

AIX-MARSEILLE UNIVERSITE

ECOLE DOCTORALE 353 : SCIENCES POUR L'INGENIEUR

FACULTE DES SCIENCES MEDICALES ET PARAMEDICALES

**Apports de la simulation numérique des écoulements à la
chirurgie fonctionnelle du nez**

T H È S E

Présentée et publiquement soutenue devant

AIX-MARSEILLE UNIVERSITE

Le 3 décembre 2019

Par Monsieur Thomas RADULESCO

Né le 6 mai 1986 à Marseille (13)

Pour obtenir le grade de Doctorat d'Aix-Marseille Université

SPECIALITE : Mécanique des fluides

Membres du Jury de la Thèse :

PAPON Jean-François	Président
ESCABASSE Virginie	Rapporteur
HOARAU Yannick	Rapporteur
MICHEL Justin	Co-directeur
PERRIER Pierre	Co-directeur
BOUCHET Gilles	Co-directeur

Ce travail est dédié

Au Professeur Patrick DESSI

Maître incontesté de notre discipline, les responsabilités Hospitalo-Universitaires qui vous incombent n'altèrent en rien l'encadrement, la bienveillance et le soutien que vous apportez à vos élèves. Vous êtes un modèle de réussite pour nous tous. Je suis fier d'être votre élève et de pouvoir appartenir à votre équipe universitaire. Soyez assuré de ma plus sincère reconnaissance.

A mon jury de thèse

Au Professeur Jean-François PAPON

Vos compétences ont fait de vous une référence incontestée dans le domaine de la Rhinologie médicale et chirurgicale. Pionnier en matière de recherche sur simulation numérique des écoulements, vous êtes aussi un expert de la biomécanique de la muqueuse nasale, par votre appartenance à l'IMRB. C'est pour moi un immense honneur que vous ayez accepté de présider mon Jury de Thèse. Soyez assuré de ma profonde gratitude.

Au Professeur Virginie ESCABASSE

Clinicienne et chirurgien reconnue dans le domaine de la Rhinologie et de la mucoviscidose, votre implication dans le domaine de la recherche, qu'elle soit fondamentale ou clinique, n'est plus à démontrer. La rigueur de votre expertise permettra un jugement éclairé de cette thèse d'Université. C'est pour moi un grand honneur de vous compter parmi le Jury de cette Thèse. Merci d'avoir accepté d'être rapporteur de ce travail.

Au Professeur Yannick HOARAU

Référence internationalement reconnue en mécanique des fluides appliquée aux domaines industriels de pointe, mais aussi adaptée au vivant, vous êtes un juge prestigieux pour ce travail de thèse. Malgré un emploi du temps chargé et des responsabilités Universitaires importantes, vous avez très gentiment accepté d'apporter votre expertise à ce Jury. Soyez assuré de ma reconnaissance la plus sincère.

A Monsieur Pierre PERRIER

Merci d'avoir dirigé ce travail et de m'avoir si bien accueilli au sein de l'IUSTI. Ce fut un réel plaisir et un honneur de travailler avec toi. Ton expertise en biomécanique expérimentale ont permis d'ancrer ce travail de simulation dans le réel. Ton accompagnement bienveillant et ta disponibilité m'ont aidé à acquérir de nouvelles connaissances, mais surtout une vision plus large du monde scientifique. J'espère pouvoir continuer à collaborer avec toi sur de futurs projets.

A Monsieur Gilles BOUCHET

Je te remercie pour la direction de cette thèse et pour les (très) nombreuses heures passées à discuter des orientations à donner à ce travail. Avoir permis à un chirurgien de comprendre la biomécanique des fluides démontre tes immenses qualités pédagogiques. Tes compétences en mécanique des fluides ont été indispensables à la réalisation de cette thèse. Merci aussi de m'avoir intégré, avec tant de sympathie, à l'équipe de l'IUSTI. Travailler avec toi fut, et sera, un vrai plaisir.

Au Professeur Justin MICHEL

Merci d'avoir dirigé mon travail au cours de ces trois dernières années. Tes travaux de thèse m'ont permis de poursuivre cette thématique de recherche passionnante qu'est la simulation numérique des écoulements. Ton sens de la recherche a su me guider vers de nouvelles problématiques et me montrer la voie à suivre. Je suis certain que tes qualités humaines et professionnelles sauront guider notre école d'ORL toujours plus haut. Je suis également heureux de pouvoir te compter parmi mes amis.

Mais aussi...

A Monsieur Lionel MEISTER

Tu es le pilier de tous les travaux menés conjointement par les équipes de l'IUSTI et d'ORL de l'APHM. Sans ton impressionnante maîtrise de StarCCM+ et de la CFD, ce travail n'aurait pas pu voir le jour. Cette thèse est donc aussi la tienne, et je te remercie pour ton implication sans faille. De plus, mon séjour au laboratoire m'a permis de faire plus amplement ta connaissance, et d'y trouver une nouvelle amitié. J'ai hâte de pouvoir développer de nouveaux projets en ta compagnie.

Apports de la simulation numérique des écoulements à
la chirurgie fonctionnelle du nez

Table des matières

INTRODUCTION	17
 1. ANATOMIE ET EVALUATION DE L'OBSTRUCTION NASALE	21
1.1. ANATOMIE APPLIQUEE	21
1.2. PRINCIPALES PATHOLOGIES RESPONSABLES D'OBSTRUCTION NASALE.....	24
1.3. ÉVALUATION DE L'OBSTRUCTION NASALE PAR LE CLINICIEN	29
 2. PROTOCOLE DE SIMULATION NUMERIQUE DES ECOULEMENTS	37
2.1. SELECTION DES INDIVIDUS	37
2.2. ACQUISITION DES IMAGES NATIVES	38
2.3. RECONSTRUCTION 3D : SEGMENTATION PAR ITK-SNAP®	39
2.4. MAILLAGE VOLUMIQUE SUR STAR-CCM+®	44
2.5. CALCULS NUMERIQUES.....	55
2.6. ÉVALUATION DES RESISTANCES NATALES PAR LA CFD (CFD-NR)	58
2.7. VARIABLES NUMERIQUES MESUREES EN CFD	58
2.8. PROTOCOLE DE MESURE DES VARIABLES CFD.....	63
2.9. PROTOCOLE DE CHIRURGIE VIRTUELLE (CV)	65
2.10. CONSIDERATIONS ETHIQUES	68
 3. REVUE DE LA LITTERATURE : CORRELATIONS DES VARIABLES CFD A LA PERCEPTION DU PATIENT (ARTICLE N°1)..	71
RESUME	72
3.1. INTRODUCTION.....	73
3.2. MATERIEL ET METHODES	74
3.3. RESULTATS	74
3.4. DISCUSSION	88
3.5. CONCLUSION	93

4. CORRELATIONS ENTRE VARIABLES CFD ET SENSATION D'OBSTRUCTION NASALE (ARTICLE N°2).....	103
RESUME	104
4.1. INTRODUCTION.....	106
4.2. MATERIEL ET METHODES	107
4.3. RESULTATS	111
4.4. DISCUSSION	119
4.5. CONCLUSION	123
5. LA CHIRURGIE VIRTUELLE (CV) APPLIQUEE AUX DEVIATIONS SEPTALES (ARTICLE N°3)	133
RESUME	134
5.1. INTRODUCTION.....	135
5.2. MATERIEL ET METHODES	136
5.3. RESULTATS	142
5.4. DISCUSSION	148
5.5. CONCLUSION	156
6. PERSPECTIVES.....	157
6.1. AMELIORATION DU MODELE.....	157
6.2. AMELIORATION DES TEMPS DE CALCUL, AUTOMATISATION DE LA PROCEDURE ET INTELLIGENCE ARTIFICIELLE.....	159
CONCLUSION	163
REFERENCES	165
LISTE DES ABREVIATIONS.....	172
INDEX DES FIGURES	173

INTRODUCTION

La chirurgie fonctionnelle du nez a pour but d'améliorer la fonction ventilatoire nasale. Elle peut, également, avoir des répercussions esthétiques bien que son objectif principal ne soit pas l'embellissement du nez mais le traitement de l'obstruction nasale (ON) ¹.

L'ON est une plainte fréquemment exprimée dans la population générale². Différents types d'ON existent : on distingue ainsi les ON liées à une pathologie de la muqueuse nasale (ON maladie) et les ON liées à une anomalie morphologique des structures ostéo-cartilagineuses constitutives du nez (ON architecturale). Le septum nasal (ou cloison nasale) est une structure ostéocartilagineuse séparant les deux fosses nasales droite et gauche. Les déviations septales (DS) sont les causes d'ON architecturales les plus fréquentes ³. La problématique principale rencontrée par le praticien, devant la présence d'une DS, est l'évaluation de son retentissement sur le bien-être respiratoire et la qualité du sommeil du patient. En fonction de l'importance des symptômes, il peut être nécessaire de réaliser une septoplastie, intervention chirurgicale dont le but est de redresser la cloison nasale ^{4,5}.

Le bien-être ventilatoire nasal est une notion complexe. Il repose sur des caractéristiques d'écoulement mais aussi sur la qualité du conditionnement de l'air inspiré. L'évaluation de l'ON a fait l'objet de nombreuses publications⁶. Actuellement, cette évaluation peut être clinique, par l'interrogatoire du patient, ou faire appel à des examens complémentaires. L'évaluation clinique de l'ON est subjective ; elle est renseignée grâce à des questionnaires (ou auto-questionnaires) de qualité de vie (NOSE, SNOT-22) ou à l'échelle de visualisation analogique (EVA) ^{7,8,9,6}. Le recours aux examens complémentaires, comme la rhinomanométrie (RMM), le Peak Flow Nasal Inspiratoire (PNIF) ou la rhinométrie acoustique, vise à objectiver le trouble ventilatoire ^{10,11,12,13}. Toutefois, ces examens ne donnent que des informations partielles sur l'écoulement et n'apportent aucune

information quant au conditionnement de l'air. L'étude de ce dernier est problématique du fait de la complexité de l'anatomie nasale et de l'impossibilité d'intégrer des capteurs de mesure au sein des cavités nasales sans en modifier la physiologie. Par conséquent, il nous semblait nécessaire d'évaluer d'autres méthodes d'analyses de l'écoulement et du conditionnement aérien nasal.

La simulation numérique des écoulements ou CFD (Computational Fluid Dynamics) permet de répondre à nombre des problématiques rencontrées par les cliniciens. Par la résolution numérique d'équations gouvernant la dynamique des fluides au sein d'un domaine de calcul, elle permet de modéliser les écoulements et d'étudier leurs conséquences. Dans ce travail de thèse, le domaine de calcul utilisé était un « nez virtuel » obtenu à partir du scanner du patient. Le premier modèle d'écoulement d'air dans le nez, généré par ordinateur à partir d'un scanner, a été réalisé en 1995 ¹⁴. Au cours des 10 dernières années, beaucoup d'études se sont intéressées à la CFD appliquée aux cavités naso-sinusiennes pour étudier des cas sains ou pathologiques, mais également l'administration topique de médicaments dans la cavité nasale et les sinus paranasaux ^{15,16,17}. La CFD permet ainsi de modéliser l'écoulement et le conditionnement de l'air, et d'obtenir des données chiffrées analysables comme le heat flux (transferts de chaleur), ou le Wall Shear Stress (WSS) (forces de friction).

De nombreuses questions se posent encore à ce jour, concernant la validité de l'utilisation de la CFD dans les cavités nasales :

- La CFD est-elle adaptée à la complexité anatomique des fosses nasales et quelles sont les pathologies pouvant être étudiées en CFD ? Cette question est traitée dans le **Chapitre 1** de ce travail de thèse.

- Est-il possible de définir un protocole de CFD fiable, reproductible et applicable à une large population de patients ? Différents logiciels et méthodes existent et permettent de pratiquer ces calculs numériques, mais peu de données sont disponibles dans la littérature concernant la faisabilité et la reproductibilité du protocole. Notre protocole est présenté dans le **Chapitre 2**.

- Quelles sont les données de la littérature concernant la corrélation entre les variables CFD et le ressenti du patient ? Comme le rapportent Leite et al. dans leur récente revue de la littérature, les études sur ce sujet incluent souvent un nombre restreint de patients ¹⁵. Si les résultats obtenus par simulation numérique ne sont pas corrélables aux données cliniques, l'apport de la CFD restera marginal. Cette question est traitée dans le **Chapitre 3** et a fait l'objet d'une publication dans une revue internationale (Impact factor=2.67)

Radulesco T, Meister L, Bouchet G, Giordano J, Dessi P, Perrier P, Michel J. Functional relevance of computational fluid dynamics in the field of nasal obstruction: A literature review. Clin Otolaryngol. 2019 Sep;44(5):801-809

- Parmi toutes les variables CFD analysables, lesquelles sont les mieux corrélées au ressenti des patients ? L'établissement de corrélations entre l'évaluation clinique et les variables CFD est importante afin d'améliorer l'interprétation des données extraites par cette nouvelle technique. Cette question est traitée dans le **Chapitre 4** et a fait l'objet d'une publication dans une revue internationale (Impact factor=2.67).

Radulesco T, Meister L, Bouchet G, Varoquaux A, Giordano J, Mancini J, Dessi P, Perrier P, Michel J. Correlations between computational fluid dynamics and clinical evaluation of nasal airway obstruction due to septal deviation: An observational study. Clin Otolaryngol. 2019 Jul;44(4):603-611

- La CFD permet-elle de prévoir les résultats d'un geste chirurgical ? Les logiciels de reconstruction 3D permettent de faire des modifications architecturales et de simuler une intervention chirurgicale : c'est la chirurgie virtuelle (CV) ¹⁸. Il est ainsi possible d'associer CFD et CV, afin d'anticiper les résultats pouvant être apportés par la chirurgie. Cependant, à ce jour, peu d'études ont porté sur les protocoles de CV. Il nous est apparu intéressant de savoir si les résultats obtenus en CV étaient réalistes, comparés à ceux qu'un chirurgien peut obtenir au bloc opératoire. Cette question est traitée dans le **Chapitre 5** et a fait l'objet d'un article soumis pour publication dans une revue internationale.

- Quelles sont les perspectives de recherche à court, moyen et long terme, concernant l'application de la CFD aux cavités naso-sinusiennes ? Différents axes de recherche sont proposés et discutés dans le **Chapitre 6**.

1. ANATOMIE ET EVALUATION DE L'OBSTRUCTION

NASALE

Introduction

La compréhension de l'anatomie et de la physiopathologie du nez est essentielle afin d'appréhender les mécanismes pouvant être à l'origine d'une ON. Ce chapitre a pour but de rappeler les bases de l'anatomie et de ses variations, pouvant conduire le patient à consulter un chirurgien ORL. Nous présenterons les principales étiologies pouvant être responsables d'ON. Pour notre travail numérique, nous nous sommes concentrés sur la plus fréquente d'entre elles : la déviation septale (DS).

1.1. Anatomie appliquée

Le nez assure de multiples fonctions : organe de la respiration et de l'olfaction, il permet également le conditionnement de l'air avant son entrée dans l'arbre trachéo-bronchique, en le réchauffant, l'humidifiant et le filtrant ¹⁹.

Les principaux éléments anatomiques pouvant être responsables d'ON architecturale sont :

- La cloison nasale (ou septum nasal), structure médiane ostéocartilagineuse séparant les deux fosses nasales. Elle est constituée d'un cartilage en avant : le cartilage quadrangulaire (ou septal) et de deux os en arrière : le vomer en bas et la lame perpendiculaire de l'ethmoïde en haut (Figure 1.1). Cette cloison ostéocartilagineuse peut être déviée et ainsi générer une sensation d'ON.

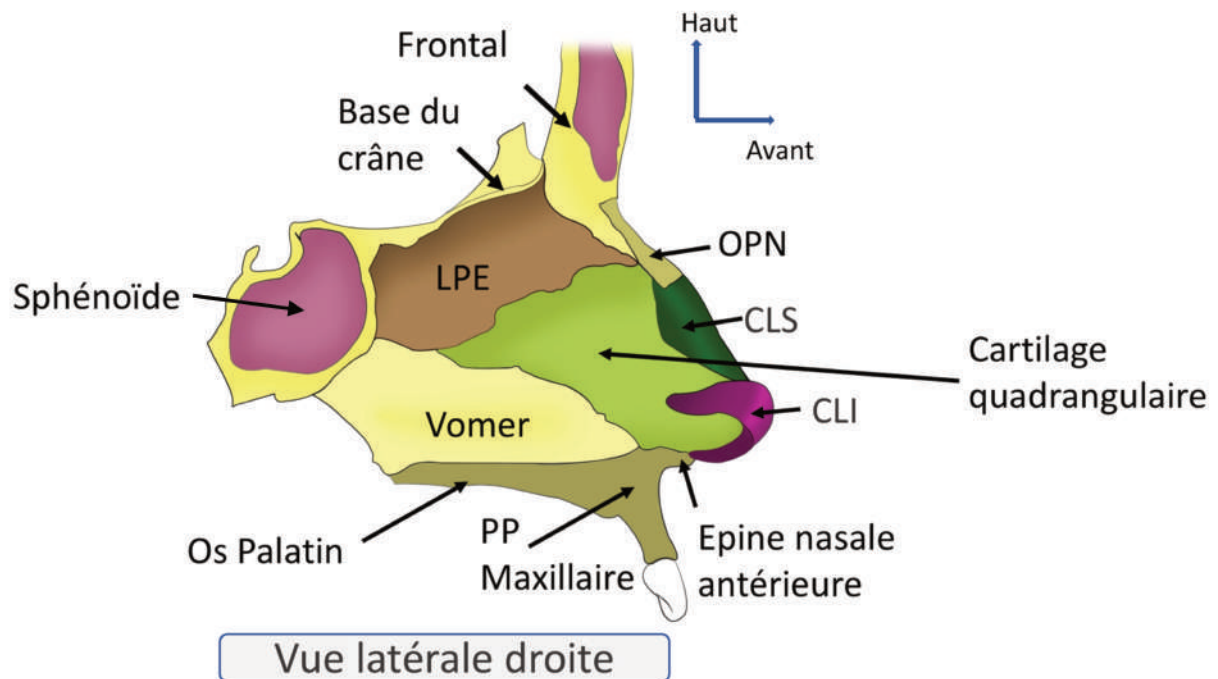


Figure 1.1. Vue latérale droite montrant les différents constituants de la cloison nasale et du nez.

Les déviations du cartilage quadrangulaire, du vomer et de la lame perpendiculaire de l'éthmoïde (LPE) sont à l'origine des déviations septales. OPN = os propre du nez ; CLI/CLS = cartilages latéraux supérieurs et inférieurs ; PP Maxillaire = processus palatin du maxillaire.

- Les cartilages latéraux inférieurs (ou alaires) et supérieurs (ou triangulaires), constituant la charpente supérieure et latérale du nez (Figure 1.2). En fonction de leur position ou de leur forme, ils peuvent aussi être à l'origine d'une sensation d'ON.

