. Un schéma échelonné nommé PRESTO ! Est utilisé pour calculer les valeurs de pression aux faces des cellules. Le schéma PRESTO ! Est recommandé pour les écoulements présentant un nombre élevé de tourbillons et une convection naturelle à nombre élevé de Rayleigh. Pour les simulations transitoires, une formulation implicite de premier ordre est utilisée pour l'intégration temporelle.

Les équations algébriques qui en résultent sont non linéaires et couplées entre elles. Un processus itératif est nécessaire pour résoudre simultanément ces équations. La procédure largement utilisée en CFD pour résoudre les équations d'écoulement discrétisées est la méthode semi-implicite pour les équations liées à la pression (SIMPLE). Équations liées à la pression (SIMPLE). Par conséquent, l'algorithme SIMPLE est choisi dans ce travail pour les simulations stables et transitoires. Pour les simulations stables et transitoires.

Les équations algébriques qui en résultent sont non linéaires et couplées entre elles. Un processus itératif est nécessaire pour résoudre simultanément ces équations. La procédure largement utilisée en CFD pour résoudre les équations d'écoulement discrétisées est la méthode semi-implicite pour les équations liées à la pression (SIMPLE). Par conséquent, l'algorithme SIMPLE est choisi dans ce travail pour les simulations stables et transitoires.

2.5 Maillage et convergence

Pour les simulations d'environnement intérieur avec dispersion de contaminants, le maillage doit être suffisamment fin pour résoudre avec précision le champ d'écoulement turbulent et calculer les trajectoires des particules. Le raffinement du maillage est appliqué aux régions présentant des gradients élevés de quantités transportées (par exemple, les entrées d'air, les sorties d'air et les zones critiques chirurgicales) afin de saisir les caractéristiques détaillées de l'écoulement.

Les maillages utilisés dans le présent travail sont suffisamment fins pour résoudre la

sous-couche visqueuse proche de la paroi. Par conséquent, les fonctions de paroi de type log-law ne sont plus valables pour des mailles aussi fines. Le "traitement amélioré des parois" est donc utilisé pour traiter les couches limites turbulentes dans les mailles de l'avion. la région proche de la paroi. EWT est une formulation hybride près de la paroi, qui combine un modèle à deux couches avec une fonction de mélange pour mettre en œuvre une transition douce entre la région affectée par la viscosité et la région entièrement turbulente. L'utilisation de l'EWT allège les exigences strictes en matière de résolution de maillage dans la région proche de la paroi, car elle est conçue pour fonctionner correctement avec une résolution de maillage diversifiée allant des mailles à faible nombre de Reynolds aux mailles intermédiaires et aux mailles à fonction de paroi.

Des analyses de convergence de la grille sont toujours effectuées pour garantir des solutions raisonnables indépendantes de la grille. Le maillage est continuellement raffiné jusqu'à ce qu'aucune différence significative dans les propriétés de l'écoulement de l'air et la concentration des particules ne soit observée. La convergence numérique est jugée à l'aide de plusieurs critères. Le critère de convergence pour les résidus mis à l'échelle est fixé à 1×10^{-8} pour l'équation d'énergie et 1×10^{-5} pour toutes les autres équations. Le bilan global de masse et de chaleur est également vérifié et les déséquilibres nets sont inférieurs à 0,5 % du plus petit flux à travers la frontière du domaine à la fin de la simulation. En outre, pour garantir une solution stable, les valeurs des variables de la solution sont contrôlées à des endroits spécifiques pour s'assurer qu'il n'y a pas de changements significatifs entre les itérations

3. Etapes de Simulation :

3.1 Etape1 : Géométrie

Design Modeler génère que des géométries simple (tube, plaque,) mais pour les géométries complexes, le recours à des logiciels de Dessin Assisté par Ordinateur (DAO) tel que SolidWorks.

Nous avons fait 4 géométries différentes avec 4 localisations différentes d'entrée et de sortie et nous avons repris cela sur le tableau ci-dessous :

Cas	Cas 01	Cas 02	Cas 03	Cas 04
Dimensions De La Chambre	4m Hauteur 6m Largeur	4m Hauteur 6m Largeur	4m Hauteur 6m Largeur	4m Hauteur 6m Largeur
Patient	175 Cm	175 Cm	175 Cm	175 Cm
Docteur	180 Cm	180 Cm	180 Cm	180 Cm
Lit	2 m	2 m	2 m	2 m
Casier	2m Hauteur 1m Largeur	2m Hauteur 1m Largeur	2m Hauteur 1m Largeur	2m Hauteur 1m Largeur
Nombre d'Inlets et d'outlet	1 Inlet 1 outlet	1 Inlet 1 outlet	2 Inlets 1 outlet	1 Inlet 1 outlet
Placement des inlets et des Outlets	Inlet en haut Outlet en haut	Inlet en haut Outlet sur le côté gauche	2 Inlet en haut Outlet sur le côté gauche	1 Inlet Côté droit 1 outlet Côté gauche

Tableau 1 Configuration et dimensionnement de la chambre

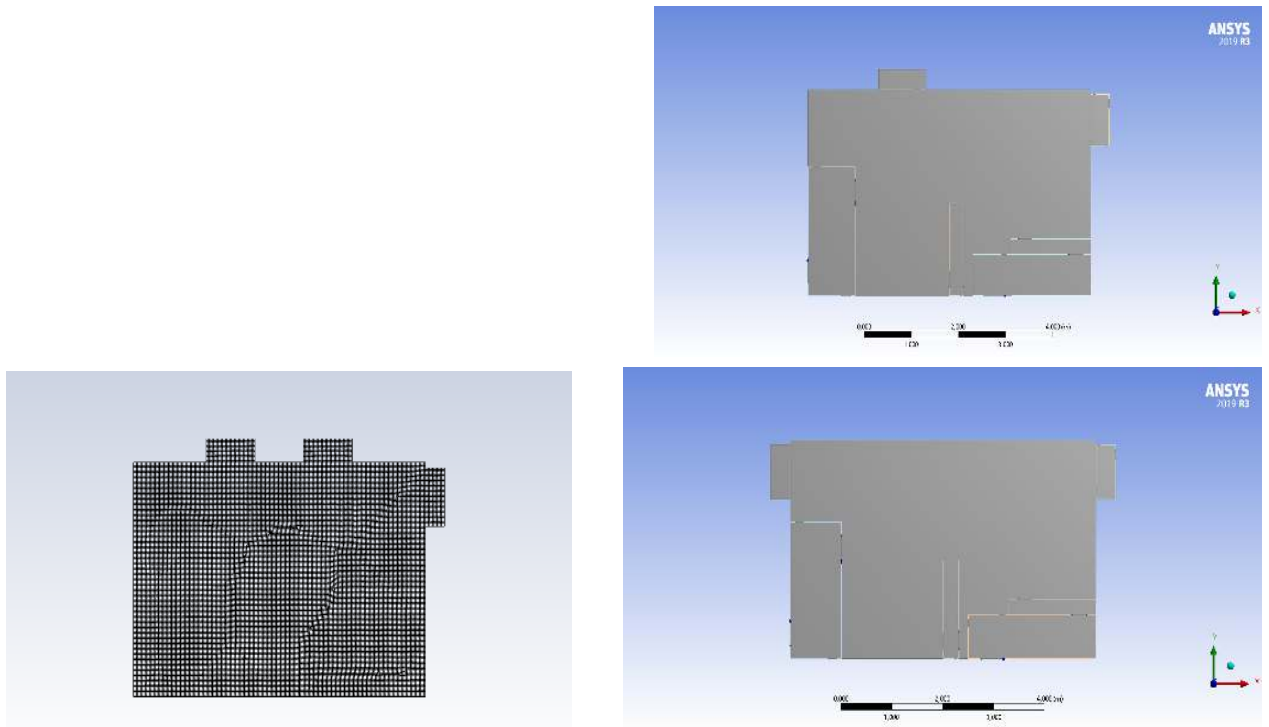
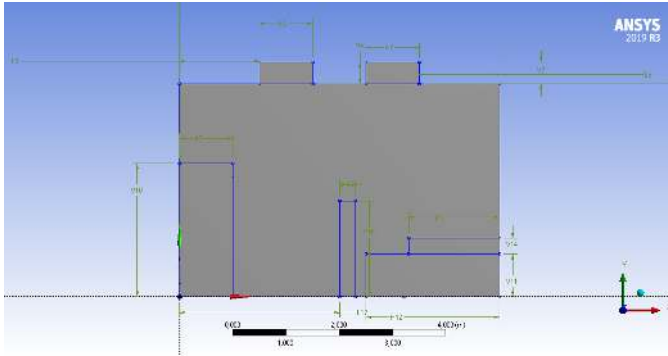