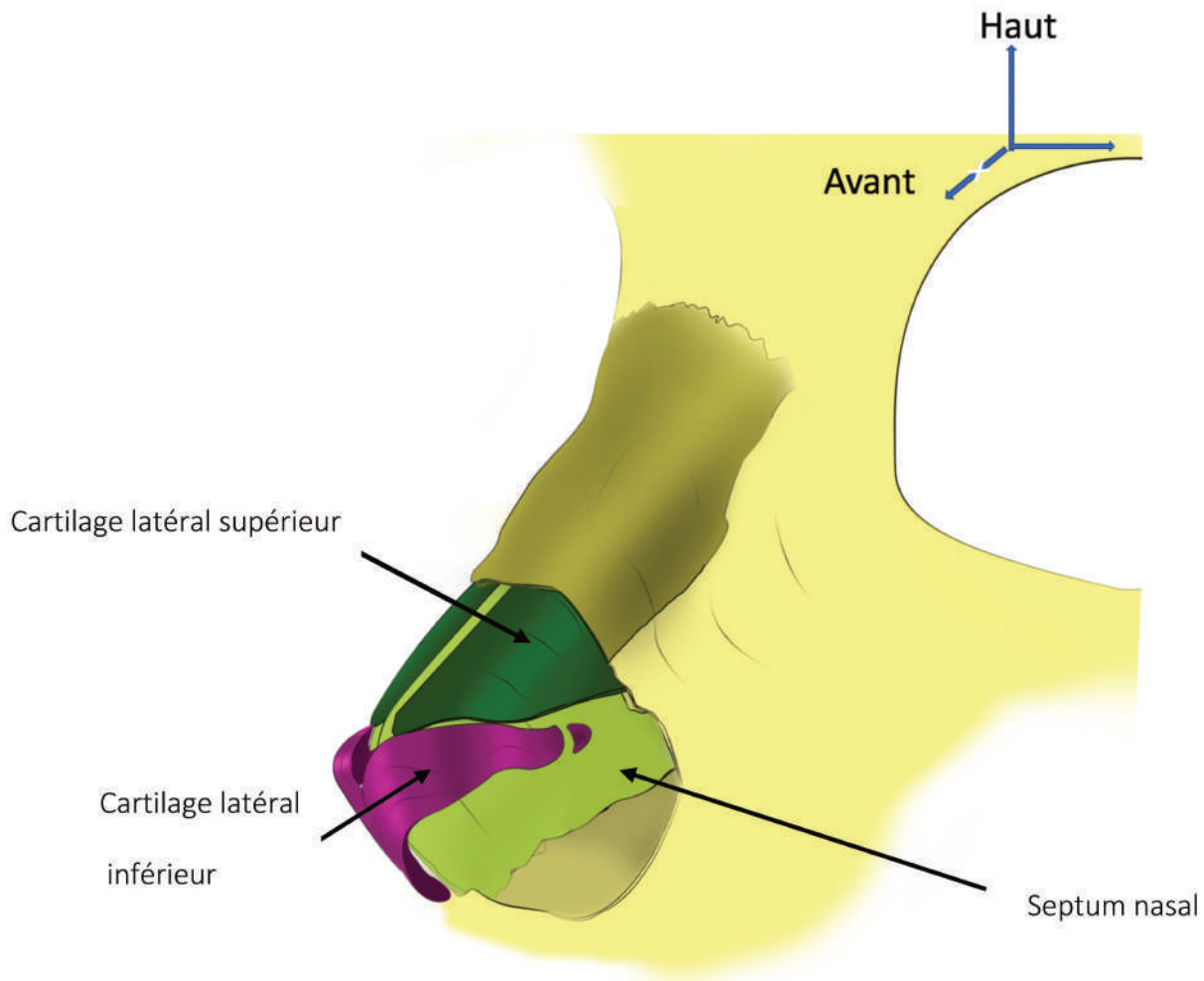


Figure 1.2. Vue antérieure oblique des cartilages latéraux inférieurs et supérieurs. Cartilage latéral supérieur en vert foncé, cartilage alaire en violet. Les cartilages latéraux forment la charpente supéro-latérale du nez. En vert clair, le septum nasal.

- Les cornets nasaux inférieurs, constitués d'une lame osseuse entourée de corps caverneux (organes érectiles) recouverts de muqueuse (Figure 1.3). Ils présentent une variation inter- mais aussi intra-individuelle, leur volume pouvant varier de façon importante en fonction du temps : c'est le « cycle nasal »²⁰. La durée de ce cycle nasal est, en général, de quelques heures. Certains patients sont très gênés par le cycle qu'ils perçoivent, d'autres non. Les cornets nasaux inférieurs sont essentiellement impliqués dans l'ON maladie, par hypertrophie de leurs constituants.

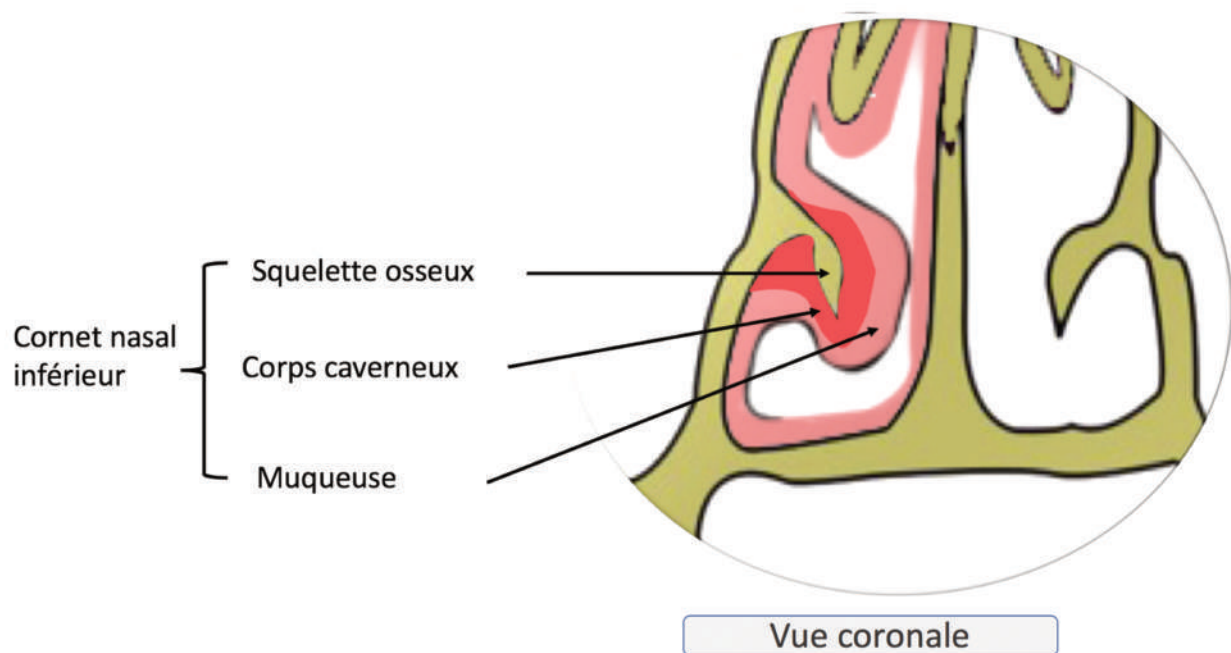


Figure 1.3. Coupe coronale des fosses nasales passant par le cornet inférieur.

1.2. Principales pathologies responsables d'obstruction nasale

1.2.1. Les Déviations Septales (DS)

Les DS représentent la cause principale d'ON. Une DS, droite et/ou gauche, entraîne une obstruction anatomique au passage de l'air dans les fosses nasales, et donc une sensation d'inconfort respiratoire pour le patient. L'ON due à la DS est en général permanente et unilatérale, contrairement à celle due à l'hypertrophie turbinale qui varie souvent au cours du temps.

De nombreuses classifications des DS ont été proposées. Cependant, les derniers travaux et revues de la littérature semblent montrer que deux types principaux de DS sont à retenir^{21,22} (Figure 1.4 et 1.5) : les déviations en S et les déviations en C (ou en verre de montre). Les déviations en C engendrent une plainte fonctionnelle majeure pour les patients.

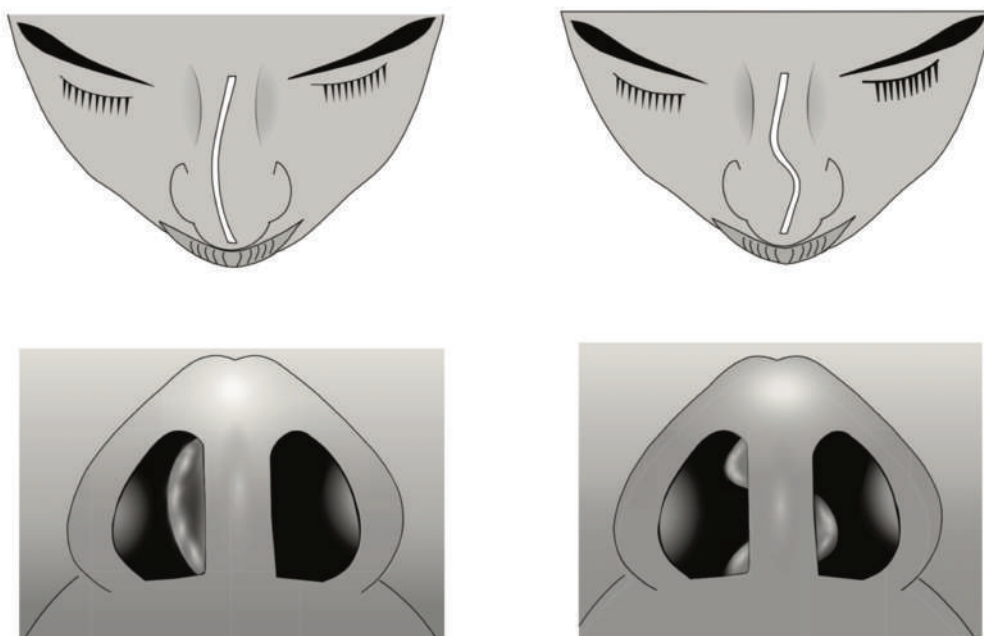


Figure 1.4. Dessins des différents types de déviations septales selon Teixeira *et al.*, après revue de la littérature. A gauche, on retrouve les déviations en C, antérieures. A droite, les déviations septales en S, plus complexes mais dont le retentissement fonctionnel est souvent moins important.

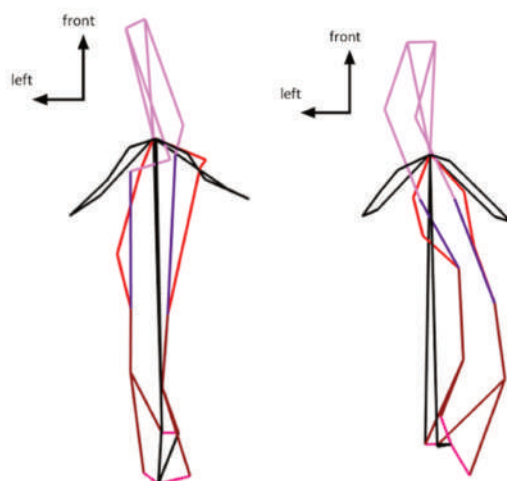


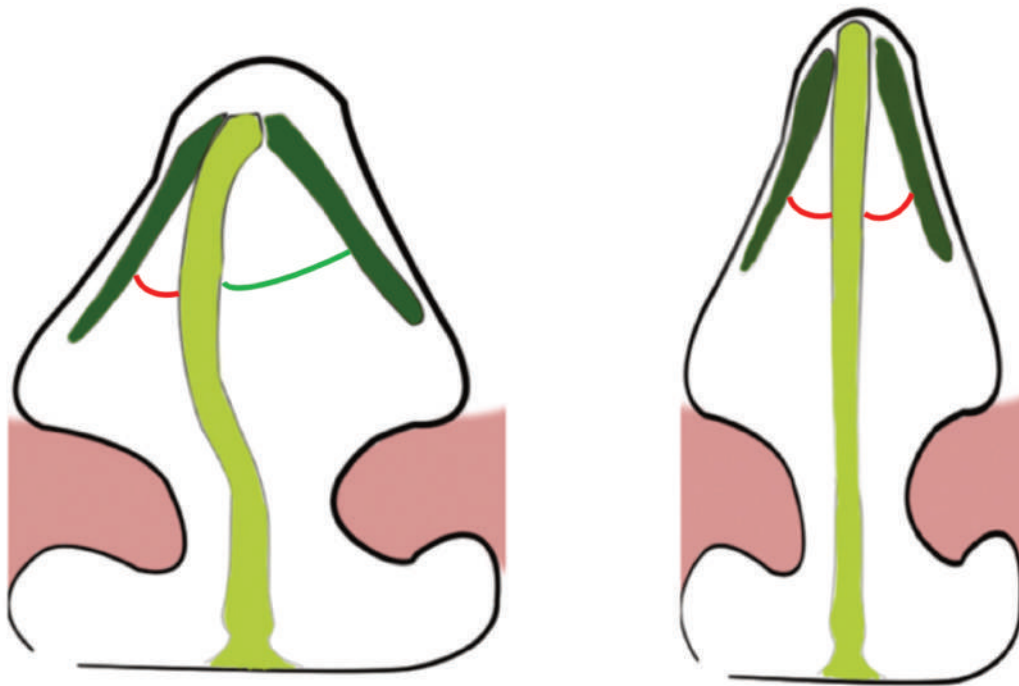
Figure 1.5. Vue supérieure schématique des deux grands types de déviations septales selon Radulesco *et al.*, dans une étude menée en morphométrie géométrique avec pose de points-repères ²¹. Dans cette étude statistique menée sur 50 patients, on retrouve les deux grands types de déviations septales proposées par Teixeira *et al.*

Qu'elle soit congénitale ou post-traumatique, le traitement de la DS est chirurgical : c'est la septoplastie. Cette chirurgie consiste à redresser la cloison nasale en réalisant l'exérèse des cartilages ou os déviés, tout en respectant la muqueuse nasale. Les modifications conformationnelles apportées par la chirurgie de la cloison nasale sont facilement modélisables par ordinateur grâce aux logiciels de reconstruction 3D. C'est donc une pathologie de choix pour l'étude de la CV.

1.2.2. Les pathologies des valves nasales

L'atteinte de la valve nasale représente une cause non négligeable d'ON, mais elle reste cependant moins évidente à diagnostiquer que la DS. L'atteinte de la valve nasale implique une atteinte des cartilages latéraux. Elle peut être statique (permanente) ou dynamique (à l'inspiration) ²³.

- On parle d'atteinte statique de la valve nasale quand la jonction entre le cartilage latéral supérieur, le septum nasal, la tête du cornet inférieur et le plancher de la fosse nasale apparaît trop étroite. L'atteinte de la valve nasale peut donc être consécutive à une DS haute, entraînant un accollement du cartilage latéral supérieur au septum nasal. On la retrouve aussi dans les cas de nez en tension (tension nose), quand la hauteur du septum nasal est trop importante (Figure 1.6). L'atteinte statique peut faire l'objet d'une étude en CFD au titre des DS.



Déviation septale haute

Tension nose

Figure 1.6. Schéma montrant des atteintes statiques architecturales de la valve nasale. A gauche : Les déviations septales hautes engendrent une fermeture de la valve nasale en général unilatérale (angle en rouge). A droite : les nez en tension (tension nose) entraînent également une fermeture de la valve nasale, souvent bilatérale.

- L'atteinte de la valve nasale peut aussi être dynamique, engendrant une modification conformationnelle du rebord narinaire à l'inspiration ²⁴ (Figure 1.7).



Figure 1.7. Patient présentant une valve externe dynamique à droite. Lors de l'inspiration, on visualise un collapsus total de la narine droite (photo de droite).

L'établissement d'un modèle numérique avec parois déformables, lourd en ressources informatiques, est à l'étude. Il nécessitera d'avoir une connaissance précise des propriétés mécaniques des matériaux constituant le nez (cartilage, os, muqueuse). L'étude des anomalies dynamiques de la valve est donc encore prématurée en CFD.

1.2.3. Autres causes

1.2.3.1. Hypertrophie des cornets inférieurs

Il s'agit d'une augmentation de volume des cornets inférieurs qui se retrouve dans de nombreuses pathologies, comme par exemple dans la rhinite allergique ou les rhinites inflammatoires. Ces variations de volume ne sont pas constantes au cours du temps, d'où la difficulté d'exploration en CFD. En effet, il faudrait pour cela disposer de plusieurs scanners réalisés au cours du temps, ce qui n'est pas envisageable pour un patient, notamment en matière d'irradiation.

1.2.3.2. Syndrome nasal post chirurgical

Une résection trop importante des cornets inférieurs peut engendrer une pathologie appelée syndrome nasal post chirurgical, dont la forme la plus connue est le syndrome du nez vide (SNV) ²⁵.

Le SNV est reconnu comme un trouble secondaire, apparaissant jusqu'à plusieurs mois ou années après intervention sur les cornets inférieurs et/ou moyens ²⁶. Le symptôme le plus commun du SNV est l'ON dite paradoxale, car alléguée par le patient alors qu'objectivement les fosses nasales sont largement perméables à l'examen clinique et qu'aucun obstacle n'est décelable à l'imagerie ou à la rhinomanométrie et rhinométrie acoustique ²⁷. Cette pathologie a été étudiée par plusieurs auteurs en CFD.

1.3. Évaluation de l'obstruction nasale par le clinicien

La validité de la CFD comme outil diagnostique repose sur la fiabilité des données qu'elle fournit. Il convient de pouvoir comparer les données de la CFD avec les données cliniques recueillies. Cela suppose d'évaluer le plus précisément possible l'ON et son retentissement chez les patients, par la clinique et/ou la paraclinique, afin de pouvoir comparer ces analyses aux données numériques.

L'évaluation peut être clinique, rapportée par l'interrogatoire du patient, notamment grâce à l'utilisation de questionnaires ou d'outils validés. Les réponses obtenues par ces tests sont soumises à l'interprétation du patient, du fait de la subjectivité de ce symptôme. Les tests paracliniques utilisent des variables physiques comme les mesures de débit, de pression ou de surface. Bien qu'objectifs, ils ne sont pas toujours corrélés au ressenti des patients.

1.3.1. Évaluation clinique

1.3.1.1. Le score NOSE ^{28,29} (Figure 1.8)

Le score NOSE (Nasal Obstruction Symptom Evaluation) est une échelle validée, fiable, brève et facile à remplir permettant d'évaluer les symptômes d'ON chez les patients. C'est une échelle graduée sur 20 points. Ce score est multiplié par 5 afin d'établir un score sur 100. Un score NOSE inférieur à 25 est normal ; compris entre 25 et 50, il correspond à une ON faible. Un score supérieur à 55 témoigne d'une ON sévère ³⁰.

Auto-questionnaire NOSE |

Durant le dernier mois, dans quelle mesure les circonstances suivantes ont-elles été un problème pour vous ?

Pas de problème	Problème modéré	très	Problème modéré	Problème sévère	peu	Problème sévère
-----------------	-----------------	------	-----------------	-----------------	-----	-----------------

- Problème occasionné par la sensation d'avoir le nez plein
- Problème occasionné par la sensation d'avoir le nez bouché ou bloqué
- Problème occasionné par la sensation d'avoir des difficultés à respirer par le nez
- Problème occasionné par la sensation d'avoir des difficultés à dormir
- Problème occasionné par la sensation que votre nez ne vous permet pas de respirer suffisamment durant l'exercice physique

Figure 1.8. Auto-questionnaire NOSE. ²⁹

1.3.1.2. Les questionnaires SNOT 22 et SNOT 25 ³¹ (Figure 1.9)

Le questionnaire SNOT-25, issu du SNOT-22, est un auto-questionnaire de qualité de vie largement diffusé dans la littérature et destiné aux patients présentant un syndrome du nez vide ⁹. Plus complet

que le questionnaire NOSE, il est cependant moins utilisé dans la littérature, probablement en raison du nombre important d'items.

QUESTIONNAIRE SNOT 25						
Vous trouverez ci-dessous une liste de symptômes et de conséquences sociales et/ou émotionnelles liés à votre pathologie nasale. Nous aimerions en apprendre davantage sur ces problèmes et apprécierions que vous répondiez aux questions suivantes au meilleur de vos capacités. En considérant la sévérité du problème quand il survient et la fréquence avec laquelle il survient, veuillez coter chaque item ci-dessous selon votre ressenti (une seule réponse par item).						
Symptômes	Score de sévérité de 0 (Pas de symptômes) à 5 (symptômes sévères)					
	0 Pas de problème	1 Problème très léger	2 Problème léger	3 Problème modéré	4 Problème sévère	5 Problème très sévère
1. Besoin de se moucher						
2. Éternuements						
3. Nez qui coule						
4. Toux						
5. Écoulement nasal postérieur						
6. Écoulement nasal épais						
7. Plénitude d'oreille						
8. Vertiges						
9. Douleur dans les oreilles						
10. Douleur/pesanteur faciale						
11. Difficultés d'endormissement						
12. Réveils nocturnes						
13. Sommeil non réparateur						
14. Fatigue au lever						
15. Fatigue dans la journée						
16. Baisse de productivité						
17. Difficultés de concentration						
18. Irritabilité						
19. Tristesse						
20. Embarras						
21. Sécheresse nasale						
22. Difficultés à respirer par le nez						
23. Sensation d'étouffement						
24. Sensation de nez trop vide						
25. Croûtes nasales						

Figure 1.9. Questionnaire SNOT-25. ⁹

1.3.1.3. ENS6Q (Figure 1.10)

Le questionnaire ENS-6Q est également un questionnaire spécifiquement destiné aux patients présentant un SNV ²⁵.

QUESTIONNAIRE ENS-6Q						
Vous trouverez ci-dessous une liste de symptômes liés à votre pathologie nasale. Nous aimerions en apprendre davantage sur ces problèmes et apprécierions que vous répondiez aux questions suivantes au meilleur de vos capacités. En considérant la sévérité du problème quand il survient et la fréquence avec laquelle il survient, veuillez coter chaque item ci-dessous selon votre ressenti (une seule réponse par item).						
Symptômes	Score de sévérité					
	de 0 (Pas de symptômes) à 5 (symptômes sévères)					
	0 Pas de problème	1 Problème très léger	2 Problème léger	3 Problème modéré	4 Problème sévère	5 Problème très sévère
1. Sécheresse						
2. Diminution du flux nasal						
3. Sensation d'étouffement						
4. Sensation que le nez est trop vide						
5. Croûtes nasales						
6. Brûlures nasales						

Figure 1.10. Auto-questionnaire ENS6Q. ²⁵

1.3.1.4. Patient Perception score ³²

Les questionnaires ci-dessus ne distinguent pas une ON droite d'une ON gauche, mais témoignent d'une gêne globale. Nous avons développé un score qui permet de quantifier l'ON pour chacune des deux fosses nasales. Cette distinction est importante car les données CFD analysées sont souvent unilatérales : on oppose le « côté le plus obstrué » au « côté le moins obstrué ». Utiliser ce score permet alors de comparer les variables CFD avec la gêne ressentie de chaque côté pour le patient.

Les patients peuvent mesurer leur gêne respiratoire, à droite comme à gauche : 0 = pas d'obstruction, 1 = obstruction légère, 2 = obstruction modérée, 3 = obstruction sévère, 4 = obstruction totale. La sensation d'ON est alors évaluée de 0/4 à 4/4, de chaque côté. Ainsi, il devient possible de comparer ON ressentie par le patient et variables CFD de chaque côté.

1.3.1.5. Echelle de visualisation analogique (EVA) ⁷

L'EVA peut également être utilisée dans le cadre de l'évaluation de l'ON. Son avantage principal réside dans le fait qu'il est possible d'évaluer séparément les deux fosses nasales, contrairement aux outils de qualité de vie, plus globaux. C'est une alternative au Patient perception score. Cependant, dans la grande majorité des études publiées, l'EVA est utilisée globalement et non pour chacun des deux côtés.

1.3.2. Évaluation paraclinique de l'ON : la rhinomanométrie

La rhinomanométrie est une méthode d'exploration fonctionnelle dynamique, non invasive, qui consiste à mesurer simultanément la différence de pression entre l'entrée et la sortie de la cavité nasale ainsi que le débit aérien résultant passant à travers la cavité nasale étudiée. La courbe de relation entre la différence de pression et le débit aérien est visualisable en temps réel sur un écran de contrôle. À partir de ces mesures, le rhinomanomètre calcule la résistance des cavités nasales ³³.

Différents types de rhinomanométries existent : rhinomanométrie antérieure, postérieure, 4 phases. Dans nos travaux, nous avons utilisé une rhinomanométrie antérieure active afin d'évaluer l'ON des patients (Figure 1.11). Nous avons utilisé le même rhinomanomètre pour tous les patients (Otopront® Rhinon-sys© Happersberger Otopront GmbH 2008). Les résistances nasales droites et gauches peuvent être calculées pour une variation de pression entre l'entrée du nez et le rhinopharynx de -150 ou de -75 Pa selon la formule : $R = \Delta P / Q$ où R s'exprime en Pa.s/mL, ΔP en Pa et Q en mL/s.

La valeur seuil permettant de définir une ON est de 0.30 Pa.s/ml, comme défini par le constructeur. Des résistances entre 0.30 et 0.49 Pa.s/ml dénotent une obstruction légère, des résistances entre 0.50 et 0.80 Pa.s/ml une obstruction modérée et des résistances supérieures à 0.80 Pa.s/ml une obstruction sévère (Figure 1.12).



Figure 1.11. Système de rhinomanométrie antérieure active. Pendant le test, le patient respire avec une fosse nasale, l'autre étant volontairement obstruée. Grâce à un capteur de pression et un débitmètre, il est possible de calculer la différence de pression entre l'entrée de la fosse nasale et le rhinopharynx, donc de mesurer la perte de charge ΔP .

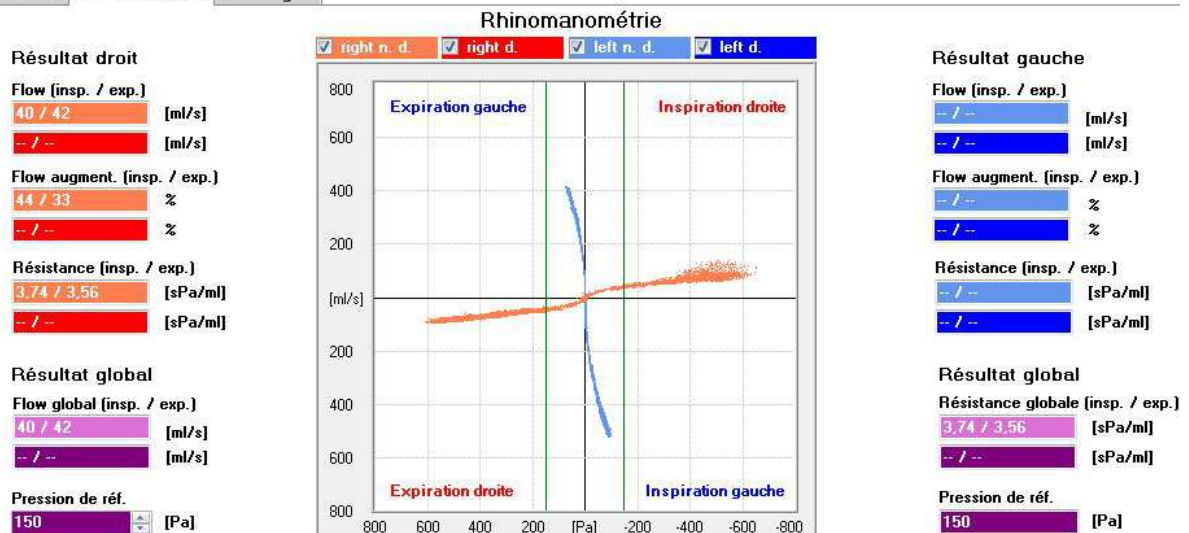
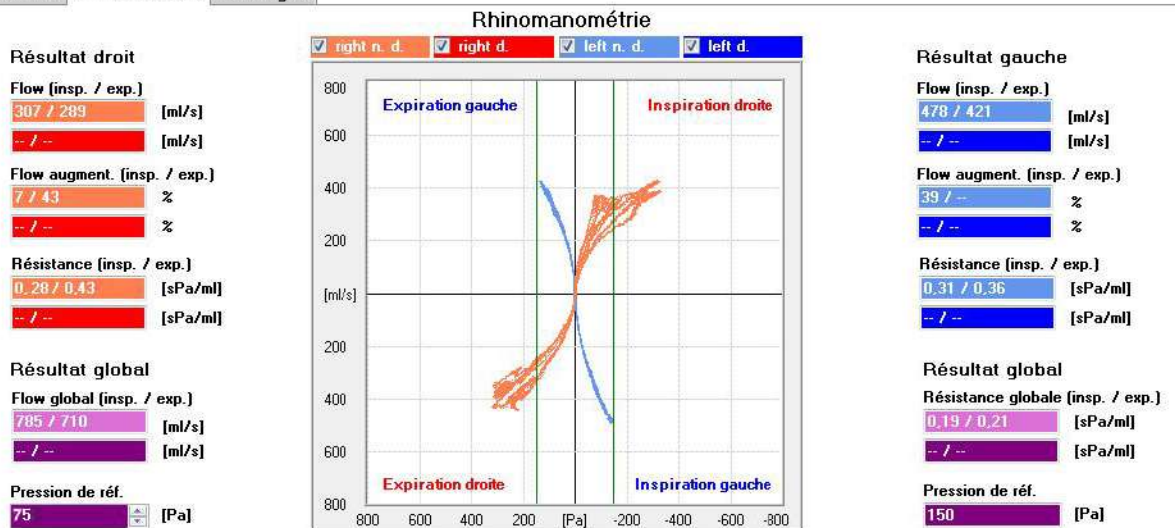


Figure 1.12. Examen rhinomanométrique chez un patient sans obstruction nasale en haut, avec des résistances nasales faibles. L'examen en bas montre une obstruction nasale droite importante ($R = 3,74 \text{ Pa.s/mL}$) ayant pour conséquence une horizontalisation de la courbe de la fosse nasale droite (en rouge).

Synthèse

Au vu des propriétés anatomiques et physiologiques des constituants du nez, l'étude de la cloison nasale apparaissait comme la plus intéressante car c'est une structure non déformable, sans variation intra-individuelle au cours du temps. L'évaluation clinique et paraclinique de l'ON fait le plus souvent appel aux auto-questionnaires (NOSE, SNOT, ENS6Q) et à la rhinomanométrie. Ces données cliniques pourront ainsi être comparées aux variables numériques recueillies lors des études en simulation numérique des écoulements.

2.PROTOCOLE DE SIMULATION NUMERIQUE DES ECOULEMENTS

Avant-propos

Le protocole de CFD utilisé dans notre travail avait été initié par d'autres travaux ³⁴. Au cours de ce travail de thèse, nous avons pu l'améliorer tout en cherchant à reproduire les simulations sur un nombre important de patients.

Différentes méthodes de mesure des variables CFD peuvent être utilisées. Ce chapitre dévoile l'ensemble du protocole et des méthodes possibles.

2.1. Sélection des individus

Compte tenu du temps nécessaire à la réalisation des reconstructions tridimensionnelles et des calculs numériques, le choix des sujets inclus était important. Parmi les étiologies responsables d'ON, les DS présentent le double avantage d'être les plus fréquemment rencontrées et d'être liées au septum nasal, structure non déformable lors de la respiration. Nous avons choisi de n'étudier dans ce travail de thèse que les DS. L'étude des problèmes dynamiques de valve nasale est intéressante mais ne sera réalisable que lorsqu'il sera possible de modéliser un nez déformable en fonction des phases respiratoires. Ce sujet fera l'objet d'un chapitre dans les perspectives (Chapitre 6). L'hypertrophie turbinale inférieure n'a pas été retenue pour plusieurs raisons. Premièrement, c'est une des pathologies les plus étudiées à ce jour en CFD dans la littérature ^{35,36,37}. Ensuite, cette pathologie est souvent associée à un cycle nasal important. Or, la présence d'un cycle nasal est fortement génératrice de biais en CFD : les modifications conformationnelles consécutives au cycle

nasal engendrent des variations des résultats numériques tout aussi importantes, qui deviennent alors difficilement interprétables. La CFD se base sur un examen d'imagerie réalisé à un temps t , alors que le cycle nasal peut varier en fonction des heures de la journée ou même de la position du malade. Ce point a fait l'objet de plusieurs études qui proposent des algorithmes afin de s'affranchir du cycle nasal ³⁸. Bien que conceptuellement intéressants, ces procédés n'ont jamais été validés par d'autres auteurs et posent des questions quant à leur validité. Nous nous sommes donc concentrés sur des patients présentant une DS et se plaignant d'une ON.

2.2. Acquisition des images natives

L'anatomie des patients sélectionnés était extraite à partir des données scannographiques (DICOM data). Les scanners réalisés dans notre établissement étaient obtenus en utilisant un protocole « low-dose » selon une acquisition cranio-caudale (Aquilion Prime, Canon Medical Systems, Otawara, Japon) (Figure 2.1). Des paramètres fixes étaient utilisés en accord avec le constructeur : 80x0.5mm detectors, FOV: extra-small 180mm, 40mm collimation, 0.5s revolution time, pitch of 0.625mm/rotation, 100Kv tube voltage, DPL target of 50 mGy.cm, scout view auto-exposure of mAs intensity, FC30 bone filter, Adaptive Iterative Dose Reduction-3D standard reconstruction. Les dimensions d'un voxel étaient de 0.35 x 0.35 x 0.5 mm (0.625 mm³).

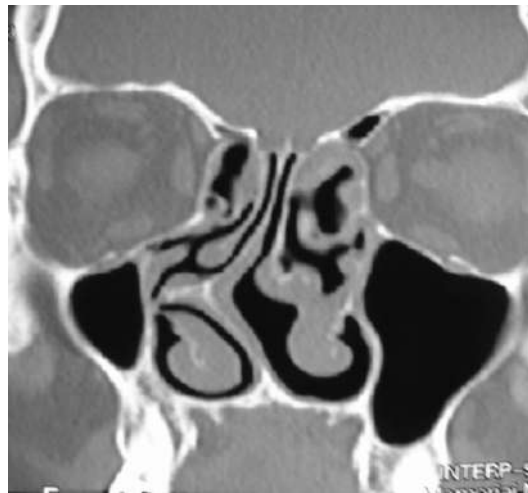


Figure 2.1. Scanner en coupe coronale et en fenêtre osseuse, montrant un exemple de déviation septale droite.

2.3. Reconstruction 3D : segmentation par ITK-SNAP®

La génération du modèle surfacique était réalisée grâce au logiciel de segmentation semi-automatique d'images ITK-SNAP® qui permet de superviser le processus de segmentation (Fig. 2.2)

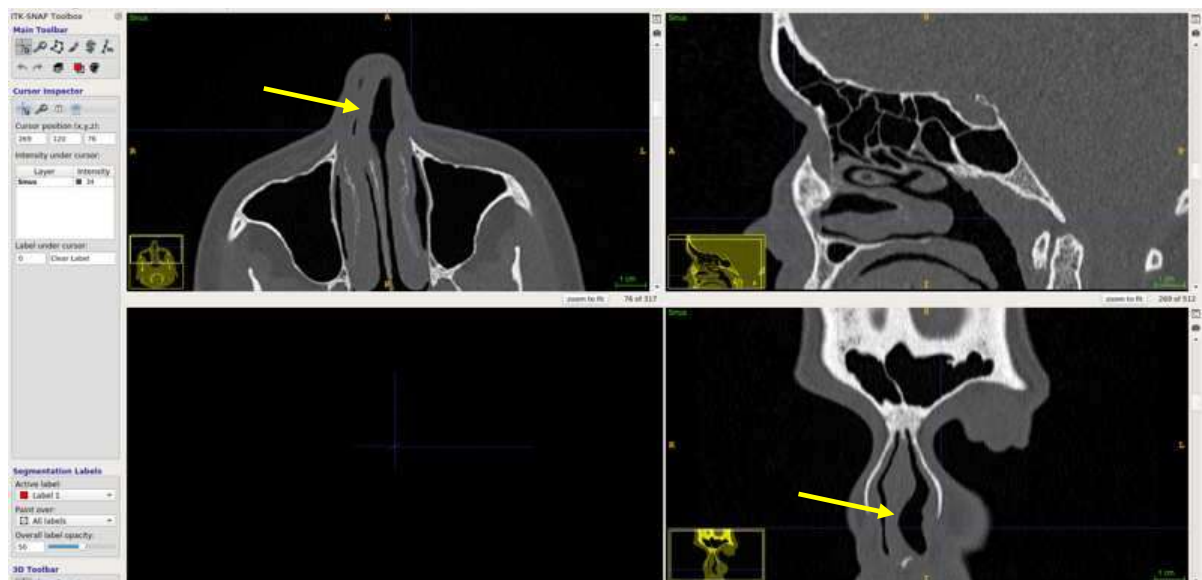


Figure 2.2. Importation du scanner dans le logiciel ITK-Snap®. Vue axiale, sagittale et coronale d'un patient présentant une déviation septale droite importante (flèches).

La segmentation repose sur une détermination du seuil séparant au mieux l'air des structures osseuses, cartilagineuses et des parties molles. Nous avons appliqué pour chaque individu une méthode permettant de sélectionner les voxels compris entre -2500 et -400 Unités Hounsfield (variations de niveaux de gris).

Le but de la méthode était d'obtenir une séparation entre l'air et les tissus la plus proche possible de la réalité de l'individu. Les étapes de cette modélisation sont les suivantes :

- Sélection de la région d'intérêt permettant de limiter le domaine d'évolution du contour actif (ensemble de points que l'on va déplacer pour leur faire épouser une forme). Afin d'avoir un volume contenant l'ensemble du volume d'acquisition, la région d'intérêt correspondait dans notre étude à toute la surface acquise (scanner).
- Discrimination automatique entre l'air et les tissus (Figure 2.3). Le processus de segmentation d'images permet de séparer une image en plusieurs zones. Les points connexes ayant des niveaux de gris similaires vont être réunis dans un même ensemble, en progressant de proche en proche. Lors de cette étape, le choix de la valeur seuil séparant les cavités aériques nasosinusiennes des structures ostéo-cartilagineuses et des parties molles adjacentes est primordiale. En effet, si le seuil choisi est trop bas, la segmentation risque d'englober les régions voisines présentant un niveau de gris inclus dans la plage de seuillage (telle que la muqueuse ou le cartilage). Il est donc important de s'assurer que la géométrie obtenue corresponde bien à une structure anatomique correcte pour chaque reconstruction. Dans le cas contraire, il convient de redéfinir une valeur de seuillage plus élevée. Pendant le seuillage, les régions ainsi sélectionnées sont visualisées sur les trois coupes (transversale, coronale, sagittale). Cela permet à l'utilisateur d'évaluer la qualité du seuillage sur différentes coupes

2D et de l'adapter de manière dynamique pour reconstruire une géométrie 3D correspondant au domaine que l'on cherche à extraire.

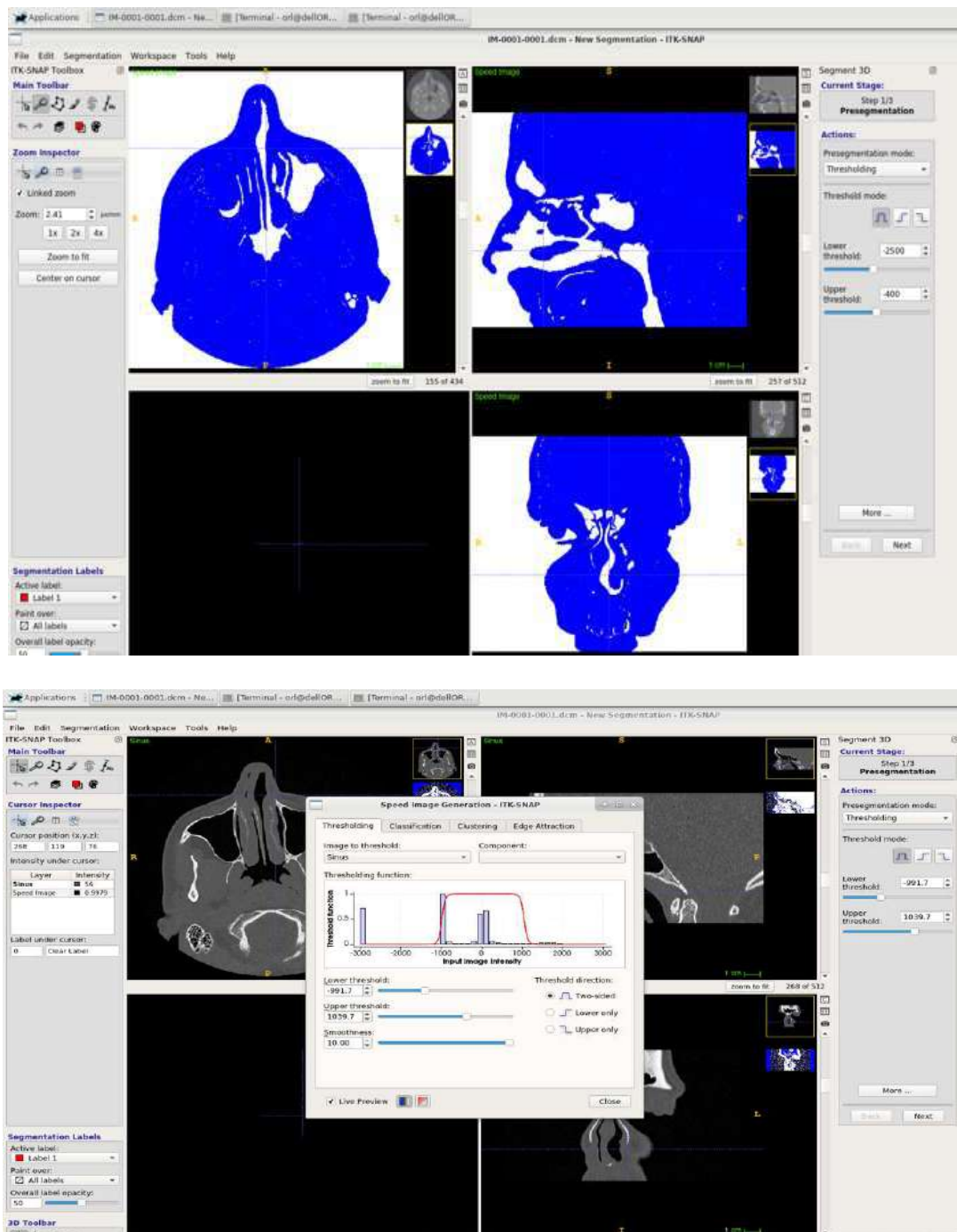


Figure 2.3. Définition des niveaux de gris permettant une discrimination air/tissu. En bleu apparaissent toutes les structures tissulaires.