Figure 1 Différents géométrie dans les 4 cas



3.2 Etape2: Maillage

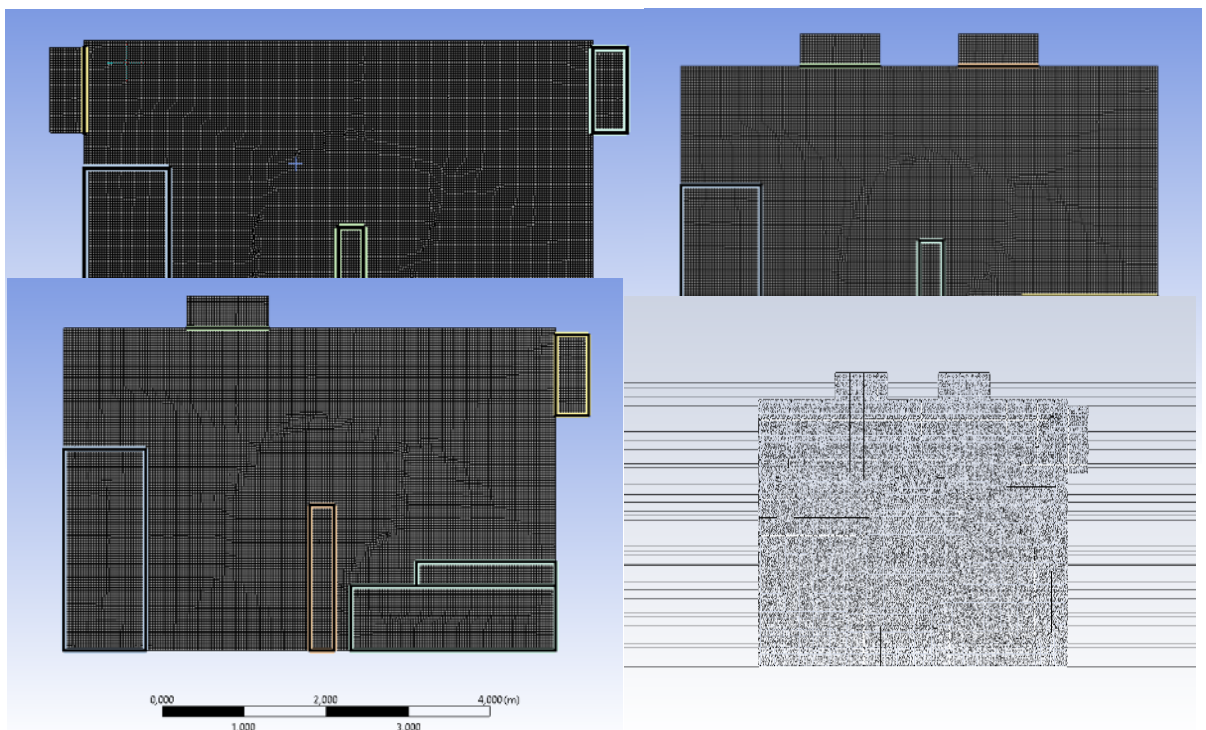
C'est la subdivision du domaine d'étude en grilles longitudinale et transversale, dont l'intersection représente un nœud. Un maillage de

très bonne qualité est essentiel pour l'obtention d'un résultat de calcul précis, La qualité du maillage a un sérieux impact sur la convergence, la précision de la solution et surtout sur le temps de calcul.

Le Maillage de Ansys ace caractérise par un maillage flexible utilisant les coordonnées cartésiennes qui est un maillage structure. Il est généralement compose de mailles quadrilatérales en deux dimensions (2D) et hexaédriques en trois dimensions (3D).

Pour notre simulation on a choisi un maillage de 28398 cellules, car la simulation est en 2D, par la suite le maillage a été raffinage automatique,

Concernant le domaine il doit aussi être décomposé en plusieurs blocs de sorte que la simulation puisse fonctionner sur plusieurs processeurs. En effet, chaque bloc est assigné à un processeur (mais un processeur peut manipuler plusieurs blocs). Dans notre cas on a partagé le domaine en 7 blocs (Patient, Docteur, Locker, Lit, Inlet, Outlet)



3.3 Etape3: Conditions aux limites :

Les conditions aux limites sont les spécifications des propriétés d'écoulement sur les limites du domaine de calcul. Ils sont par conséquent, un élément essentiel des simulations CFD en termes de représentation de la configuration expérimentale de l'écoulement diphasique à travers la conduite, ces conditions sont résumées :

3.4 Les propriétés :

- Inlet Température : 293K
- Inlet flow Velocity : 0.5 m/s
- Flux
60
- Flux
60
- Flux locker 100
- Flux Bed : 100
- Température chambre Initial 273K
- Température Outlet 278
- Outflow Type : Pressure
- Inflow : VelocityInlet

Figure 2Le maillage utilisé dans les 4 cas

Patient :

Docteur

Turbulence :

K-Omega SST

Équations de base :

Energie équation : ON

Gravité :

x : 0.0, y : -9.81, z : 0.0

Hydrostatique : activé

Paramètres de control :

Nombre d'itérations : 500

Pas de temps initiale : 1s

Nombre d'itérations par pas de temps : 20

Chapitre III

Interprétation et résultats

1. Interprétation et résultats :

1.1 Contours des pressions

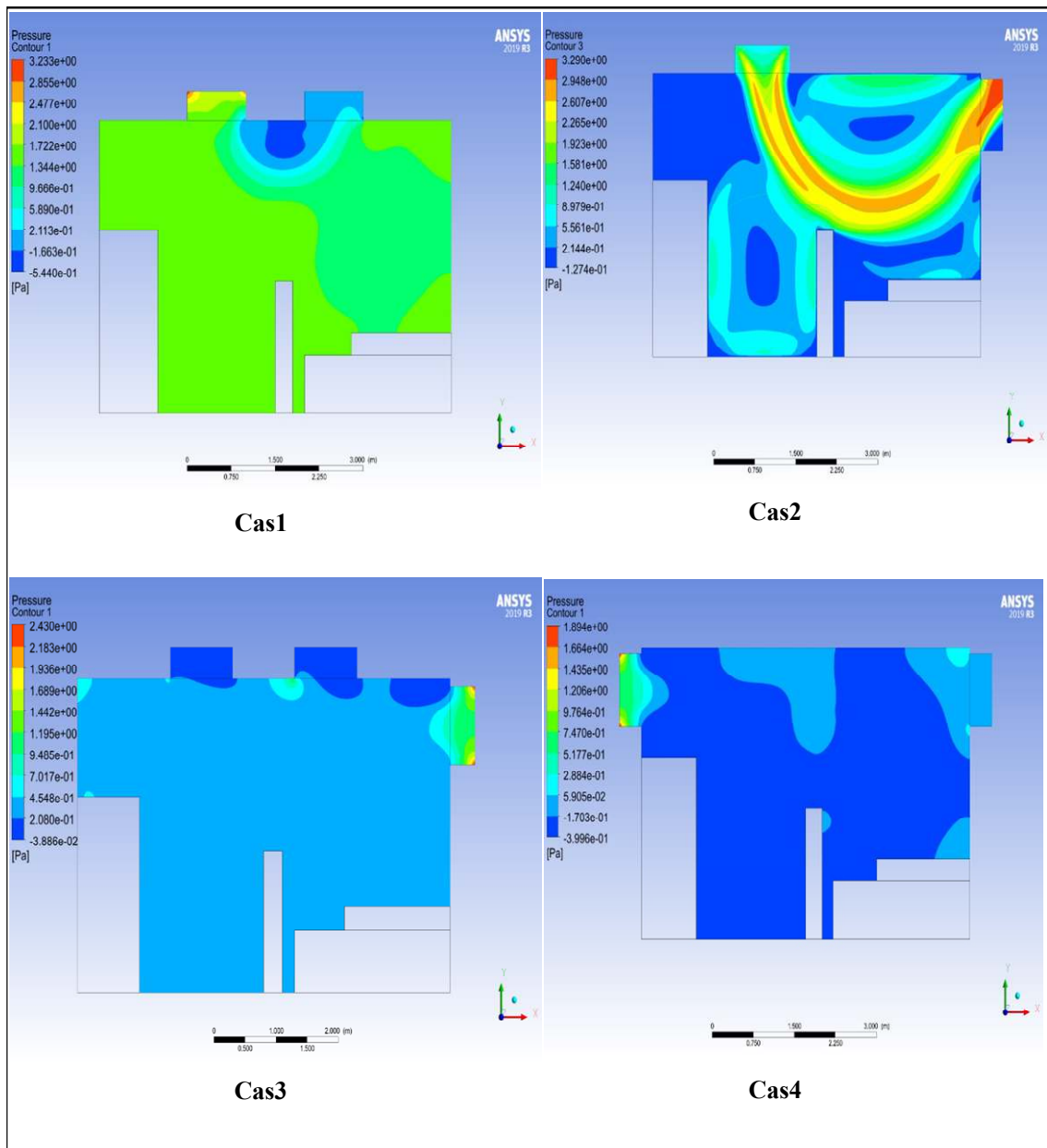


Figure 3 Contours De Pression dans les 4 Cas

1.1.1 Cas1 :

Si on regarde bien on remarque que plus on s'approche de la sortie (outlet) plus la pression diminue, du côté de l'entrée (inlet) c'est plutôt le contraire car plus on s'approche plus la pression augmente et pour finir la pression du côté du docteur et du casier est élevée par rapport aux côtés du patient.