- Mise en place des contours actifs (bulle) à l'intérieur de ce volume (Figure 2.4). Le contour actif va se dilater (énergie de contrainte) pour remplir les structures osseuses du septum, en s'arrêtant aux zones de plus faible gradient d'intensité (tissus mous).

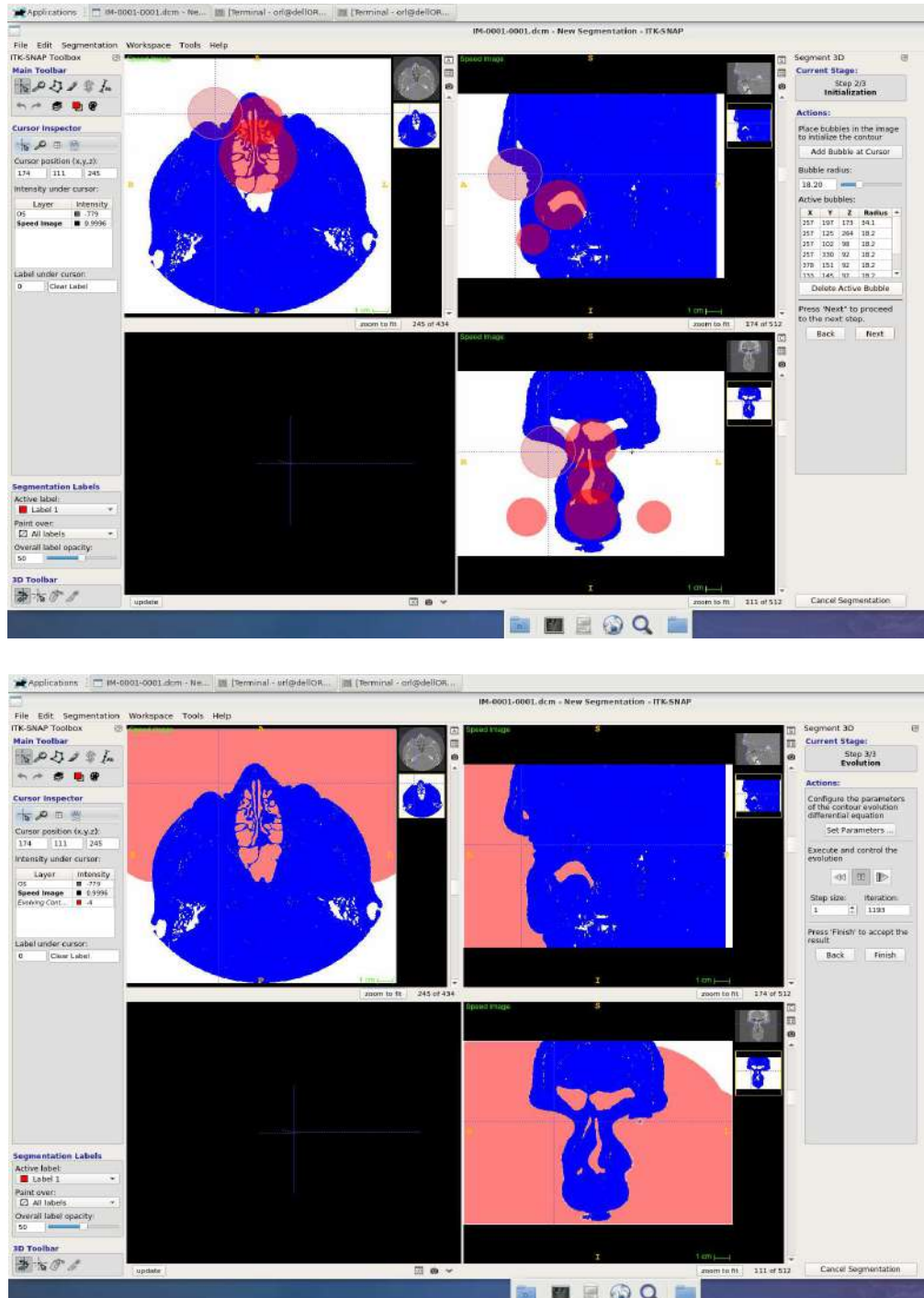


Figure 2.4. Évolution des contours actifs. Progressivement, les bulles (en rose) vont remplir l'air en éliminant les structures tissulaires.

Une extraction 3D du modèle est alors possible au format *.stl (Figure 2.5).

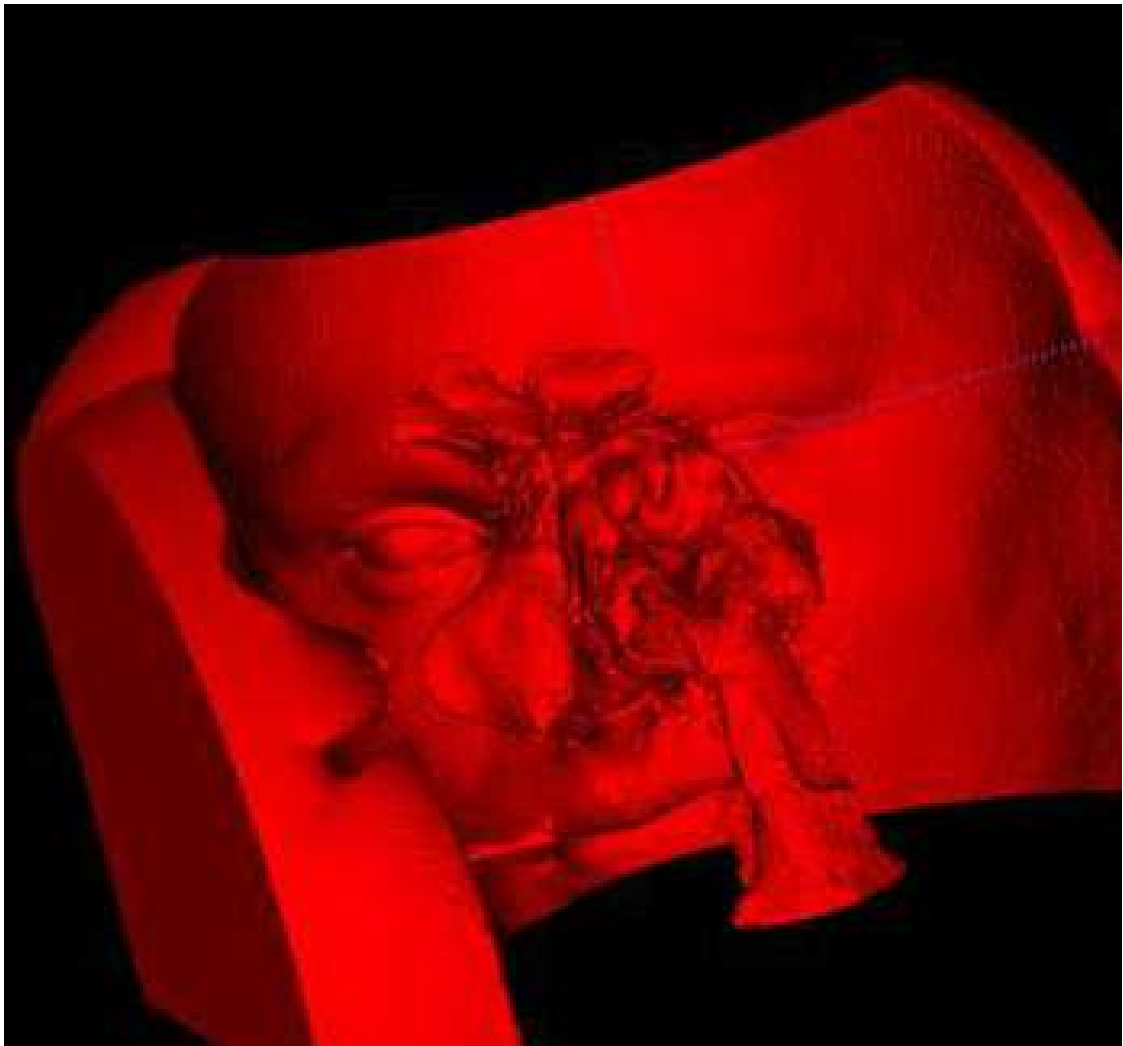


Figure 2.5. Visualisation des volumes d'air après processus de segmentation tridimensionnel.

Plusieurs problèmes peuvent rendre la segmentation difficile, voire impossible :

1. Présence d'artefacts dentaires : les images deviennent inexploitable dans la région péri-orale.
2. Épaisseur des coupes trop importante : des coupes d'épaisseur supérieure à 1mm sont responsables d'une pixellisation importante de l'image. Une épaisseur de coupe infra millimétrique permet de reconstruire des géométries avec un maximum de détails anatomiques.

3. Choix du seuil de segmentation : si le seuil choisi est trop bas ou si l'organe est représenté dans une large plage de niveaux de gris, la segmentation peut alors englober des régions d'organes voisins dont les valeurs sont dans la plage du seuillage ou, à l'inverse, si le seuil est trop haut, la segmentation va supprimer des zones aériennes. Une bonne connaissance de l'anatomie est nécessaire pour valider le choix du seuil de segmentation afin de reconstruire une géométrie 3D aussi proche que possible de la réalité anatomique.

4. Choix du smoothness et de l'expansion du contour actif : deux paramètres régulent le comportement de l'expansion du contour actif : le paramètre de rugosité et le paramètre de pression. Une analogie peut être faite avec le gonflement d'un ballon. Le paramètre de rugosité permet de régler la façon dont le contour va épouser plus ou moins les formes. Le paramètre de pression agit sur la capacité du contour actif à pénétrer les zones étroites. Dans notre cas, le paramètre d'expansion a été réglé au maximum pour permettre au contour actif de passer dans les régions anatomiques étroites.

2.4. Maillage volumique sur STAR-CCM+®

Le maillage surfacique 3D obtenu dans ITK-SNAP® est ensuite importé dans Star-CCM+®. Les calculs de CFD ne peuvent pas être réalisés sur ce maillage surfacique qui doit être retravaillé afin d'obtenir le maillage volumique d'un domaine de calcul représentant les cavités nasales.

Les étapes étaient les suivantes :

1. Importation du maillage surfacique du volume (*.stl) dans le logiciel Star-CCM+® (Siemens®)

(Figure 2.6).

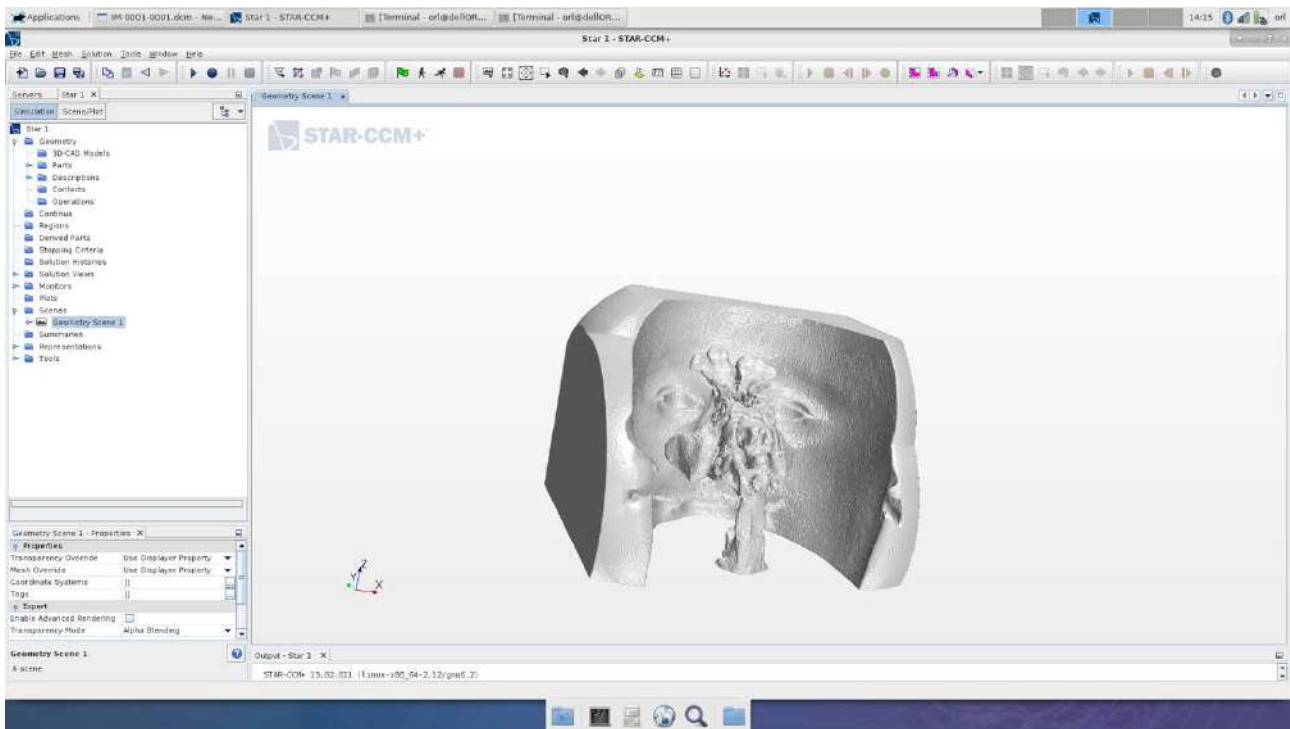


Figure 2.6. Importation du fichier .stl dans Star-CCM+®

2. **Détermination du volume de travail avec soustraction des volumes isolés.** Cette étape consiste concrètement à éliminer du domaine de calcul tous les volumes aériens n'étant pas reliés aux cavités naso-sinusiennes (cellules mastoïdiennes par exemple).

3. **Centrage de la pointe du nez sur les coordonnées (0 ; 0 ; 0) du modèle**

Après repérage des coordonnées de la pointe du nez, une translation était appliquée afin de recentrer le modèle utilisé. Cette translation permet de centrer sur la pointe du nez la sphère créée à l'étape 5. La définition de l'origine de ce repère permettra en outre de comparer des situations pré et post-opératoires de façon reproductible.

4. **Lissage (facultatif) (Figure 2.7)**

Application d'un algorithme de lissage (facultatif) de 5 à 10 itérations en fonction de la qualité de l'examen initial (épaisseur des coupes). L'algorithme de lissage permet d'améliorer la qualité de l'état de surface pour diminuer l'aspect crénelé dû à l'espacement entre les coupes scannographiques.

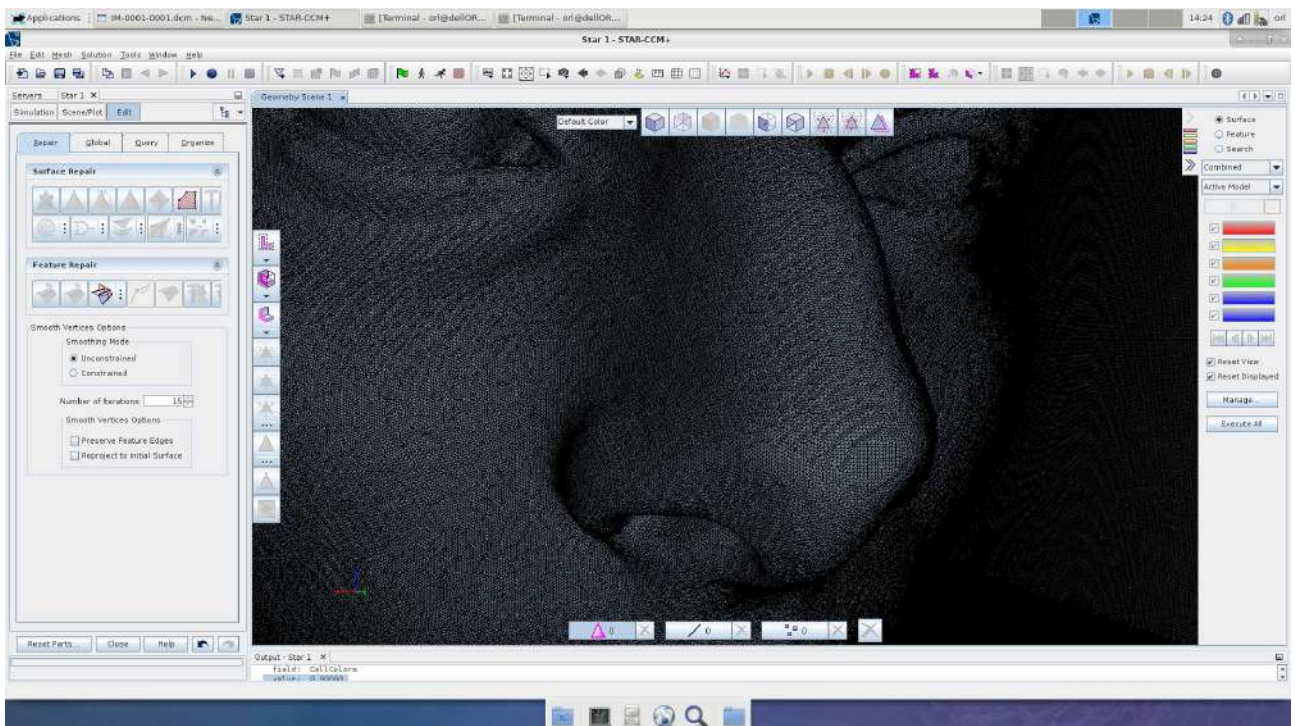
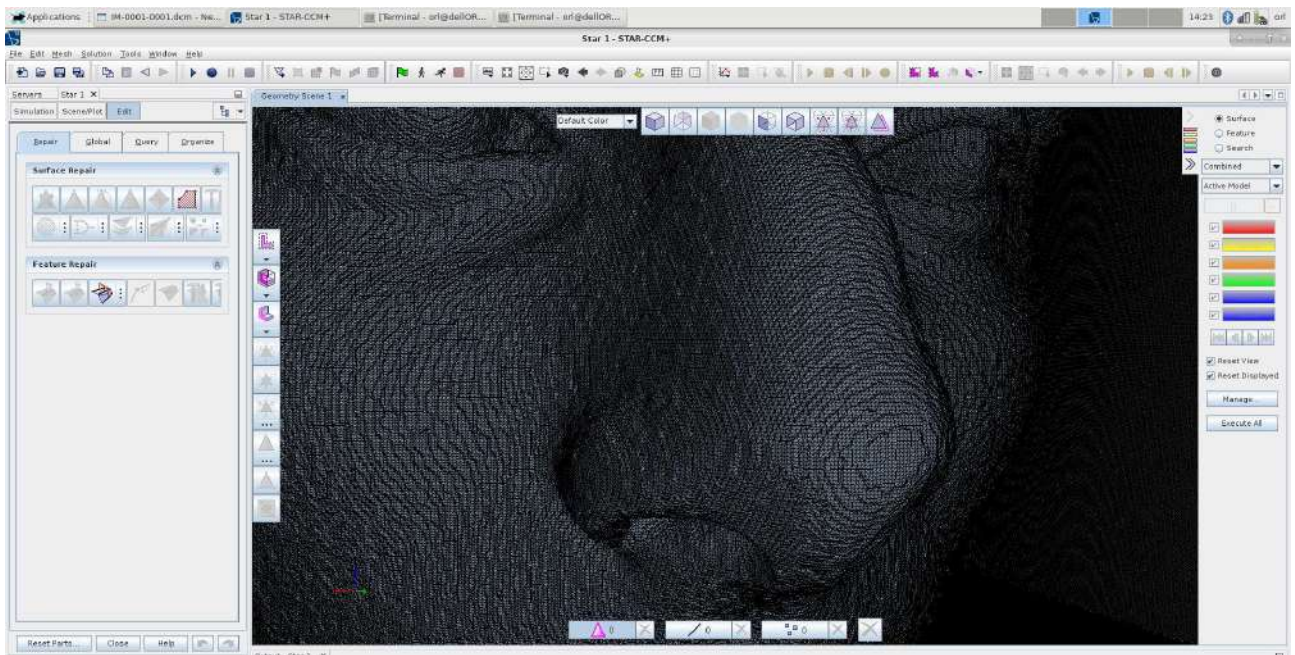


Figure 2.7. Avant (en haut) / après (en bas) lissage léger.

5. Création d'une sphère 3D (Figure 2.8)

Nous avons créé une sphère de 3 cm de diamètre centrée sur la pointe du nez. Le domaine de calcul est alors l'union Booléenne du volume compris au sein de la surface extraite et de

cette sphère. Le but était d'imposer une condition limite suffisamment loin de l'entrée des narines, afin de ne pas influencer trop fortement l'écoulement et de pouvoir laisser la couche limite se développer à l'entrée du nez.