1.1.2 Cas2 :

On remarque que il y a un seul côté où la pression est vraiment élevée c'est du côté de l'entrée (inlet), entre l'entrée et la sortie se crée un volume où la pression est d'une valeur normale et plus on s'éloigne de ce volume puis la pression diminue, on remarque qu'elle est presque nulle en dessous du casier et entre le patient et le docteur.

1.1.3 Cas3 :

Si on regarde bien l'animation on remarque que la pression est enlevée juste dans quelques points de la surface de l'entrée et très basse dans la surface des deux sorties et dans un volume près de l'entrée, à l'intérieur de la chambre la pression est presque constante elle est juste différente dans les côtés.

1.1.4 Cas4 :

Comme toujours la pression est élevée du côté de l'entrée puis s'affaiblie à l'intérieurs, mais pour cette fois à côté du malade et du patient il y a une pression qui a une valeur moyenne, la même chose à côté de la sortie la pression à une valeur moyenne.

Pour illustrer ces remarques nous avons essayé de traduire les résultats des simulations dans les cas 4 sous forme des courbes de variation de pression selon l'axe de X pour différentes positions.

L'axe X1 est situé en bas de chambre d'opération

L'axe X2 est situé au milieu de chambre d'opération

L'axe X3 est situé en haut de chambre d'opération

1.2 Courbes de variation de pression :

L'axe X1 est situé en bas de chambre d'opération

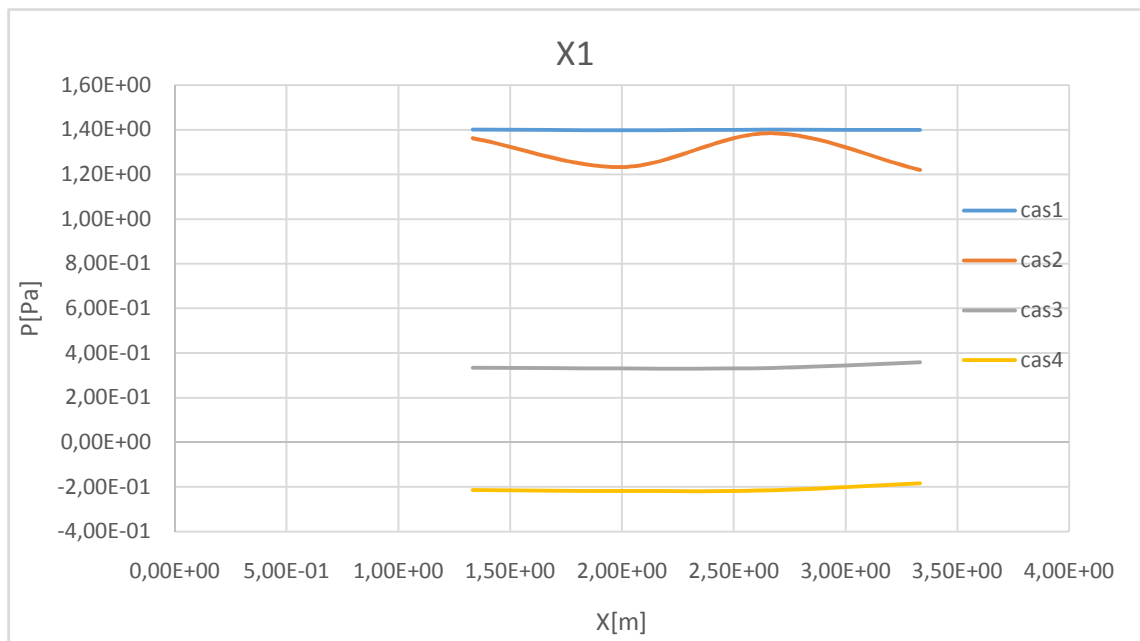


Figure 4 Changement de pression à travers l'axe X1

L'axe X2 est situé au milieu de chambre d'opération

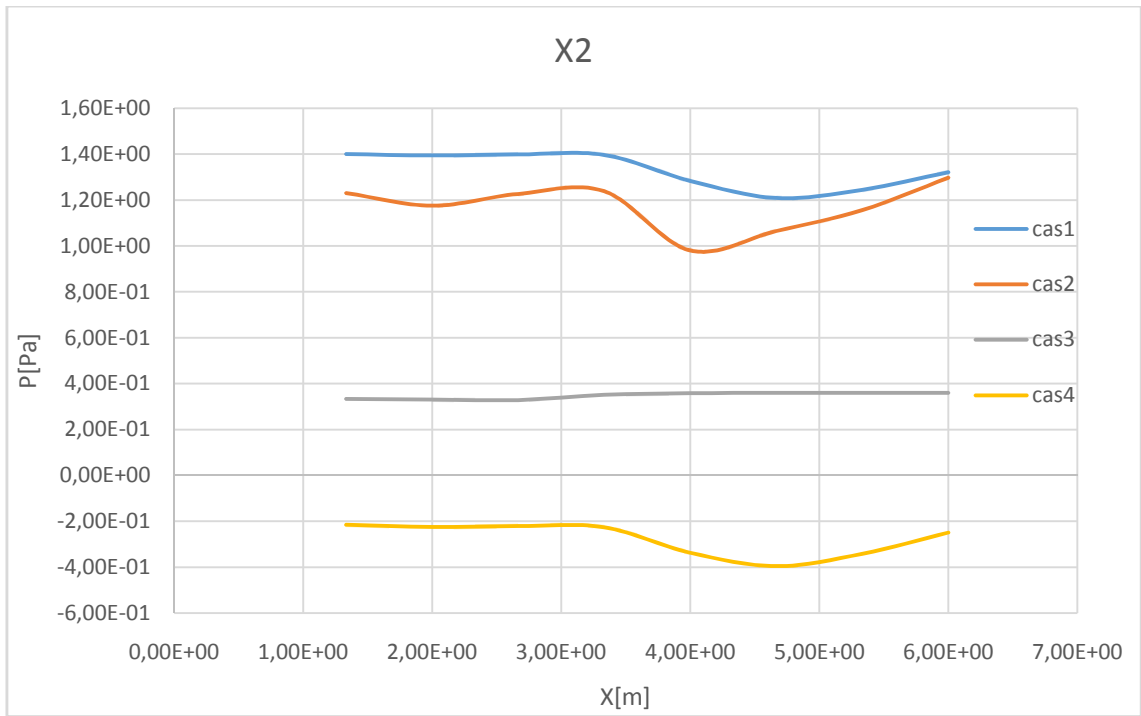


Figure 5 Changement de pression à travers l'axe X2

L'axe X3 est situé en haut de chambre d'opération

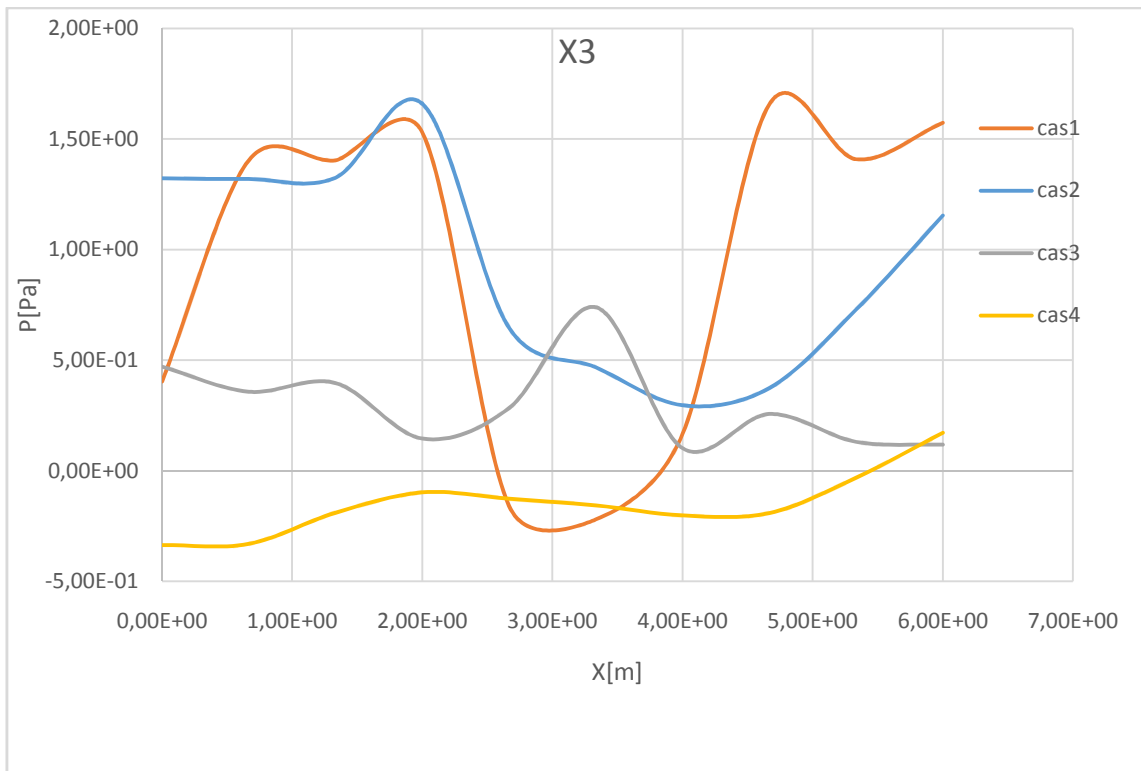


Figure 6 changement de pression à travers l'axe X3

2.1 Contours des vitesses :

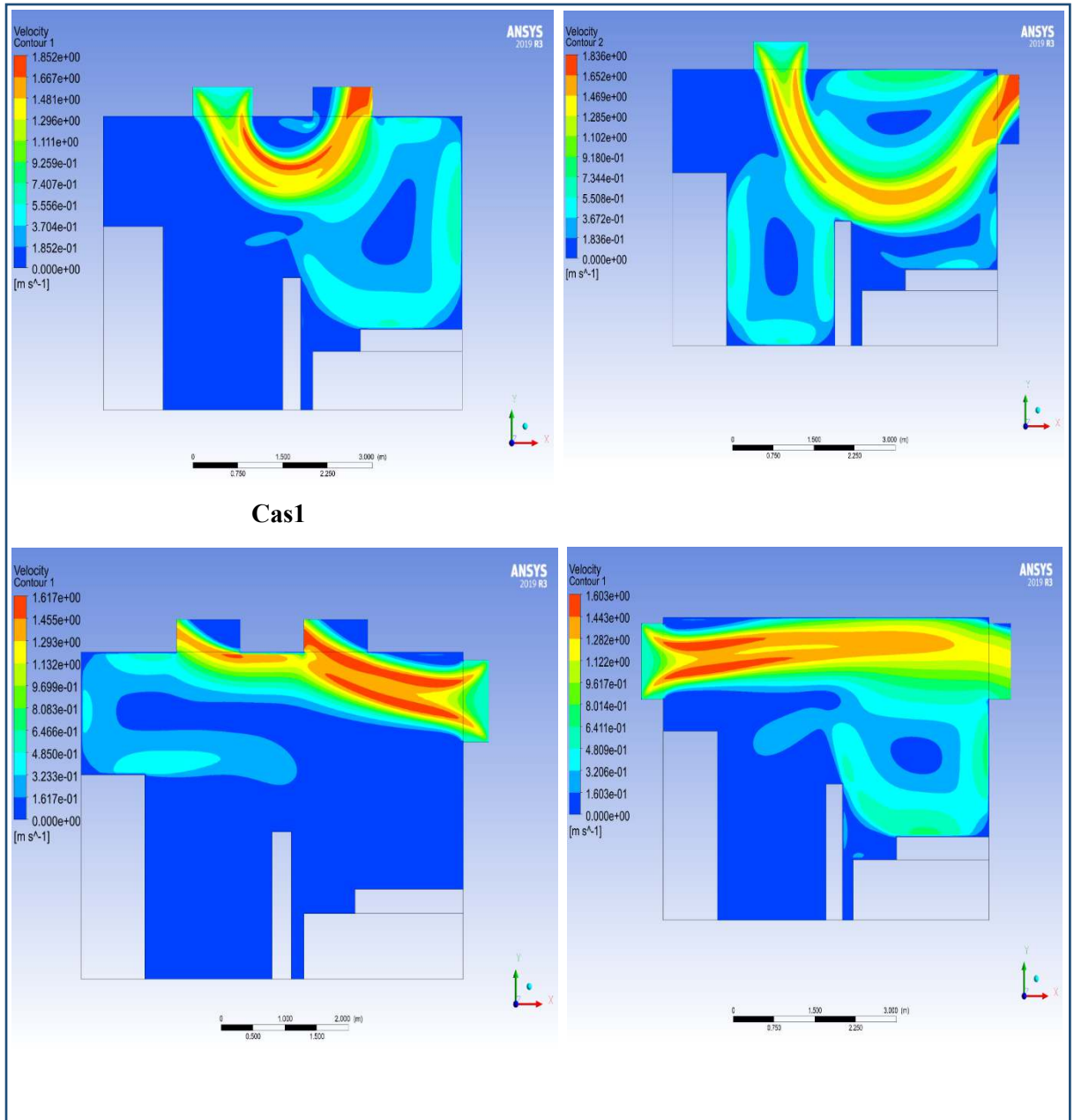


Figure 7 Contours De Vitesse dans les 4 Cas

2.1.1 Cas1 :

On voit que la vitesse du flux d'air est élevée quand ce dernier est près de l'entrée (inlet) et de la sortie (outlet) et plus on s'éloigne plus la vitesse diminue comme on peut le voir dans l'animation ou la vitesse est nul entre le docteur et le casier et faible du côté du patient.

2.1.2 Cas 2 :

Même chose on voit un petit volume se crée dans l'entrée ou la vitesse est élevée et entre l'entrée et la sortie se crée un volume ou la vitesse est d'une valeur normale et plus on s'éloigne plus la vitesse diminue, on peut voir que la vitesse est nul entre le patient et le docteur et en dessous du casier aussi.

2.1.3 Cas 3 :

Entre les deux sorties et l'entrée se crée un volume ou la vitesse du flux d'air est élevée, par contre dans quelques points de la surface des deux sorties la vitesse de l'air est nul et faible cela prouve que l'air ne s'échappe pas à travers toute la surface et à cote du docteur et du patient et du casier la vitesse de l'air est nulle.

2.1.4 Cas 4 :

La vitesse est élevée entre l'entrée et la sortie mais cette fois à côté du malade et du docteur la vitesse du flux d'air est moyenne et du côté du casier elle est nulle.

2.2 Courbes de variation de vitesse :

Pour bien traiter les résultats nous avons tracé les courbes de variation de vitesse selon l'axe des X

L'axe X1 est situé en bas de chambre d'opération

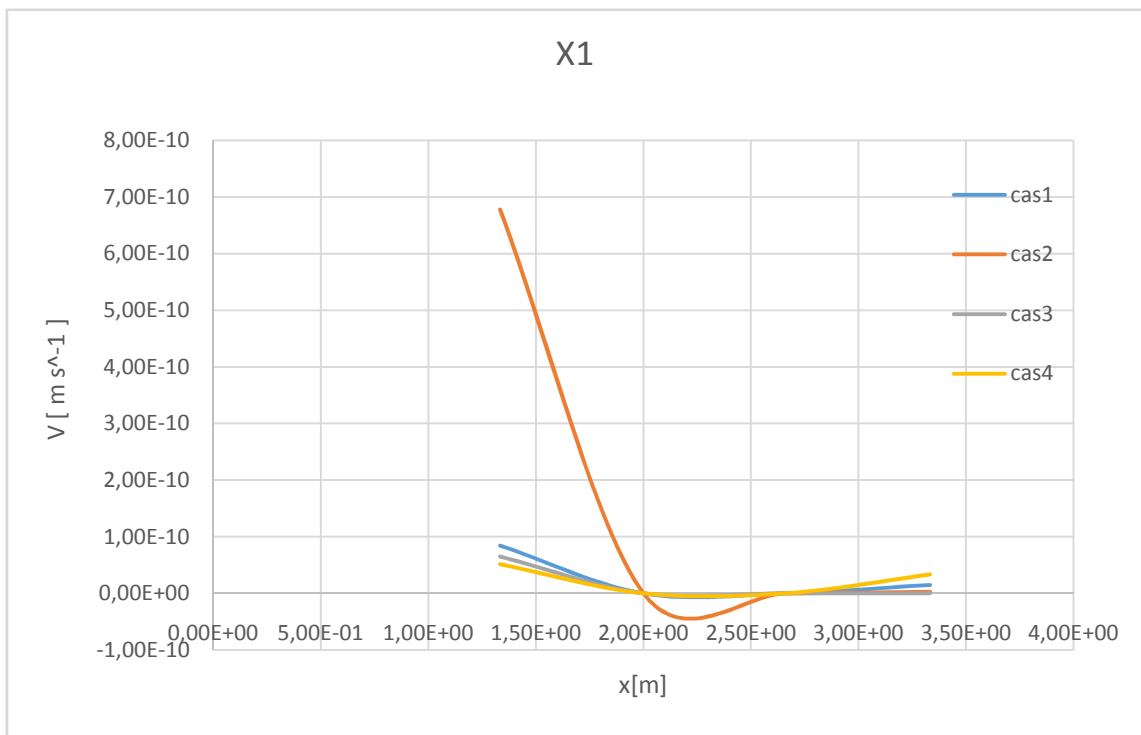


Figure 8 Changement de Vitesse à travers l'axe X1

L'axe X2 est situé au milieu de chambre d'opération

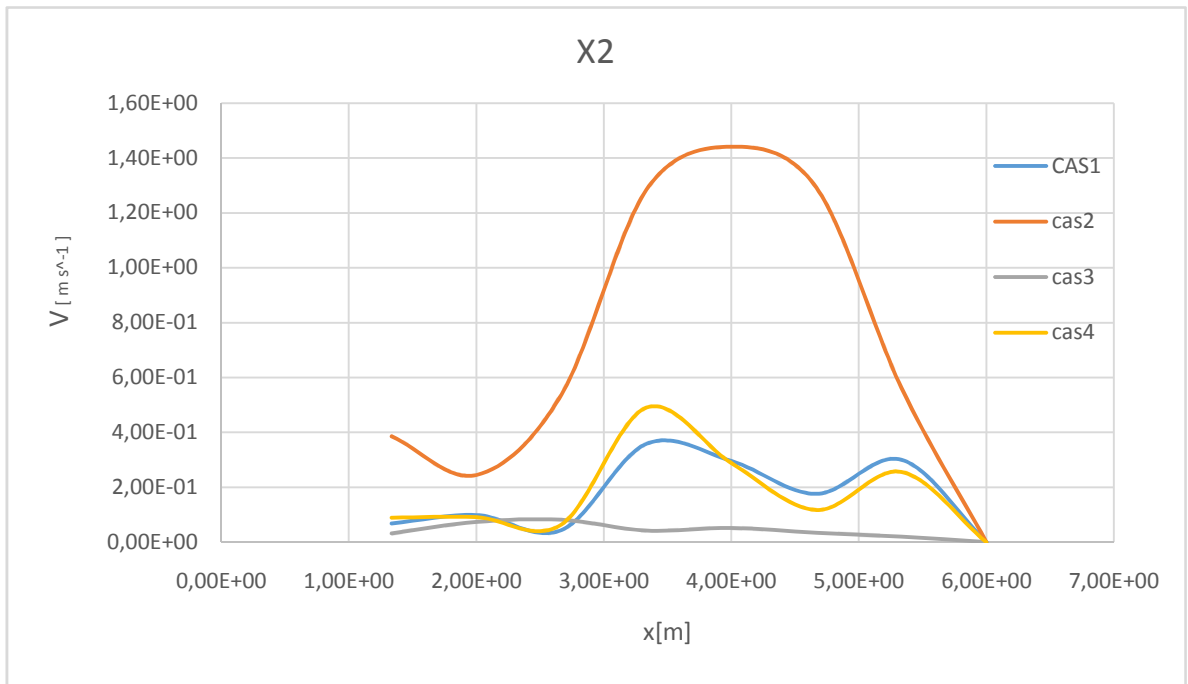


Figure 9 Changement de Vitesse à travers l'axe X2

L'axe X3 est situé en haut de chambre d'opération

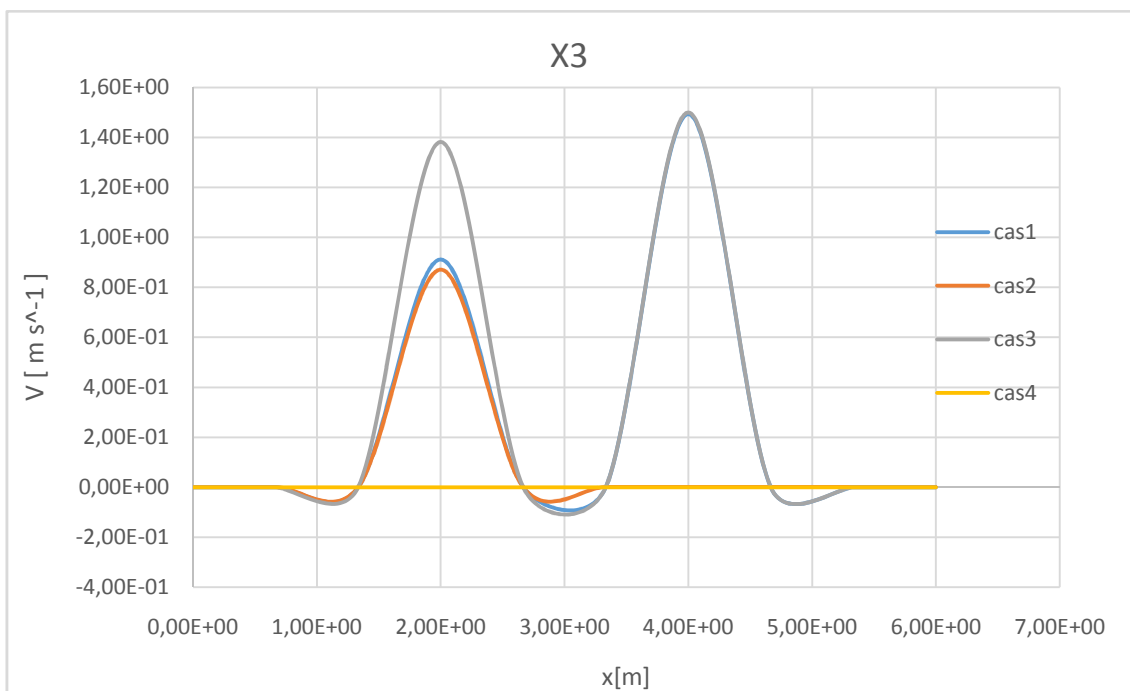
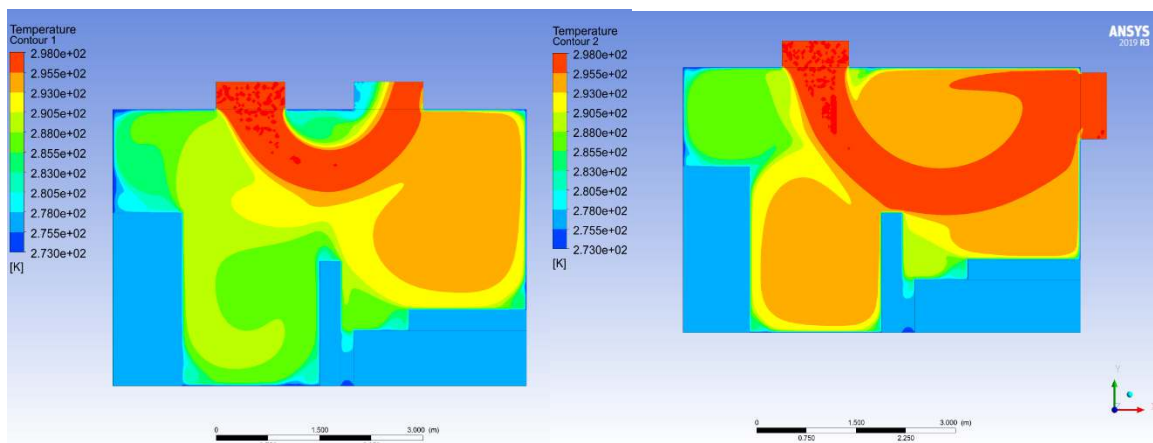