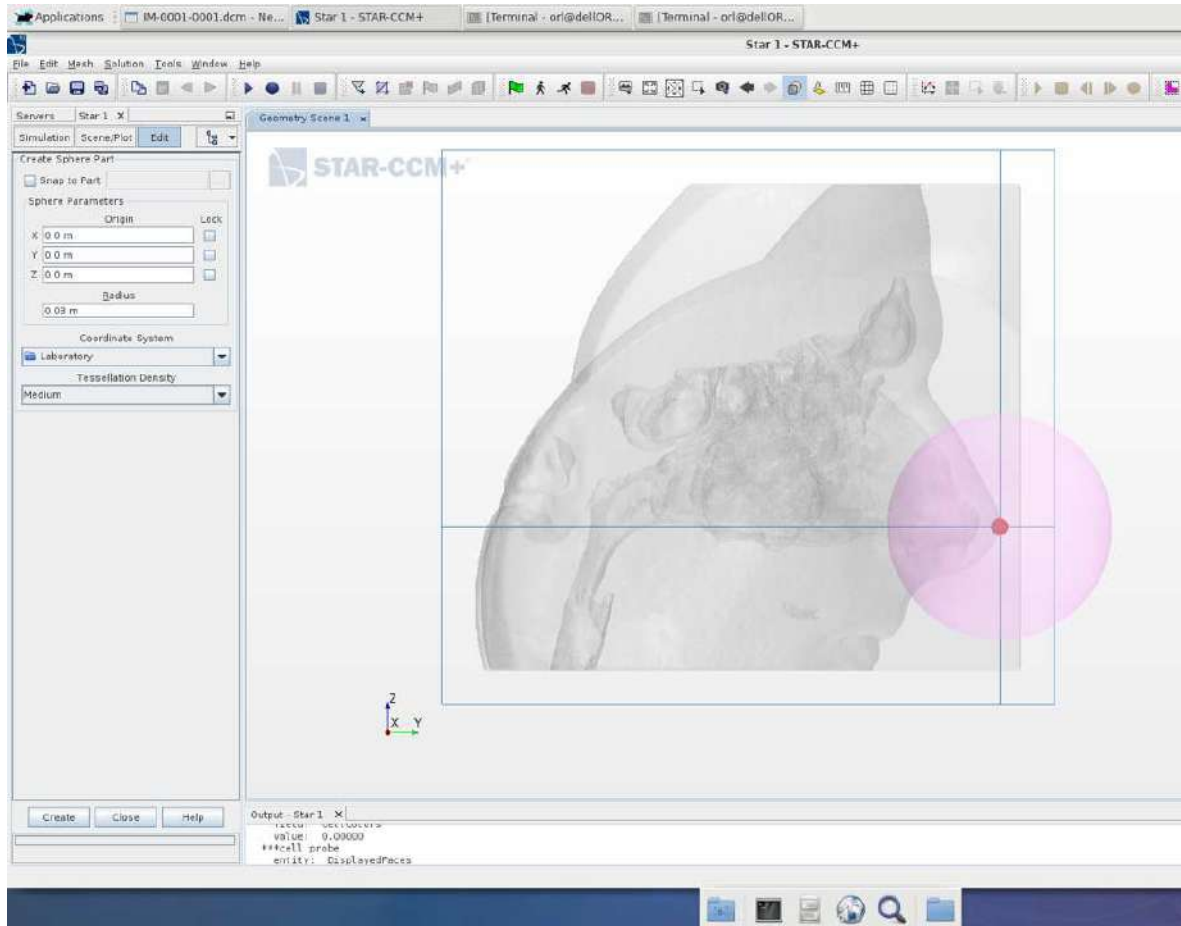


Figure 2.8. Représentation sur une vue de profil de la sphère centrée sur la pointe du nez.

Dans quelques cas, nous avons également défini des plans de section à l'entrée des deux fosses nasales (Figure 2.9). Ces plans de section permettent de calculer les débits d'air ainsi que la perte de charge dans chacune des fosses nasales.

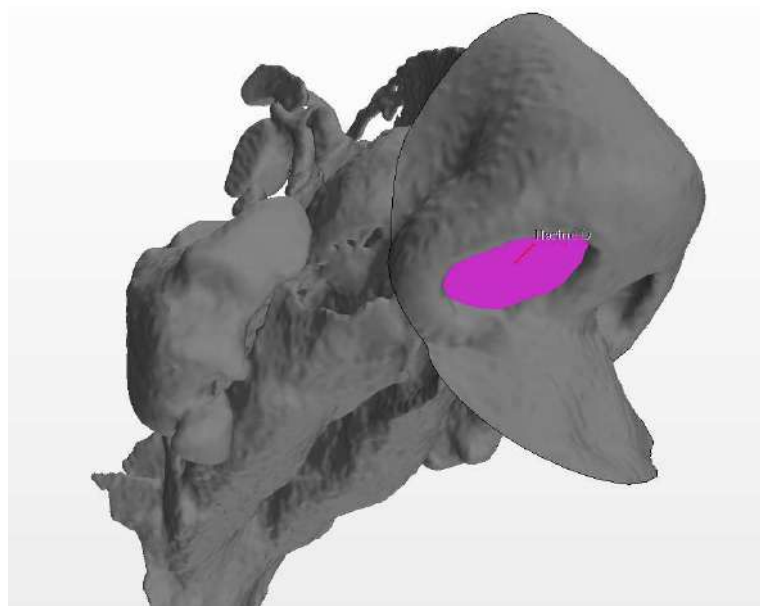


Figure 2.9. Plan de section réalisé à l'entrée de la fosse nasale droite. Le logiciel permet de calculer, par exemple, la quantité d'air inspiré passant par ce plan de section.

6. Intersection des volumes aériques (Figure 2.10)

Le volume définitif comprenait le volume d'air naso-sinusien et le volume de la sphère

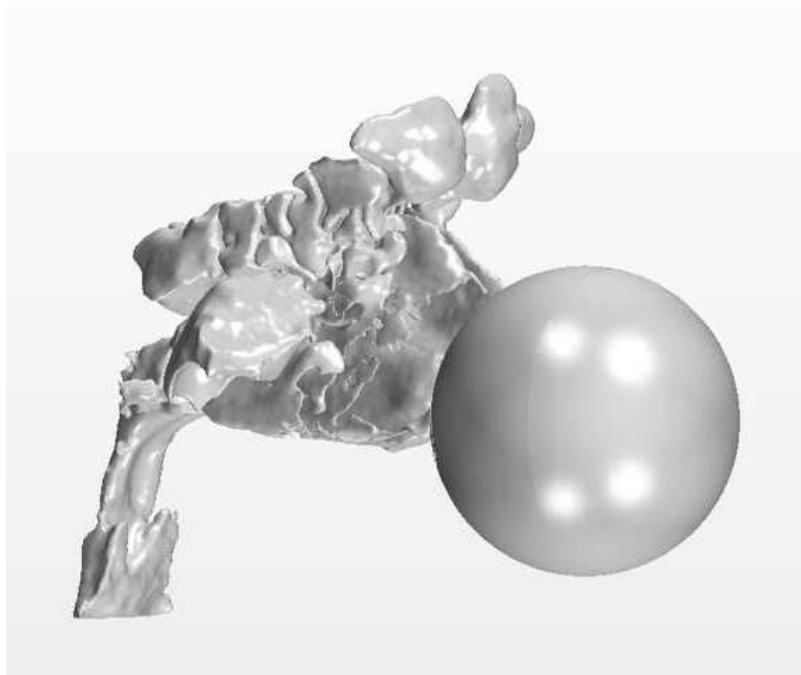


Figure 2.10. Domaine de calcul intégrant la sphère et l'air naso-sinusien.

6. Définition d'une coupe pharyngée (Figure 2.11) : nous avons réalisé une coupe nette au niveau du pharynx, afin d'appliquer les conditions limites sur une section homogène.

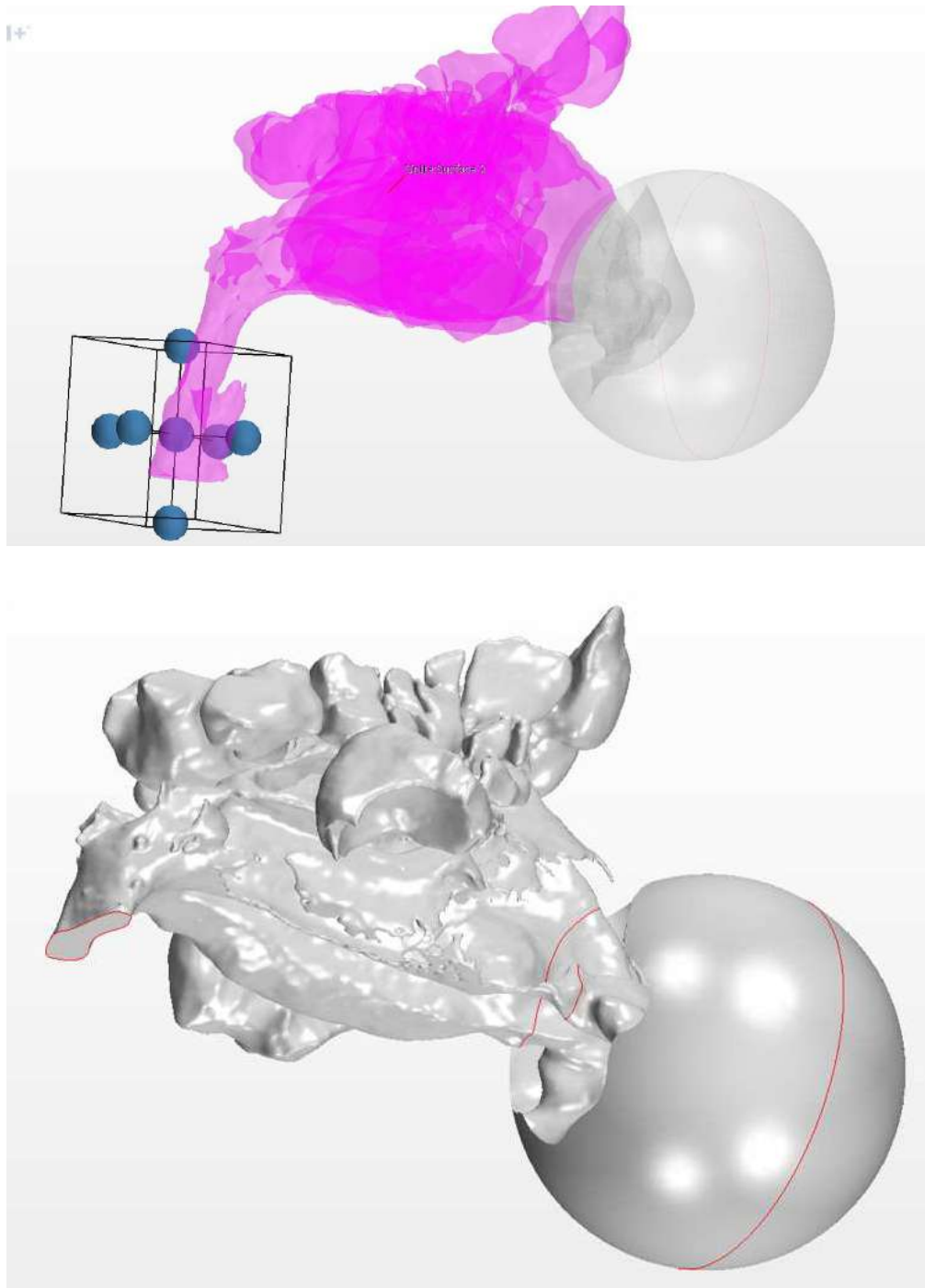


Figure 2.11. Création et visualisation de la coupe pharyngée. Un bloc postérieur était créé puis soustrait au volume de calcul afin d'obtenir une coupe pharyngée nette et dans un plan normal.

7. **Modification du volume extrait** (facultative) : si nécessaire, l'étape 7 permettait de faire des modifications sur le volume extrait. Par exemple, il était possible de retirer les sinus maxillaires du domaine de calcul pour une meilleure visualisation des fosses nasales après maillage volumique.

8. **Sélection des fosses nasales**

La découpe du volume en différentes sous-parties (fosse nasale droite, fosse nasale gauche) permettait d'effectuer *a posteriori* des calculs séparément dans ces différentes sous-parties.

9. **Chirurgie virtuelle** (facultative) : cette étape sera détaillée dans le chapitre dédié (Chapitre 3.9).

10. **Maillage volumique** (Figures 2.12 et 2.13)

Le maillage volumique utilisait un maillage polyédral avec une taille d'éléments de base de 0.5 mm et dix couches prismatiques près des parois afin de calculer correctement la couche limite. La raison de la suite géométrique était égale à 1.1. Le nombre de cellules pour un modèle variait entre 5 et 10 millions.

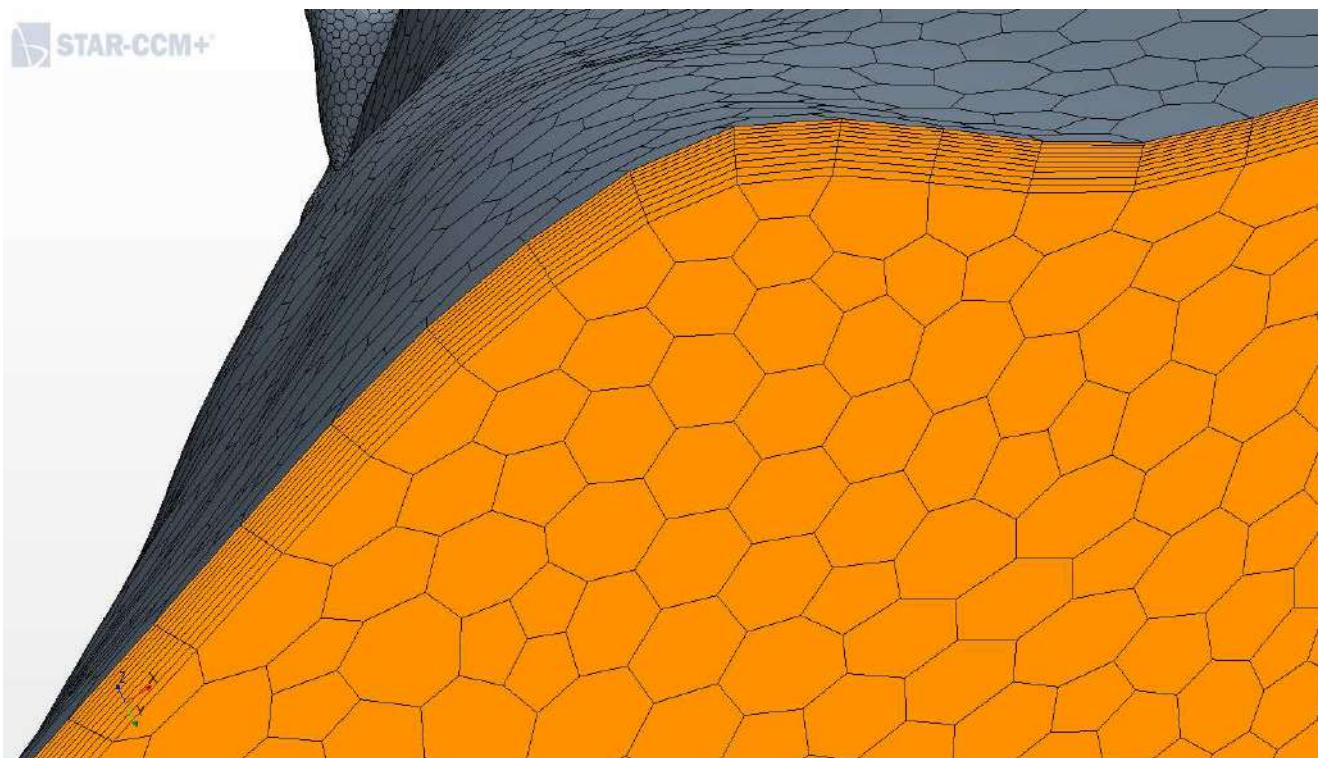
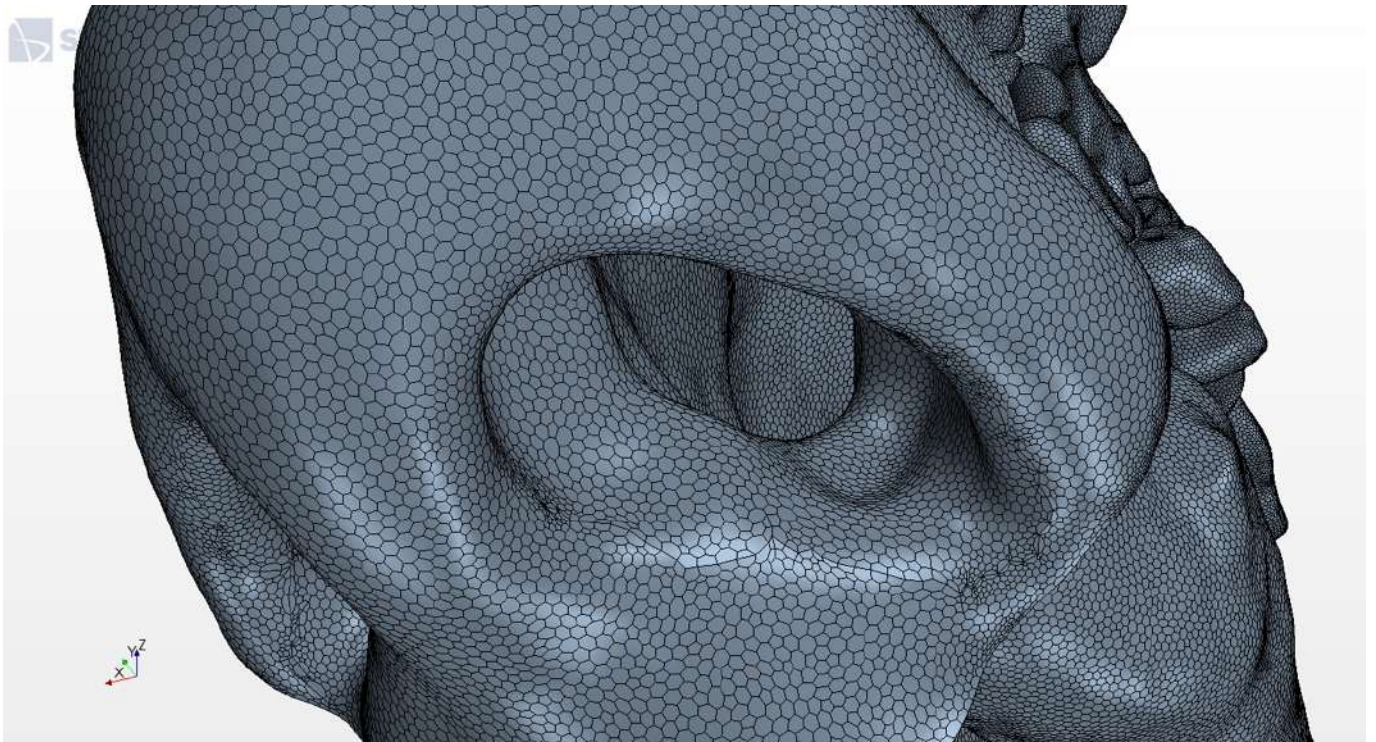
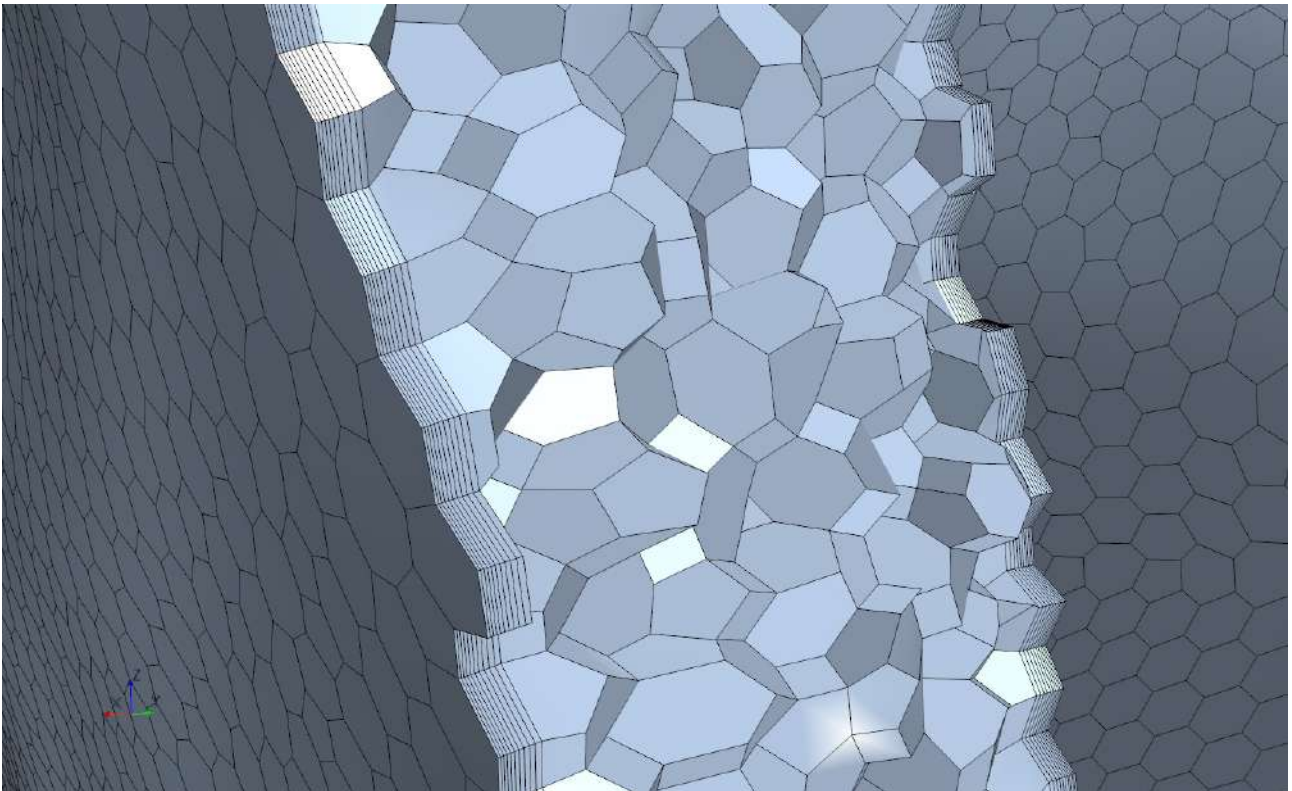
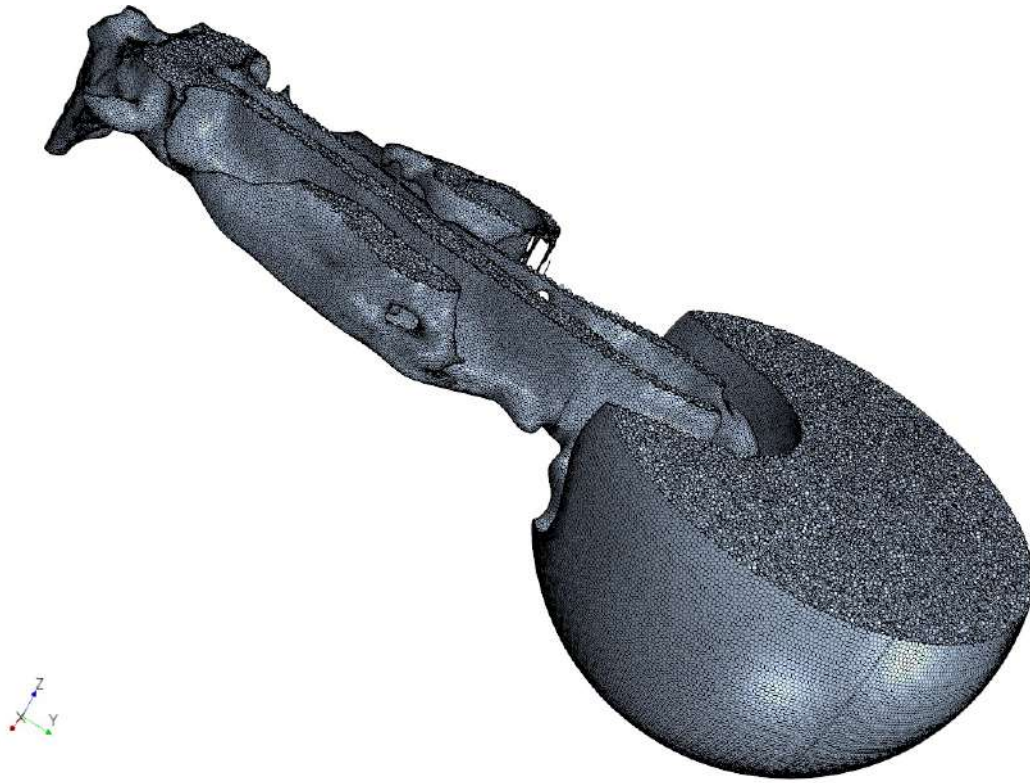


Figure 2.12. Maillage volumique polyédral sur la paroi (en haut) et au niveau des coupes de section.

Le nombre de cellules au niveau des parois est beaucoup plus important ce qui permet une précision augmentée dans ces zones clés de l'écoulement (en bas).



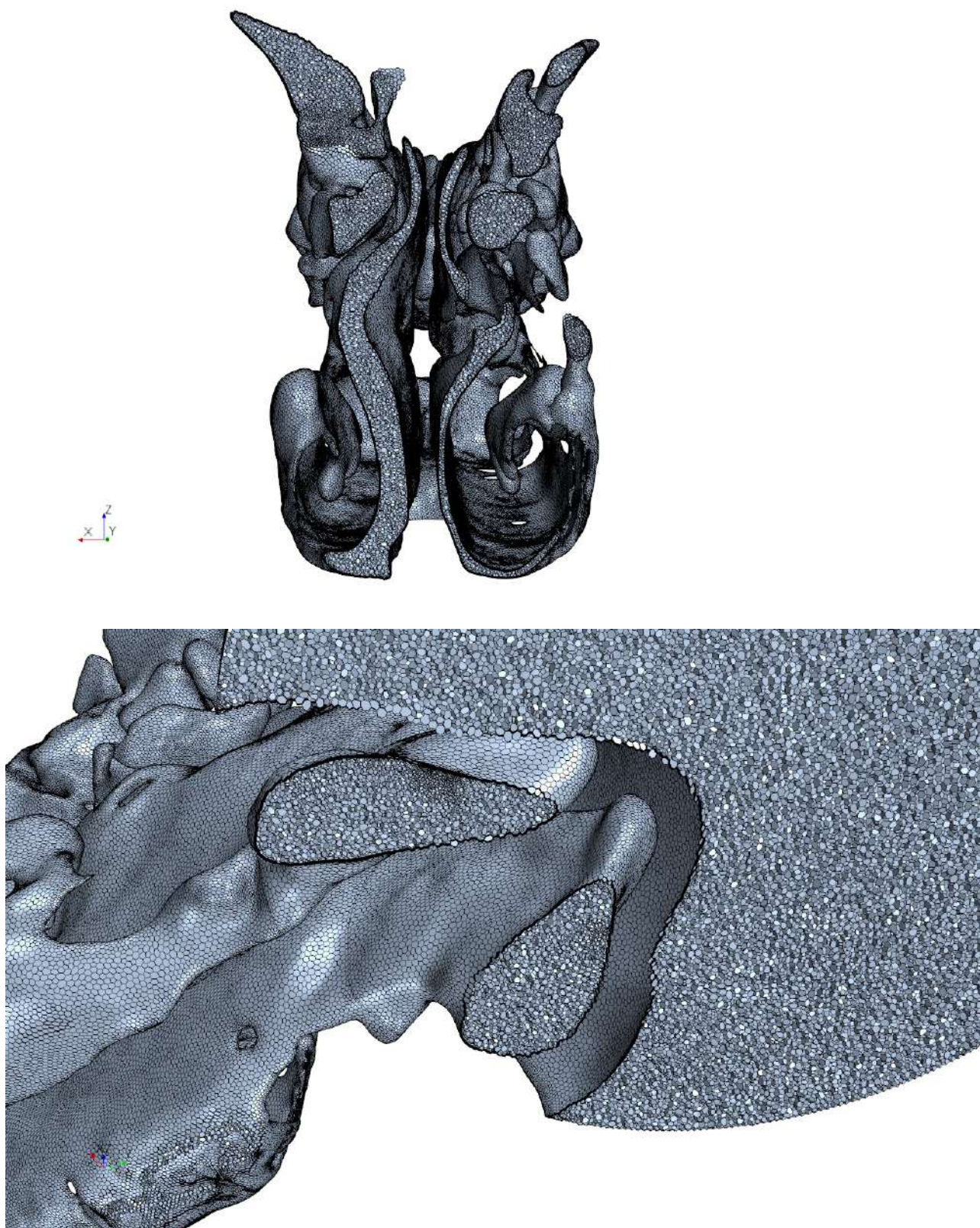


Figure 2.13. Coupes au sein du domaine de calcul après maillage volumique montrant les éléments constitutants. Cinq à dix millions de cellules constituaient un modèle numérique.

11. La simulation numérique

Le code de calcul utilisé pour simuler les écoulements est le code Star-CCM+®. Ce code de calcul résout les équations de Navier-Stokes à l'aide d'un schéma de type volumes finis. Nous détaillerons dans le chapitre 3.4. les caractéristiques numériques des méthodes utilisées pour les calculs stationnaires et instationnaires.

12. Définition des conditions limites et du modèle

La définition des conditions limites est une étape critique dans les calculs numériques. Les conditions limites sont les contraintes sur les valeurs choisies par l'observateur aux frontières du domaine de calcul, qui vont servir à résoudre les équations gouvernant l'écoulement et le conditionnement de l'air dans notre cas. Par exemple, il est possible de choisir la température de l'air entrant dans les fosses nasales (chez nous, 19°C). La modification de ces conditions limites entraîne nécessairement une modification du résultat des calculs, ce pourquoi il est nécessaire de choisir des conditions limites fiables et/ou validées dans la littérature.

Nous avons défini les conditions limites suivantes :

- Température de l'air entrant : 19°C à la paroi de la sphère
- Température de l'air sortant : 37°C au pharynx
- Température de la muqueuse : 34°. Nous sommes conscients qu'un flux de chaleur serait préférable pour cette condition mais nous manquons de données à ce niveau et nous avons donc choisi de nous baser sur une donnée de type température fournie par la littérature et utilisée dans de nombreuses études ³⁹.
- Pression ambiante : 101 325 Pa.

- L'air était considéré comme un fluide newtonien incompressible avec masse volumique $\rho=1.225 \text{ kg/m}^3$ et une viscosité dynamique $\mu=1.8 \times 10^{-5} \text{ Pa.s}$.

La plupart des études numériques considèrent que le régime d'écoulement aérien est laminaire au sein des cavités nasales, dans des conditions normales de respiration calme, avec un nombre de Reynolds de l'ordre de 2000 ⁴⁰. Nous n'avons donc pas intégré de modèle de turbulence dans nos simulations.

2.5. Calculs numériques

Deux grands types de calculs peuvent être réalisés :

- Les calculs stationnaires, simples et rapides, permettent de simuler une inspiration ou une expiration infinie.
- Les calculs instationnaires permettent la simulation d'un « vrai cycle respiratoire », au prix d'un temps de calcul très augmenté.

2.4.1. Calculs stationnaires

Les calculs stationnaires permettent de simuler une inspiration ou une expiration continue. Pour les calculs stationnaires, nous avons appliqué au pharynx une pression différentielle négative constante de -75 ou -150 Pa pour les phases inspiratoires. Pour les phases expiratoires, nous utilisons une pression différentielle positive de 75 ou de 150 Pa. Pour chacune des simulations réalisées, nous avons veillé à obtenir des niveaux de résidus convenables (<0.01) (Figure 2.14).

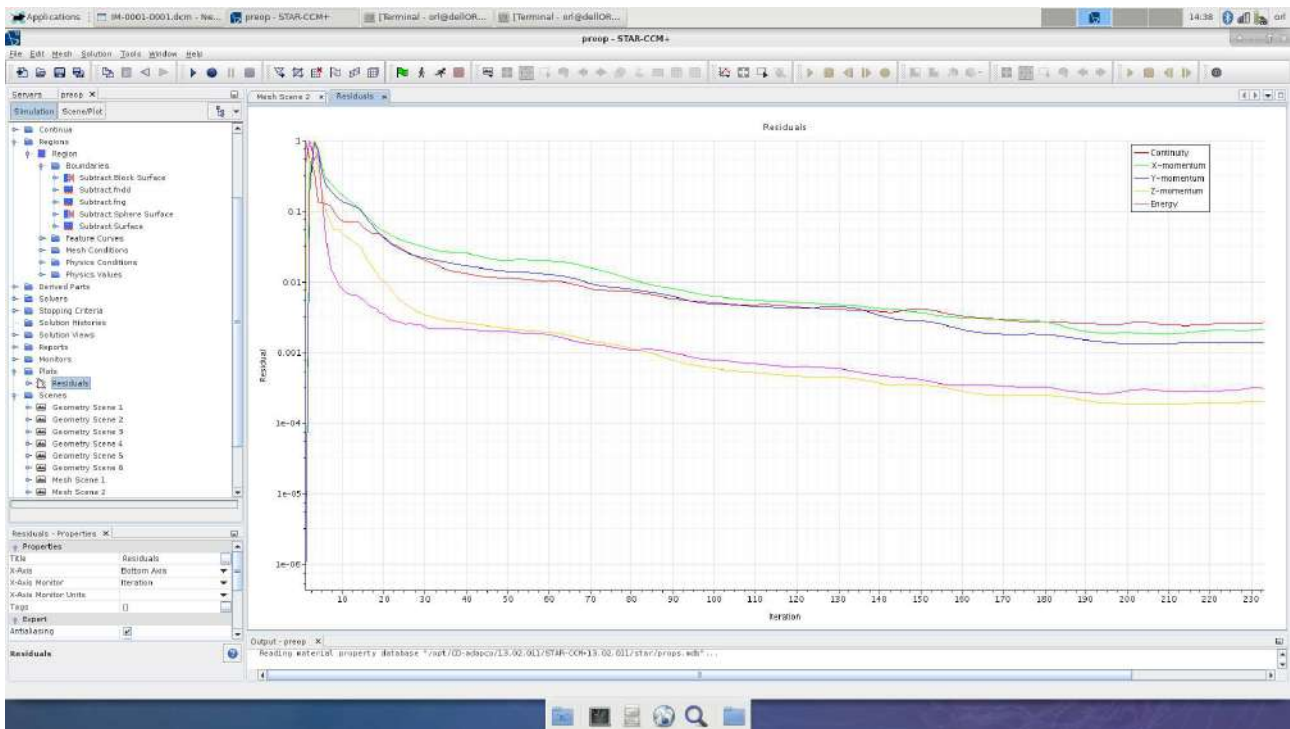


Figure 2.14. Itérations montrant la progression des calculs stationnaires sur Star-CCM+®. Après un certain nombre d'itérations, le résultat des calculs devient stable (oscillations à partir de 190 itérations ici).

Nous avons utilisé un solveur stationnaire précis à l'ordre deux en espace.

2.4.2. Calculs instationnaires

Les calculs instationnaires permettent de simuler une respiration physiologique, suivant les 4 phases normales de la respiration (Figure 2.15) :

- Phases d'accélération et de décélération durant l'inspiration ;
- Phases d'accélération et de décélération durant l'expiration.

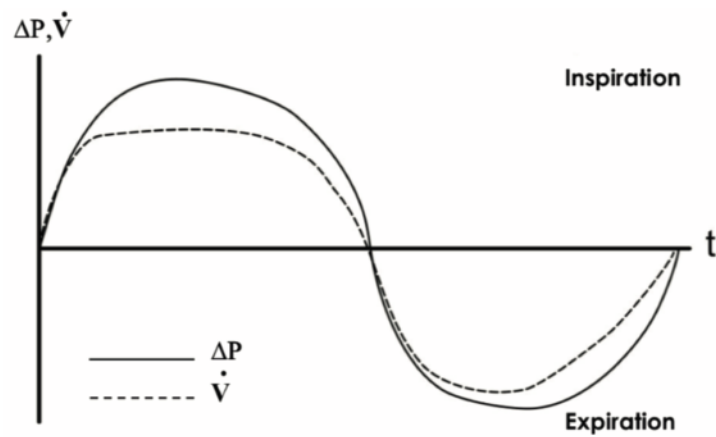


Figure 2.15. Pressions et débits en fonction du temps (Voght *et al.*).

Pour les calculs instationnaires, nous utilisons un cycle nasal préalablement enregistré chez un patient asymptomatique. Cela nous permettait ainsi d'exploiter une variation de pression en fonction du temps issue d'un individu réel (Figure 2.16).

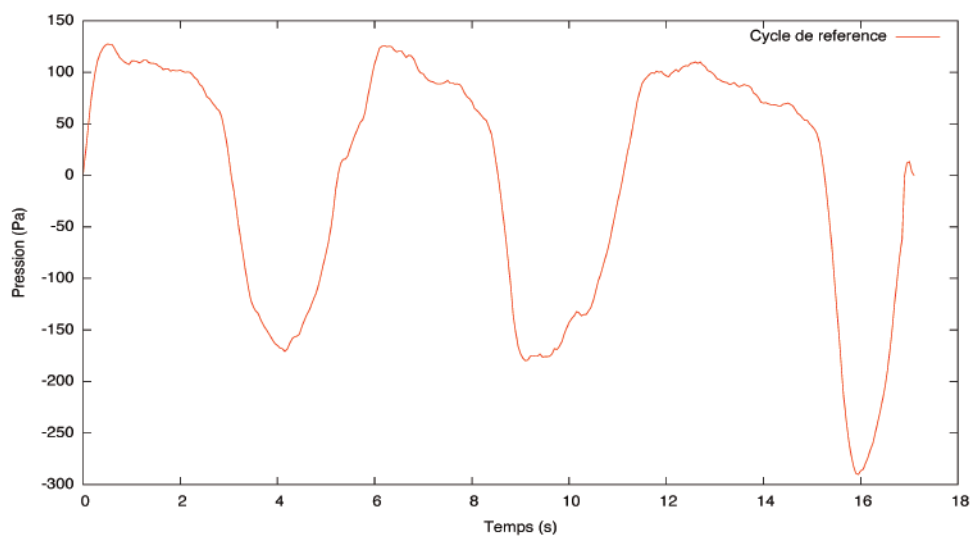


Figure 2.16. Cycle ventilatoire utilisé pour les calculs en instationnaire.

Valeurs de pression d'un cycle ventilatoire d'un adulte, mesurées en laboratoire. La pression négative maximale était de -171 Pa (inspiration), la pression positive maximale de +123 Pa (expiration), sur la plage de temps de 0 à 14 secondes.

Le solveur pour ces calculs instationnaires est précis à l'ordre deux en espace et utilise un schéma implicite à l'ordre deux pour la résolution temporelle avec un pas de temps de 0.01 seconde.

2.6. Évaluation des résistances nasales par la CFD (CFD-NR)

Aussi bien en calcul stationnaire qu'instationnaire, il était possible de calculer numériquement les débits et résistances nasales, selon la même formule $R = \Delta P / Q$. Dans ce texte, les résistances nasales évaluées par la CFD sont nommées CFD-NR (CFD-Nasal Resistances), pour les différencier des résistances obtenues par la rhinomanométrie antérieure active (RMM-NR).

Lors des calculs numériques, la variation de pression (ΔP) était imposée par l'observateur. Pour le calcul des débits aériens, un plan de section était défini à l'entrée de chaque fosse nasale et permettait de calculer le débit d'air pour la ΔP donnée (Figure 2.9.).

2.7. Variables numériques mesurées en CFD

La CFD fournit à l'observateur différentes variables (appelées variables CFD), témoins des caractéristiques du système étudié. L'écoulement et le conditionnement de l'air peuvent ainsi être évalués grâce à plusieurs variables :

- Le débit d'air passant par chaque fosse nasale, exprimé en mL/s
- Les résistances nasales, exprimées en Pa.s/mL
- Les transferts de chaleur ou heat flux (W/m²), qui représentent les échanges thermiques entre la muqueuse et l'air (Figure 2.17). Cette mesure est exprimée en W/m². Différentes méthodes sont retrouvées dans la littérature afin d'exprimer le heat flux :
 - o Le heat flux mesuré sur une surface d'un cm²,
 - o Le SAHF50, correspondant à la surface pour laquelle Heat Flux > 50 W/m²,
 - o La valeur maximale de heat flux, appelée « Peak heat flux ».