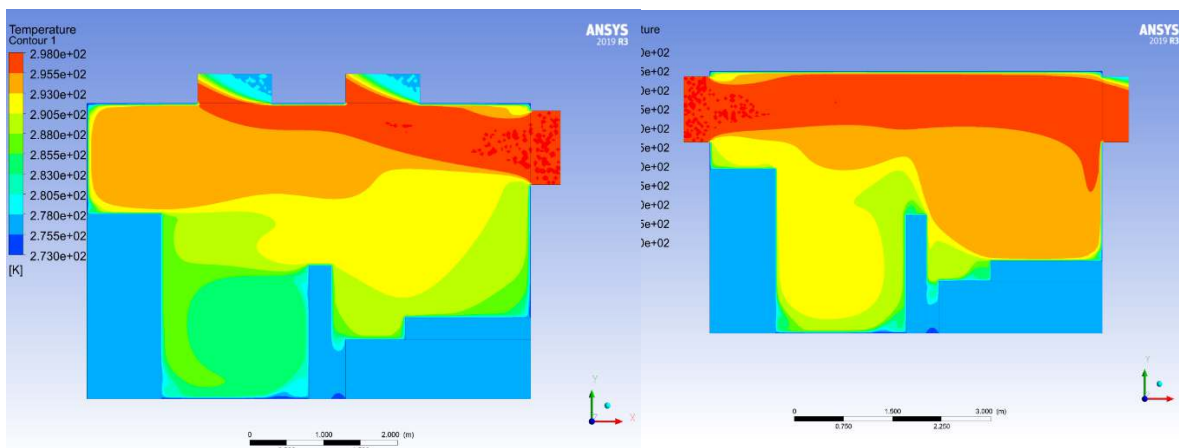
Figure 10 Changement de Vitesse à travers l'axe X3

3.1 Contours de température



Cas 1

Cas 2



Cas 3

Cas 4

Figure 11 Contours De Température Dans les 4 Cas

3.1.1 Cas1 :

Dans ce premier cas la température du côté de inlet et outlet on remarque que la température est élevée et plus on s'éloigne de l'entrée et la sortie plus la température baisse, la température est faible à côté du docteur et du patient et elle est encore plus faible dans les coté comme par exemple du côté du casier.

3.1.2 Cas2 :

Dans ce cas la température, on remarque entre l'entrée (inlet) et la sortie (outlet) se crée un volume où la température est élevée et plus on s'éloigne de ce volume plus la température diminue sur les côtés dans les murs la température est nul tout comme la première simulation.

3.1.3 Cas3 :

Dans ce cas, on remarque qu'entre les deux sortie et l'entrée il y a un volume créé ou la température est élevée mais on voit sur l'animation que la température est différente dans chaque points des surfaces des deux sorties ce qui veut dire qu'elle n'est pas constante sur toute la surface, et aussi plus on s'éloigne des deux sortie et de l'entrée plus la température diminue et comme toujours sur les côtés la température est vraiment très froide .

3.1.4 Cas4 :

Comme toujours entre l'entrée et la sortie se crée un volume ou la température est élevée et plus on s'éloigne plus la température diminue et aussi dans les côtés la température est égale à zéro.

3.2 Courbes de variation de la température :

Pour bien traiter les résultats nous avons tracé les courbes de variation de la température selon l'axe des X et Y

Commençons par l'axe des X :

L'axe X1 est situé en bas de chambre d'opération :

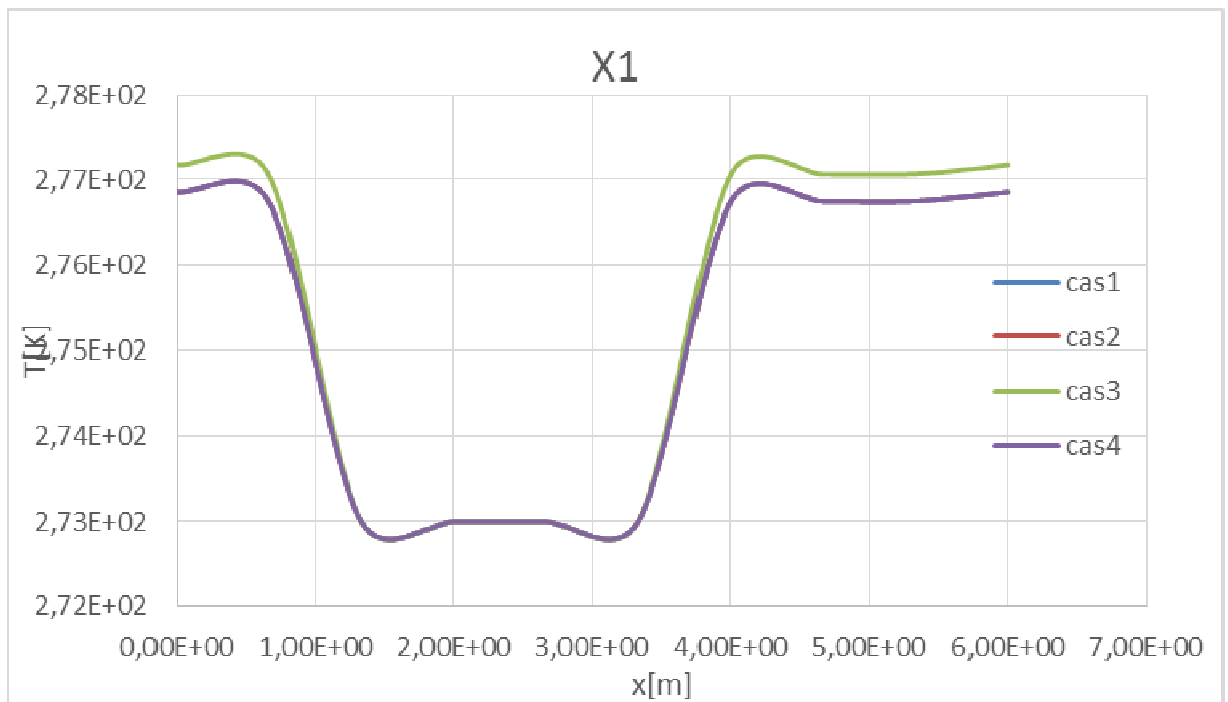


Figure 12 Changement de Température à travers l'axe X1

L'axe X2 est situé au milieu de chambre d'opération

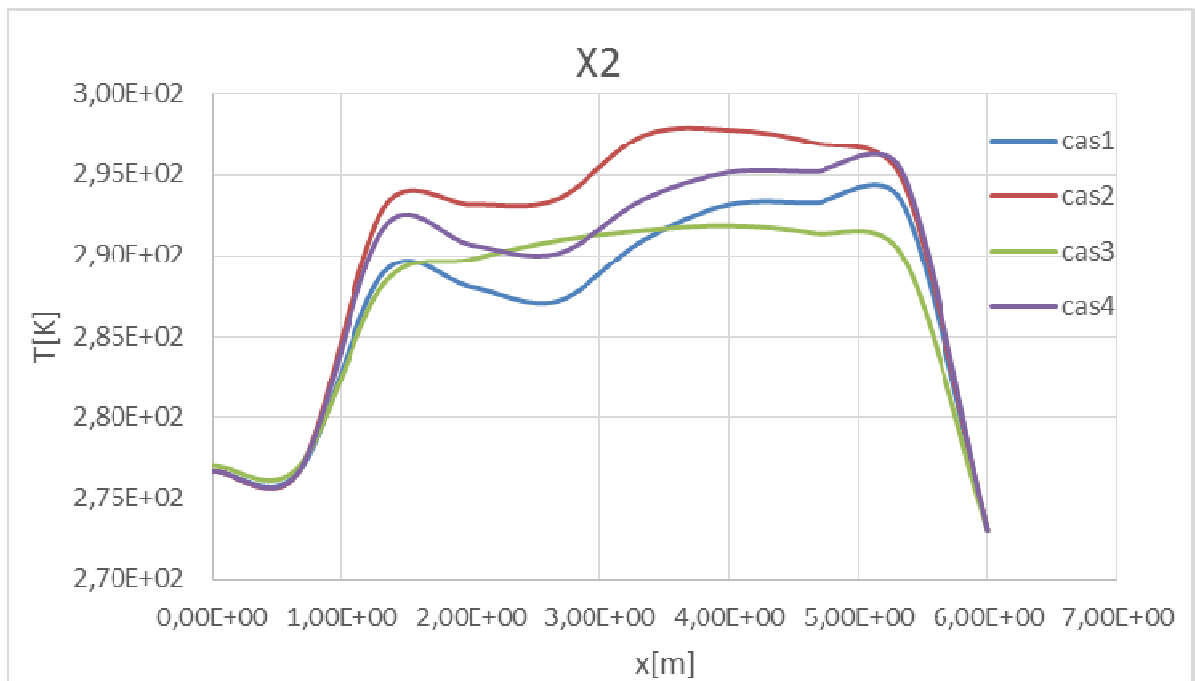


Figure 13 Changement de Température à travers l'axe X2

L'axe X3 est situé en haut de chambre d'opération

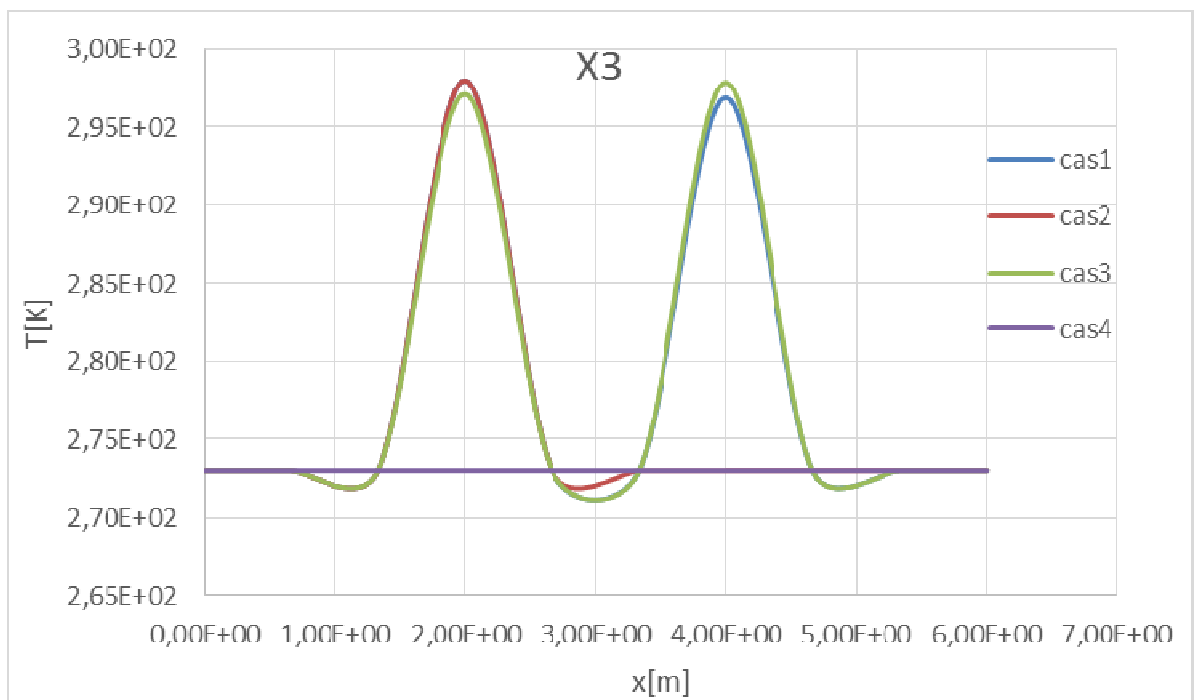


Figure 14 Changement de Température à travers l'axe X3

Maintenant L'axe des Y :

L'axe Y1 est situé du côté du casier :