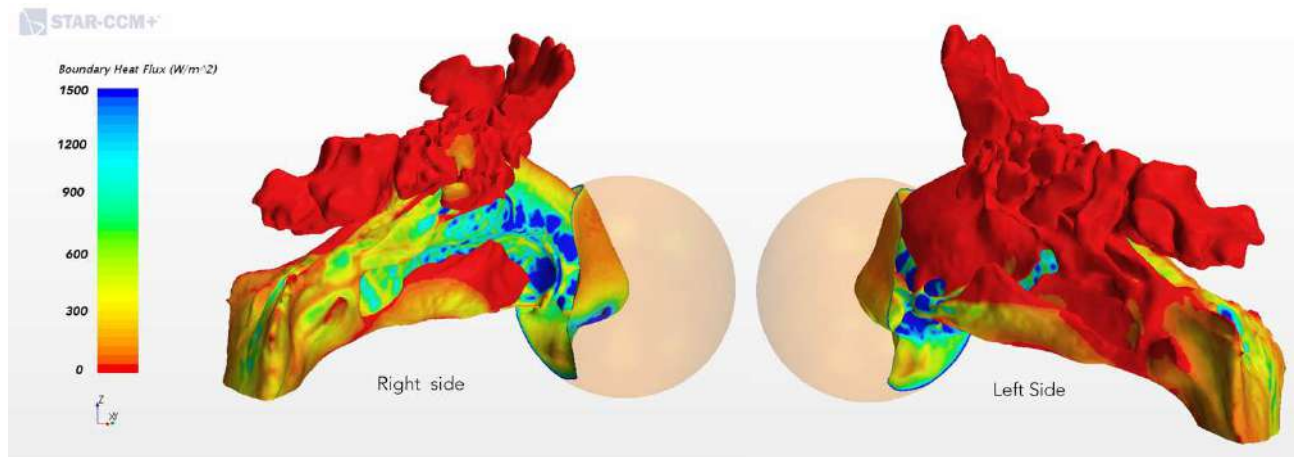


Figure 2.17. Heat flux représenté sur la paroi des fosses nasales chez un patient présentant une déviation septale gauche en inspiration à -150 Pa. On peut voir des échanges thermiques moins importants du côté de la déviation septale. Plus la couleur de la paroi tend vers le bleu, plus les échanges thermiques sont importants. Le heat flux peut être assimilé à la sensation d'air frais ressenti par les patients au passage de l'air dans les fosses nasales.

- La Pression Totale (Pa), égale à la somme de la pression statique et de la pression dynamique (Figure 2.17).
- Le Wall shear stress (WSS) (Pa), représentant les forces de friction générées par l'air au contact des murs du système (Figure 2.18).

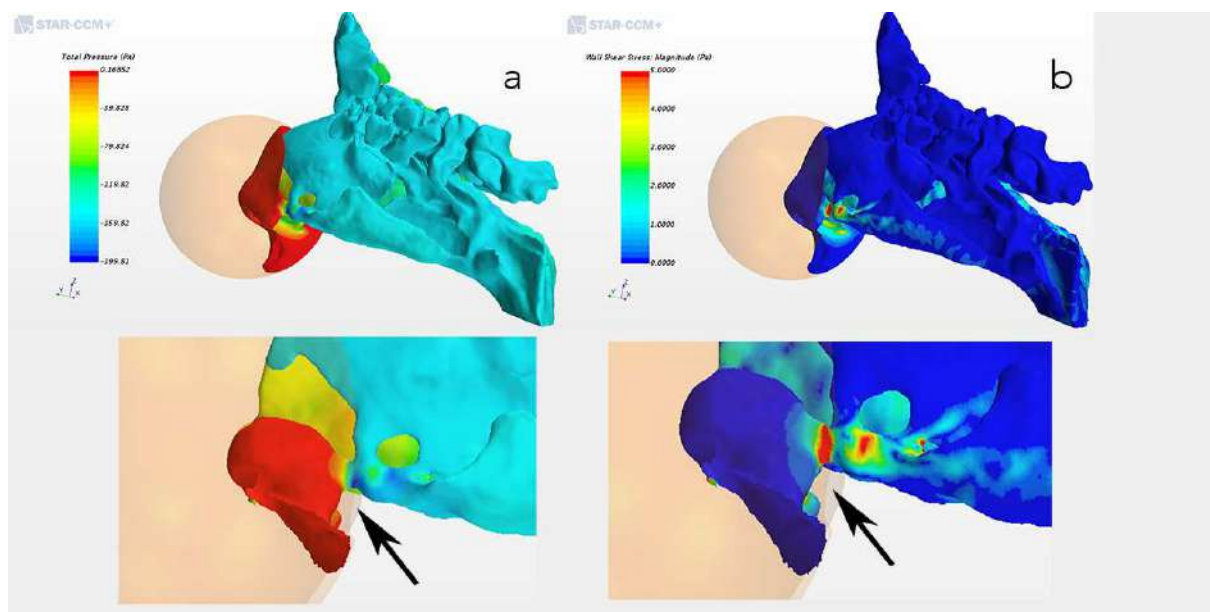


Figure 2.18. Capture d'écran montrant l'analyse de la pression totale (à gauche) et du WSS (à droite), chez un patient présentant une déviation septale gauche importante, lors d'une inspiration à -150 Pa. Une chute brutale de la pression totale et les valeurs maximales de WSS sont retrouvées en regard de la déviation septale (flèche noire), zone de rétrécissement maximal.

- La Vitesse de l'air (m/s) ou sa Vitesse maximale (Vmax) (Figure 2.19).

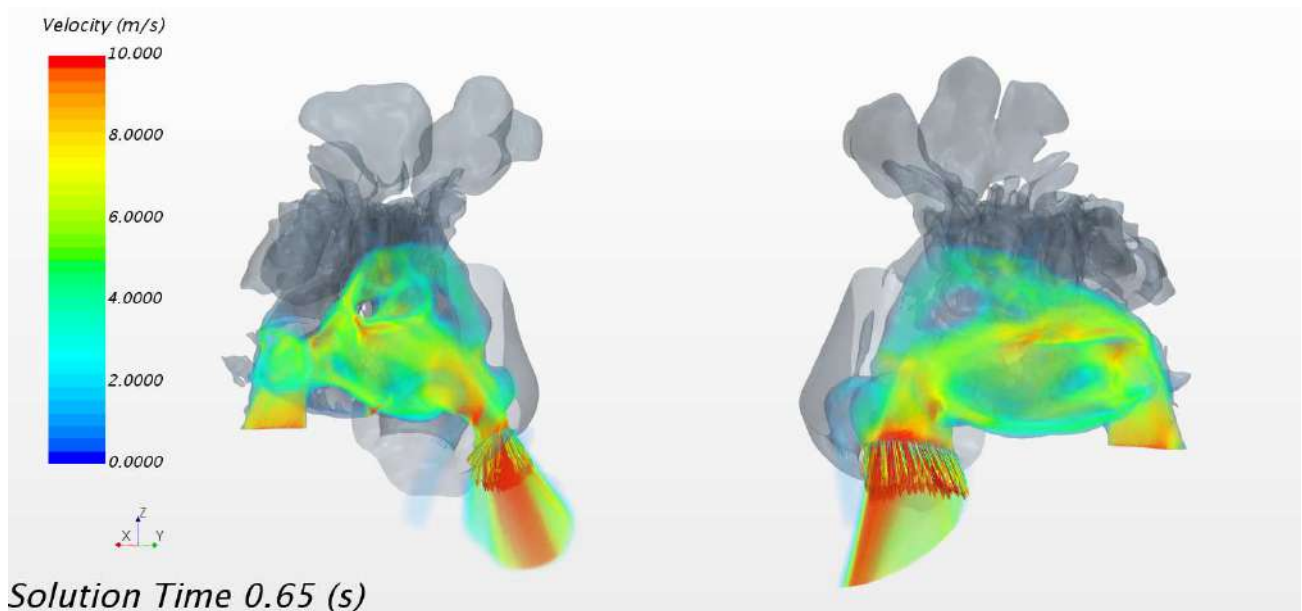


Figure 2.19. En calcul instationnaire, le logiciel permet de visualiser les vitesses de l'écoulement aérien à un temps donné. Le patient présentait ici une obstruction nasale droite quasi-totale : on ne visualise pas d'écoulement au niveau de la fosse nasale droite.

En stationnaire, les streamlines ou lignes de courant, permettent de visualiser le trajet emprunté par des particules sans masse au sein des fosses nasales. Les streamlines sont des lignes tangentes en chaque point au vecteur vitesse. Ces streamlines peuvent être colorées en fonction de la variable voulue (Pression totale, température, vitesse...). Elles permettent donc d'étudier à la fois l'écoulement mais aussi le conditionnement de l'air (Figure 2.20). En instationnaire, les streamlines permettent d'avoir une visualisation d'un écoulement à un instant donné.

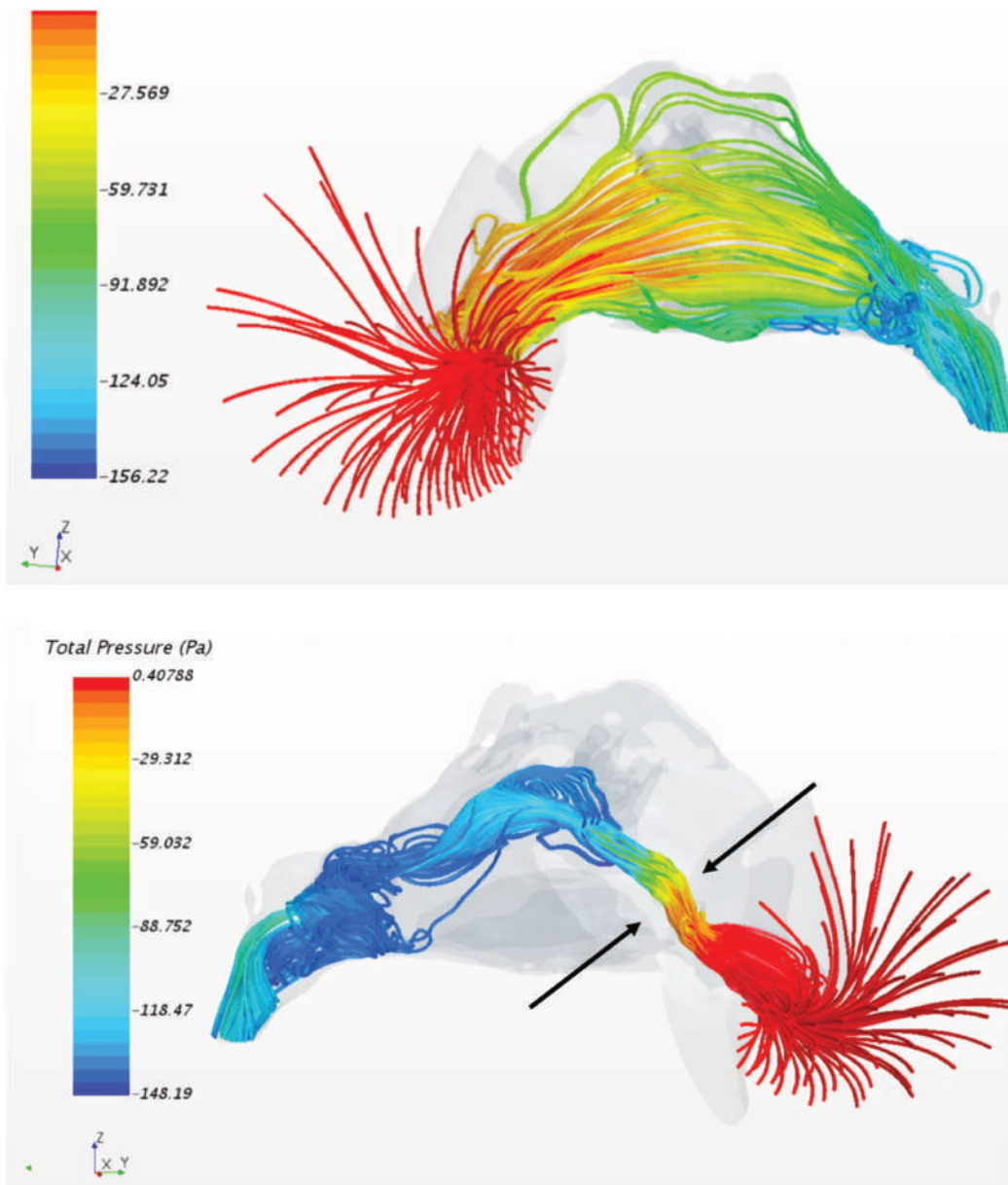


Figure 2.20. Streamlines de la fosse nasale gauche (en haut) et droite (en bas) d'un même patient, colorées en fonction de la pression totale. On peut visualiser un défaut d'écoulement de l'air à droite, associé à une chute brutale de la pression totale liée à un rétrécissement du passage de l'air (flèches noires).

Tout ou partie de ces variables étaient utilisées en fonction des études menées au sein de ce travail de thèse.

2.8. Protocole de mesure des variables CFD

Différentes méthodes sont possibles afin de mesurer les variables CFD. Aucune de ces méthodes n'a fait preuve de supériorité par rapport aux autres dans la littérature. Elles étaient utilisées en fonction des situations cliniques. Certaines variables se mesurent sur la paroi (WSS, Heat Flux), d'autre au sein des cavités aériques (Température, vitesse). La pression totale peut être mesurée à la paroi ou au sein des cavités aériques. Il est également possible de relever les valeurs maximales de certaines variables sur l'ensemble du système (vitesse maximale par exemple), ou de faire une analyse simplement visuelle sur une échelle colorimétrique.

2.8.1. Moyenne à la paroi

Cette méthode consiste à définir une zone d'intérêt et d'y effectuer la moyenne des valeurs à la paroi. On peut ainsi définir précisément les valeurs de WSS, heat flux ou pression totale sur une zone choisie par l'observateur. La taille de la zone de mesure était d'un centimètre carré.

2.8.2. Mesures au sein des cavités aériques

La méthode la plus utilisée pour mesurer les variables dans l'air écoulé consiste à créer des cross-sections (ou plans de coupe), qui sont définies tous les centimètres depuis l'entrée de la fosse nasale. Il est possible sur chacun de ces plans de coupe de calculer la moyenne des variables (Figure 2.21).

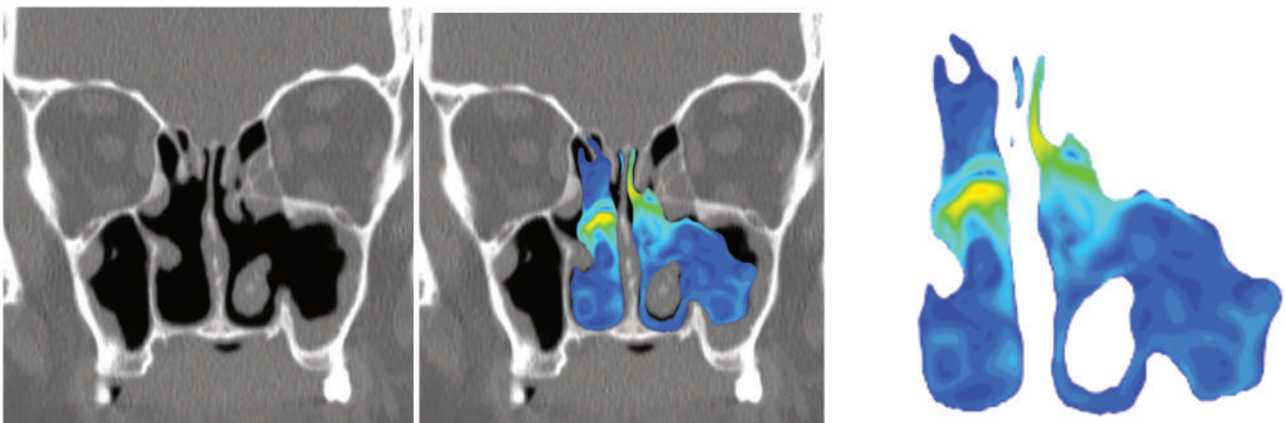
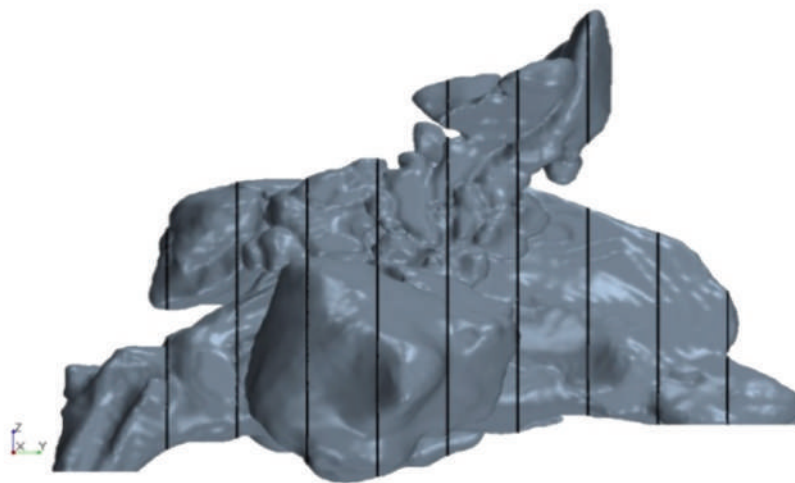


Figure 2.21. En haut : représentation des cross-sections le long des cavités nasales, tous les centimètres depuis l'entrée du nez.

En bas : Exemple d'une cross-section étudiant la vitesse, avec sa correspondance scannographique chez un patient présentant un syndrome du nez vide. On retrouve des vitesses augmentées (jaune) dans la fosse nasale la plus atteinte.

2.8.3. Valeurs extrêmes

Il est également possible de déterminer le maximum ou le minimum d'une variable numérique, calculée à la paroi ou au sein des fosses nasales (peak value). L'étude des maxima est particulièrement intéressante dans l'étude des vitesses d'écoulement ou du WSS.

2.8.4. Analyse visuelle

Elle consiste à évaluer visuellement sur l'échelle colorimétrique les valeurs des variables. Moins précise, cette méthode d'évaluation reste cependant assez courante dans la littérature ⁴¹.

2.9. Protocole de chirurgie virtuelle (CV)

La CV consiste tout simplement à modifier numériquement l'architecture importée, afin d'essayer de reproduire les résultats souhaités lors d'une procédure chirurgicale.

Deux méthodes étaient utilisées pour la CV, ces 2 méthodes pouvant se combiner. En effet, il était possible de faire des modifications architecturales sur ITK Snap® ou sur Star CCM+®, les 2 logiciels présentant des avantages et inconvénients en fonction du type de modification à faire.

ITK Snap® permet d'ajouter facilement des volumes d'air à notre sélection, ce qui peut s'avérer extrêmement pratique en cas, par exemple, de DS si importante qu'il n'existe pas de délimitation entre la cloison nasale et la partie latérale du nez (Figure 2.22).

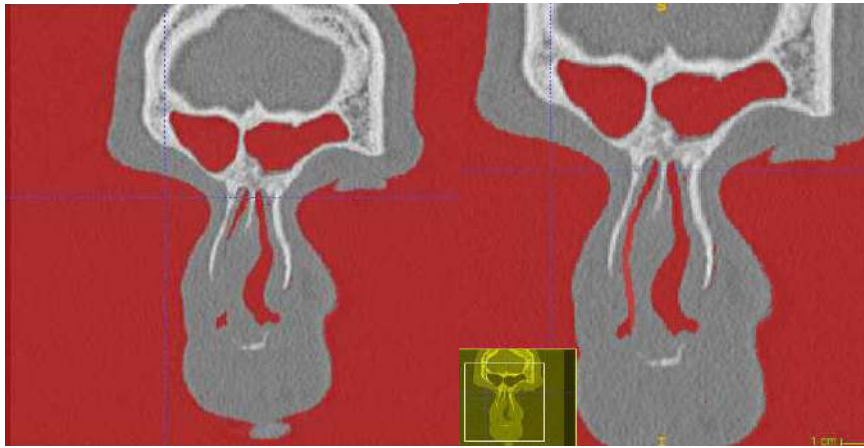


Figure 2.22. Un volume d'air fictif a été rajouté (image de droite) sur cette coupe dans la fosse nasale droite, entre la cloison et la paroi latéro-nasale.

Ainsi, il est aisé de redresser la cloison nasale car elle devient facilement sélectionnable par continuité, étant devenue indépendante de la partie latérale du nez. Séparer 2 éléments en continuité sur le logiciel Star-CCM+® s'avère extrêmement complexe et fastidieux.

En revanche, si les structures ne se superposent pas, la correction par Star-CCM+® est beaucoup plus rapide. Une fois les cellules sélectionnées, on effectue une translation normale millimétrique puis un algorithme de lissage (Figure 2.23).