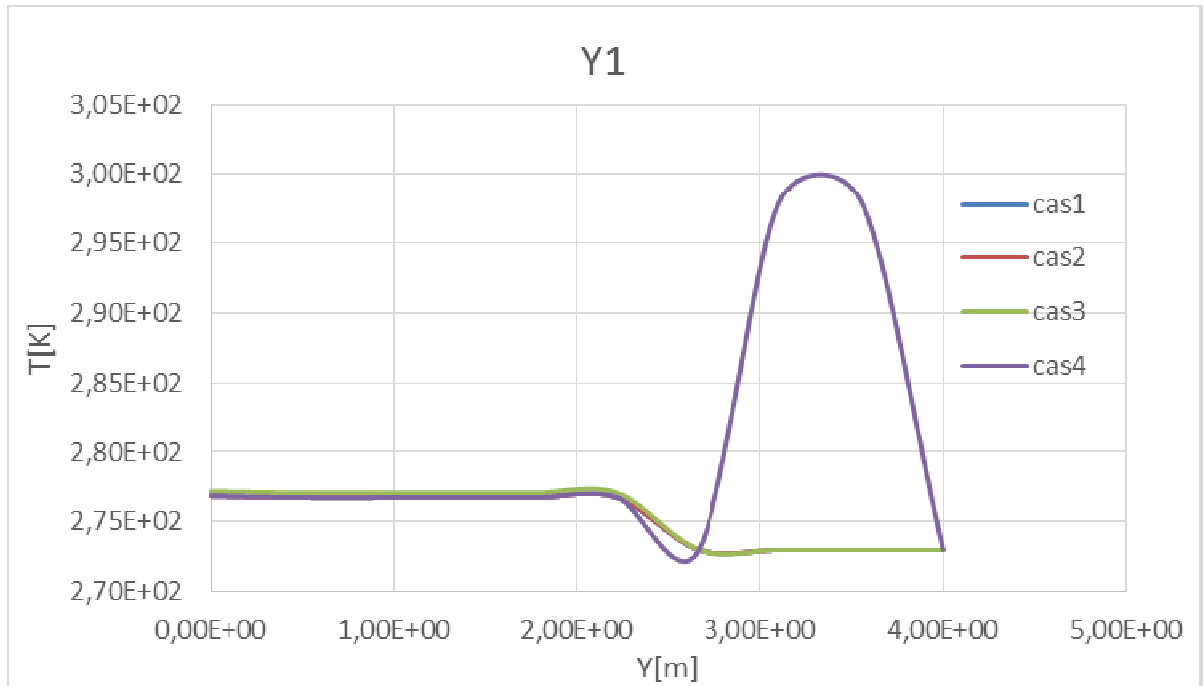


Figure 15 Changement de Température à travers l'axe Y1

L'axe Y2 est situé au milieu du côté du docteur

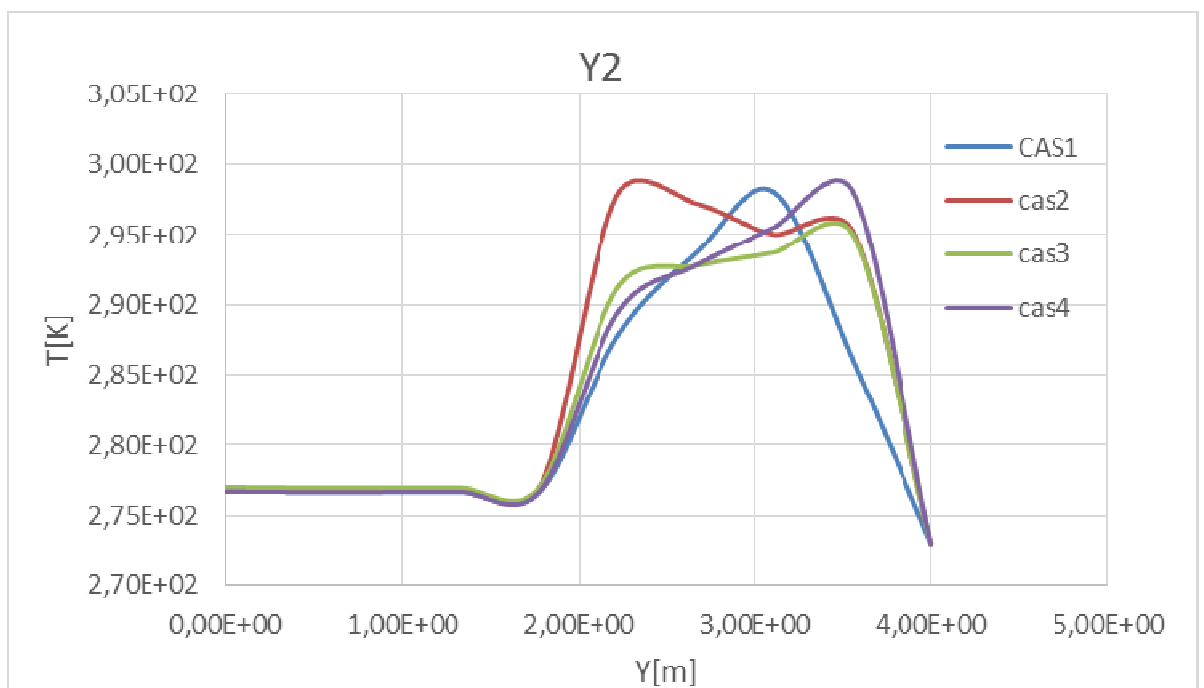


Figure 16 Changement de Température à travers l'axe Y2

L'axe Y3 est situé du côté du malade

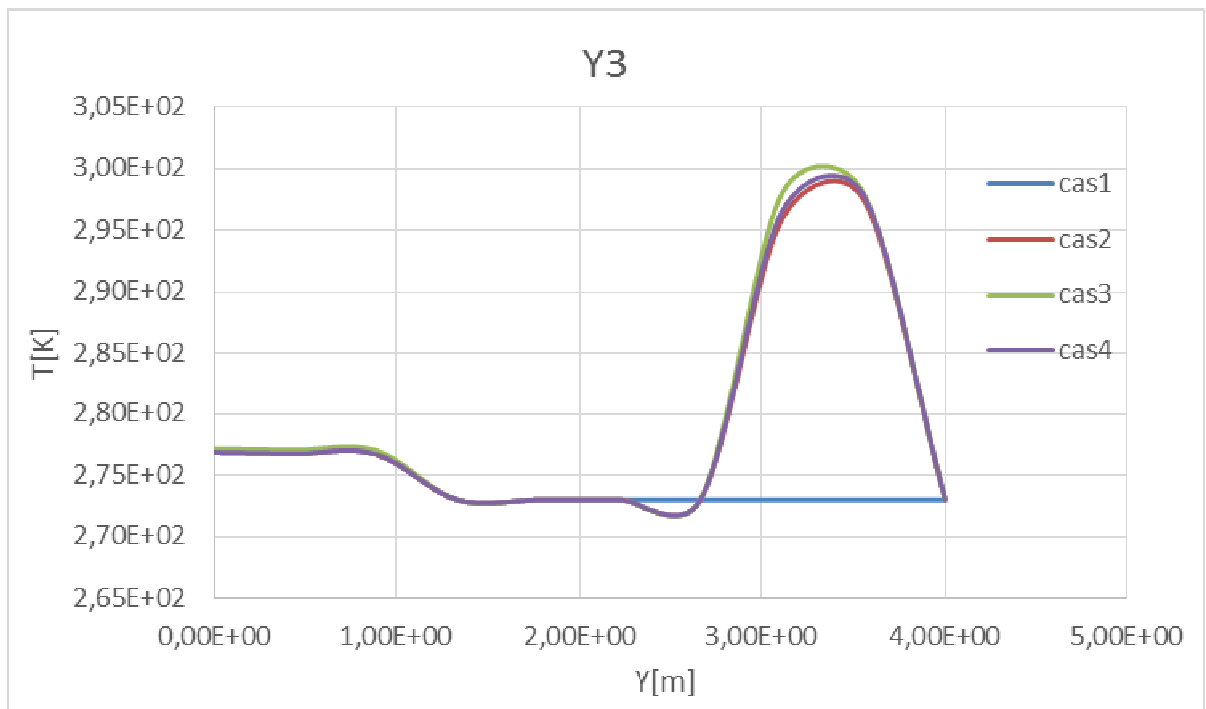


Figure 17 Changement de Température à travers l'axe Y3

Conclusion Générale

Conclusion Générale :

L'aération des salles d'opérations est cruciale pour limiter la dispersion des contaminants bactériens en suspensions dans l'air et pour contrôler le risque d'ISO. Différents systèmes d'aération ont été développés pour les salles d'opération. Chacun présente des avantages et des inconvénients et peut être mieux adapté qu'un autre aux procédures chirurgicales dans certaines conditions. En outre, le bon fonctionnement d'aération des salles d'opérations est également affecté par des perturbations externes et internes. En appliquant des simulations CFD, la présente étude examine de la distribution du flux d'air et l'efficacité d'aération en ce qui concerne la réduction de la contamination par les PCA dans les salles d'opération.

Réduire la contamination par les PCA dans les salles d'opération dans différentes conditions de travail. Cette thèse vise à améliorer la compréhension des forces et des limites des différents schémas d'aération et d'accroître les connaissances sur la conception et l'utilisation d'aération des salles d'opération.

La dynamique des fluides computationnelle peut être utilisée pour augmenter le niveau de confort et améliorer la conception d'aération et l'efficacité énergétique des bâtiments.

L'aération intérieure avec un bon contrôle de la qualité de l'air prévient les infections en minimisant de la propagation des infections respiratoires et autres infections dans les hôpitaux grâce à la dynamique des fluides computationnelle dynamique des fluides, nous pouvons obtenir un meilleur aperçu

Les caractéristiques de dispersion de la contamination par aérosol d'optimiser le schéma de circulation de l'air des salles blanches des hôpitaux.

Parmi les 4 simulations qu'on a faites il est clair que la meilleure est le cas numéro 3 car l'air s'infiltrer mieux à l'intérieur de la chambre, en évacuant la chambre il emporte avec lui toutes les mauvaises bactéries qui circulent dans l'atmosphère.

Références

- Polak, J., Afshari, A., Sadeghian, P., **Wang, C.**, & Sadrizadeh, S. (2019). Improving the performance of heat valve ventilation system: a study on the provided thermal environment. *Building and Environment*, *164*, 106338.
- Wang, C.**, Holmberg, S., & Sadrizadeh, S. (2018). Numerical study of temperature-controlled airflow in comparison with turbulent mixing and laminar airflow for operating room ventilation. *Building and Environment*, *144*, 45-56.
- Wang, C.**, Holmberg, S., & Sadrizadeh, S. (2019). Impact of door opening on the risk of surgical site infections in an operating room with mixing ventilation. Accepted by *Indoor and Built Environment*.
- Wang, C.**, Sadrizadeh, S., & Holmberg, S. (2018). Influence of the shape of surgical lamps on the airflow and particle distribution in operating rooms. In *Proceedings of Roomvent & Ventilation 2018: Excellent Indoor Climate and High Performing Ventilation*, Espoo, Finland.
- .Sadeghian, P., **Wang, C.**, Duwig, C., & Sadrizadeh, S. (2019). Impact of the surgical lamp inclination and design on the operating room ventilation performance: a numerical study. Submitted for journal publication.
- Wang, C.**, Sadeghian, P., & Sadrizadeh, S. (2019). Effect of staff number on the bacteria contamination in operating rooms with temperature-controlled airflow ventilation and turbulent mixing ventilation. In *Proceedings of Building Simulation 2019: 16th Conference of IBPSA*, Rome, Italy.
- Wang, C.**, Sadrizadeh, S., & Holmberg, S. (2018). Numerical assessment of the influence of heat loads on the performance of temperature-controlled airflow in an operating room. In *Proceedings of 39th AIVC Conference – 7th TightVent Conference – 5th Venticool Conference: Smart Ventilation for Buildings*, Juan-les-Pins, France. Submitted to *International Journal of Ventilation* by invitation from the Conference Scientific Committee.

vi

Other publications by the author (not included in this thesis):

- Huang, Y., Ge, F., **Wang, C.**, & Hu, Z. (2019). Numerical study on the heat and mass transfer characteristics of the open-type cross-flow heat-source tower at low ambient temperature. *International Journal of Heat and Mass Transfer*, *145*, 118756.
- Lind, M.C., Sadrizadeh, S., Venås, B., Sadeghian, P., **Wang, C.**, & Harsem, T.T. (2019). Minimizing the airborne particle migration to the operating room during door opening. In *Proceedings of 10th International Conference on Indoor Air Quality, Ventilation and Energy Conservation in Buildings*, Bari, Italy.
- Niu, C., **Wang, C.**, & Sadrizadeh, S. (2019). Numerical simulations of overhead island kitchen exhaust devices. In *Proceedings of 11th International Symposium on Heating, Ventilation and Air Conditioning*, Harbin, China.
- Wang, C.**, & Sadrizadeh, S. (2018). Numerical assessment of a novel ventilation strategy for operating rooms in comparison with turbulent mixing and laminar air flow. In *Proceedings of the 15th Conference of the International Society of Indoor Air Quality & Climate*, Philadelphia, USA.
- Alsved, M., **Wang, C.**, Civilis, A., Sadrizadeh, S., Ekolind, P., Skredsvik, H., Höjerback, P., Jakobsson, J., & Löndahl, J. (2018). Experimental and computational evaluation of airborne bacteria in hospital operating rooms with

- high airflows. In *Proceedings of the 5th Working & Indoor Aerosols Conference*, Cassino, Italy.
- Wang, C.**, Sadeghian, P., & Sadrizadeh, S. (2017). Application of open-source CFD software to the indoor airflow simulation. In *Proceedings of 38th AIVC Conference – 6th TightVent Conference – 4th Venticool Conference: Ventilating Healthy Low-Energy Buildings*, Nottingham, UK.
- Kilkis, S., **Wang, C.**, Björk, F., & Martinac, I. (2017). Cleaner energy scenarios for building clusters in campus areas based on the Rational Exergy Management Model. *Journal of Cleaner Production*, 155, 72-82.
- Kilkis, S., Tjernström, J., Nyblom, J., & Martinac, I. (2017). Multiobjective optimization and parametric analysis of energy system designs for the Albano university campus in Stockholm. *Procedia Engineering*, 180, 621-630.
- vii
- Wang, C.**, Martinac, I., & Magny, A. (2016). Multi-objective optimization of energy system designs for the Albano university campus in Stockholm. In *Proceedings of YRSB16 – iiSBE Forum of Young Researchers in Sustainable Building 2016*, Prague, Czech Republic.
- Wang, C.**, Martinac, I., & Magny, A. (2015). Multi-objective robust optimization of energy systems for a sustainable district in Stockholm. In *Proceedings of 14th Conference of International Building Performance Simulation Association, Building Simulation 2015*, Hyderabad, India.
- Wang, C.** (2016). Optimal design of district energy systems: a multi-objective approach. KTH Royal Institute of Technology.