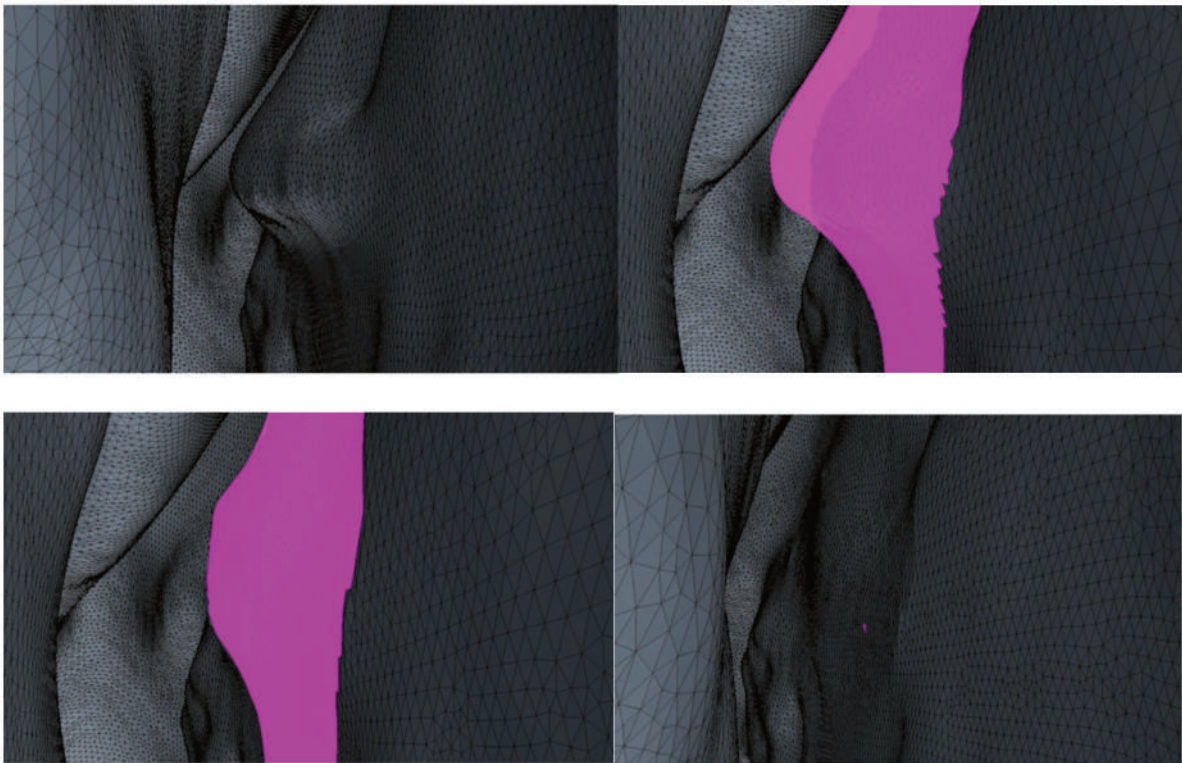


Figure 2.23. Exérèse d'un rail septal par Star-CCM+®. Après sélection de la surface déviée, des translations successives millimétriques associées à des algorithmes de lissage permettent d'obtenir une surface plane, comme si une résection chirurgicale avait été effectuée.

Une combinaison des deux logiciels permet une modification optimale de la conformation afin d'obtenir un résultat réaliste (Figure 2.24).

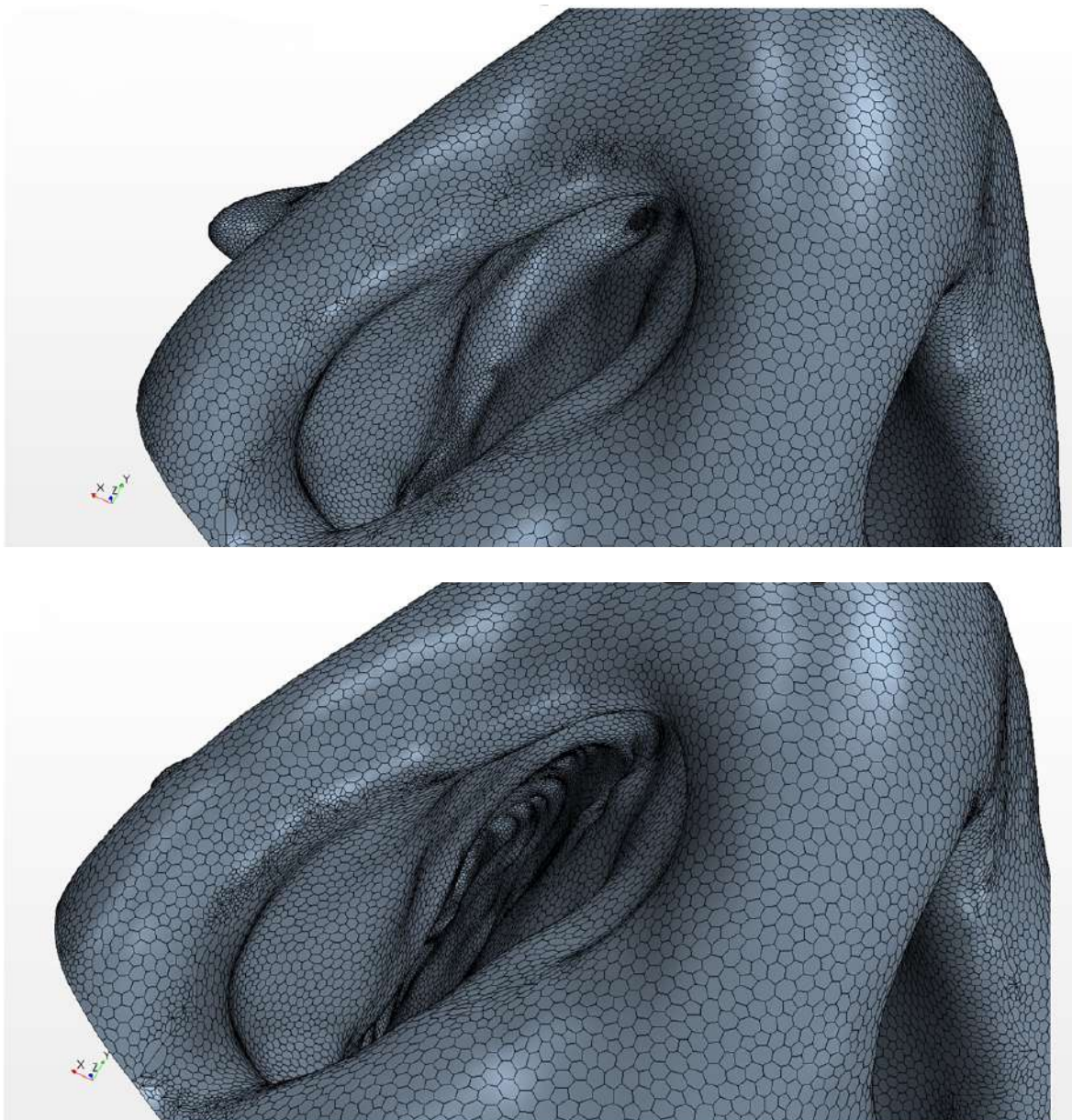


Figure 2.24. Vue tridimensionnelle antéro-inférieure d'un patient avant (en haut) et après (en bas) chirurgie virtuelle.

2.10. Considérations éthiques

Pour tous les articles, les patients ont donné leur consentement avant de participer à l'étude, qui a été conduite en accord avec la Déclaration d'Helsinki. Nous avons obtenu l'accord du comité d'éthique de notre établissement pour la réalisation de ce travail (APHM N°2017-14-12-005).

Synthèse

La combinaison de ITK-Snap® et Star-CCM+® permet dans la grande majorité des cas de faire une étude CFD à partir du scanner du patient. Les principales causes d'échecs étaient la qualité insuffisante du scanner et la présence d'artéfacts dentaires. La multiplication des procédures (environ 100 cas) nous a permis de réduire considérablement le temps de préparation du modèle numérique avant lancement des calculs : trente minutes sont nécessaires à un opérateur entraîné pour créer un modèle, avant maillage volumique. L'utilisation et le maniement de ces logiciels nécessitent cependant une formation spécifique par des ingénieurs en mécanique des fluides.

3. REVUE DE LA LITTERATURE : CORRELATIONS DES VARIABLES CFD A LA PERCEPTION DU PATIENT (Article n°1)

Avant-propos

La simulation numérique des écoulements permet de calculer des variables connues, telles que la pression ou les résistances, mais aussi de nouvelles, inconnues dans le monde clinique, comme le heat flux ou le WSS. La bonne interprétation de ces nouvelles données nécessite une validation, en comparaison avec le ressenti des patients ou avec les données physiques existantes. Nous avons réalisé une revue de la littérature portant sur toutes les études parues à ce jour cherchant à corréler une ou des variables CFD aux données cliniques. Cette revue de la littérature a été publiée dans une revue internationale (copie de la publication en fin de chapitre).

Résumé

Contexte

L'obstruction nasale est un symptôme fréquent altérant la qualité de vie des patients. Elle peut être évaluée grâce au ressenti du patient ou par des mesures physiques paracliniques. La CFD peut être utilisée pour étudier les modalités de la ventilation nasale. Il existe cependant un manque d'études comparatives analysant la corrélation entre les variables CFD et le ressenti du patient ou les mesures physiques.

Objectif de la revue de la littérature

Notre but était d'étudier les corrélations entre les variables CFD et le ressenti du patient ou les mesures physiques paracliniques. Nous avons également cherché à déterminer la variable CFD la plus fiable, permettant de caractériser la qualité de perception de respiration nasale.

Stratégie

Les études sélectionnées étaient obtenues à partir des bases de données PubMed, MEDLINE, Google Scholar et Cochrane Library en utilisant une combinaison de termes MeSH (nose, paranasal sinus, fluid dynamics, rhinology) et non-MeSH (CFD, nasal airway, nasal airflow, numerical, nasal symptoms). Les études qui ne rapportaient pas d'évaluation clinique objective ou subjective étaient exclues.

Méthode d'évaluation

Nous avons étudié les corrélations obtenues par les auteurs entre les variables CFD et l'évaluation clinique ou paraclinique de l'obstruction nasale.

Résultats

Les principales variables CFD utilisées par les auteurs étaient les résistances et débits d'air, le heat flux, le wall shear stress, la pression totale, les vitesses et la répartition du flux d'air. Nous avons trouvé que le heat flux était la meilleure variable CFD en termes de corrélations avec le ressenti du patient. La pression totale, le wall shear stress et les vitesses sont aussi utiles et ont montré de fortes corrélations. Les corrélations entre les résistances nasales numériques et le ressenti du patient sont faibles en l'absence de correction du cycle nasal.

Conclusion

Le nombre croissant d'études CFD portant sur le nez aide à mieux appréhender l'obstruction nasale. L'interprétation clinique de nouvelles données, comme le heat flux ou le wall shear stress, ouvre de nouveaux horizons dans la compréhension de ce symptôme. Le heat flux est la variable la mieux corrélée au ressenti du patient. D'autres études doivent être entreprises, en intégrant température et hygrométrie dans les modèles numériques.

3.1. Introduction

L'ON est un symptôme commun pouvant affecter grandement la qualité de vie des patients ⁴². Elle peut être due à différentes étiologies comme les DS, les collapsus de la valve nasale ou encore l'hypertrophie turbinal inférieure ⁴³. Actuellement, l'évaluation clinique de l'ON peut être subjective, par des auto-questionnaires (NOSE, SNOT-22) ou par l'échelle de visualisation analogique (EVA), ou peut être objectivée par différents examens complémentaires comme la rhinomanométrie ou le Peak Nasal Inspiratory Flow (PNIF) ^{11,13,6}.

La simulation numérique des écoulements est une nouvelle méthode d'analyse de l'écoulement et du conditionnement de l'air à travers les fosses nasales. Au cours des 10 dernières années, de

nombreuses études se sont intéressées à la CFD appliquée aux fosses nasales^{37,36}. Si elle permet de calculer des variables connues comme la pression ou les résistances, elle permet aussi de calculer de nouvelles variables telles que le heat flux, représentant les transferts de chaleur, ou le Wall Shear Stress, représentant les frictions à la paroi (WSS). La CFD pourrait ainsi permettre une analyse d'un nouveau genre. Cependant, il reste à ce jour à préciser comment la CFD peut être corrélée aux perceptions du patient ou aux mesures physiques réalisées en routine clinique⁴⁴. La corrélation entre ces données cliniques et la CFD est un point-clé pour une meilleure interprétation et utilisation de cette technique. Dans la littérature actuelle, il existe un manque d'analyses comparatives étudiant les corrélations entre la sensation respiratoire du patient et la CFD^{45,15}.

Nous avons réalisé une revue de la littérature de la CFD appliquée aux fosses nasales, en nous restreignant aux articles comparant données cliniques (subjectives ou physiques) et variables CFD. Nous avons également cherché à mettre en évidence quelle variable CFD était la plus fiable pour témoigner d'une ON.

3.2. Matériel et Méthodes

Sélection des études

Les études sélectionnées étaient issues de l'US National Library of Medicine (PubMed) online database, MEDLINE (Ovid), Google Scholar et Cochrane Library en utilisant une combinaison de termes MeSH (nose, paranasal sinus, fluid dynamics, rhinology) et non-MeSH (CFD, nasal airway, nasal airflow, numerical, nasal symptoms). Les études comportant moins de 5 patients, et qui n'incluaient pas d'évaluation objective ou subjective clinique, étaient exclues.

3.3. Résultats

Sélection des études

Le Tableau 3.1 résume les études sélectionnées et la façon dont l'ON est mesurée (subjective et/ou objective). Parmi les 258 articles sélectionnés, 47 concernaient la CFD et les cavités nasales (méthode PRISMA) ⁴⁶. 10 des 47 incluait une évaluation subjective ou objective de l'ON (Figure 3.1).

Article	Nombre de patients	Type de Patient	Évaluation clinique de l'ON	
			Subjective	Objective
Casey et al. 2017 ⁴⁷	30	DS, HCI, CVN vs sujets sains	NOSE / EVA	/
Gaberino et al. 2017 ³⁸	12	DS et HCI avec cycle nasal	NOSE / EVA	/
Kim et al. 2014 ⁴⁸	6	ON vs sujets sains	« Amélioration clinique »	/
Kimbell et al. 2013 ¹⁶	10	DS ± HCI	NOSE / EVA	/
Li, Farag, Leach et al. 2017 ⁴⁴	28	SNV vs sujets sains	NOSE / SNOT-22 / ENS6Q	Rhinomanométrie / rhinométrie acoustique
Li, Farag, Maza et al. 2017 ⁴⁹	69	SNV vs sujets sains	NOSE / SNOT-22 / ENS6Q	/
Liu et al. 2012 ⁵⁰	19	DS vs sujets sains	EVA	/
Lu et al. 2014 ⁵¹	10	Sujets sains	/	Rhinomanométrie / rhinométrie acoustique
Sullivan et al. 2013 ⁵²	10	DS, HCI, CNV	NOSE / EVA	/
Zhao et al. 2013 ⁵³	22	Sujets sains	EVA	Rhinomanométrie

Tableau 3.1. Études sélectionnées, caractéristiques et nombre des patients, et type d'évaluation de l'obstruction nasale. DS = déviation septale ; HCI = Hypertrophie des cornets inférieurs ; CVN = collapsus de la valve nasale ; SNV : syndrome du nez vide



PRISMA 2009 Flow Diagram

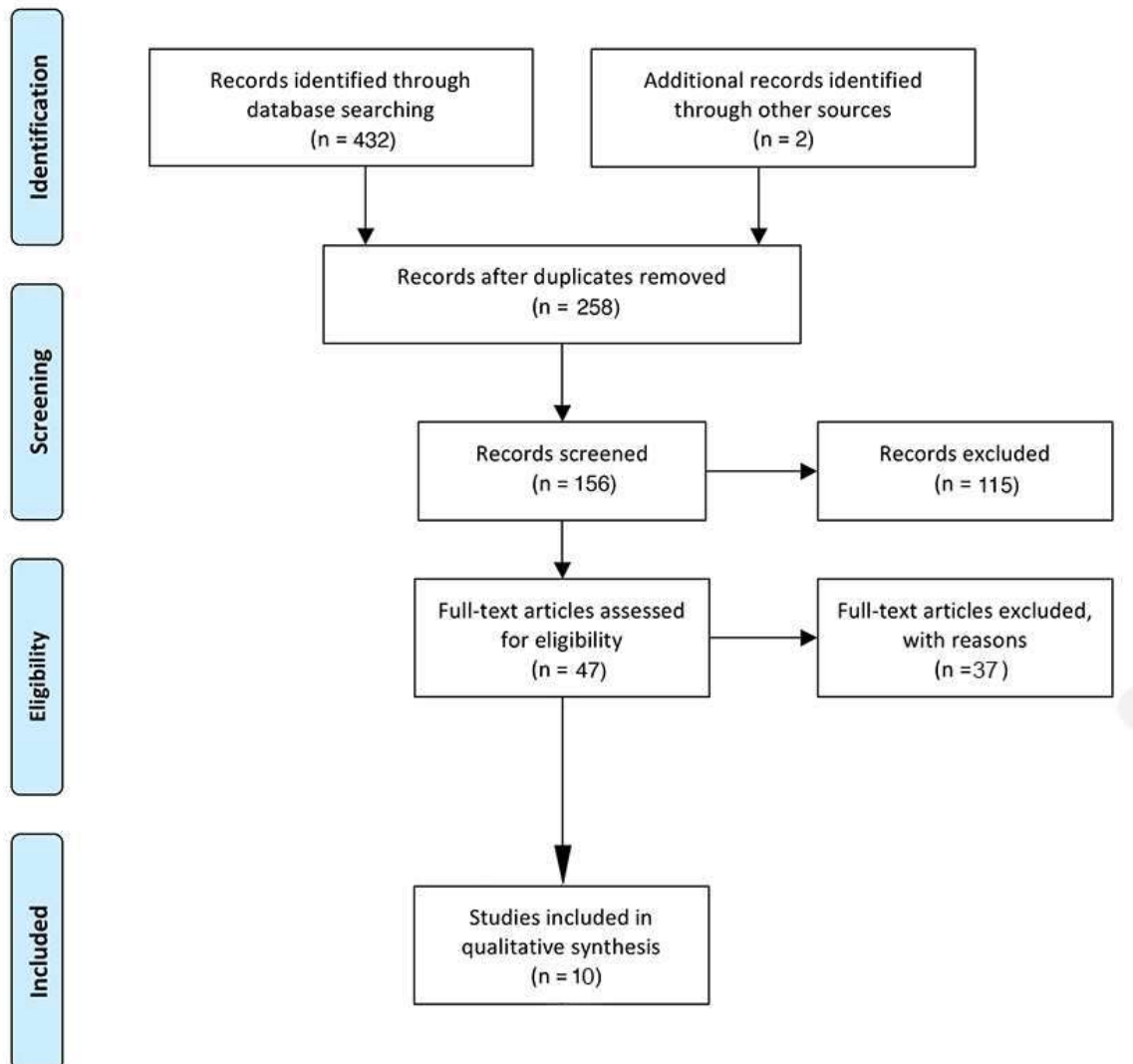


Figure 3.1. PRISMA flow diagram montrant les étapes permettant la sélection des études.

ON : évaluation clinique

L'évaluation clinique de l'ON était réalisée par différents outils. Pour l'évaluation subjective, la plupart des auteurs utilisaient le questionnaire NOSE (Nasal Obstruction Symptom Evaluation) et/ou l'échelle de visualisation analogique ^{29,54}. D'autres auteurs utilisaient le questionnaire SNOT-22 ou des

questionnaires plus spécifiques comme le ENS-6Q pour les patients présentant un syndrome du nez vide ^{10,25}.

Concernant les examens paracliniques, l'outil le plus utilisé restait la rhinomanométrie, examen mesurant les pressions et débits pendant l'inspiration et l'expiration. La rhinométrie acoustique, qui mesure les aires de sections intra-nasales grâce à des réflexions acoustiques, pouvait aussi être utilisée par certains auteurs pour évaluer ces problèmes fonctionnels, bien qu'il s'agisse en fait d'un examen morphologique ⁴⁷. L'avantage de cette technique réside dans le fait que ces aires de sections peuvent être comparées aux cross-sections établies en CFD. Nous n'avons pas trouvé d'études s'intéressant au PNIF.

Variables CFD

La plupart des études s'intéressaient aux variables suivantes :

- Le débit d'air passant par chaque fosse nasale, exprimé en mL/s
- Les résistances nasales, exprimées en Pa.s/mL
- Les transferts de chaleur ou Heat flux (HF) (W/m²), qui représentent le taux de transfert de chaleur depuis la muqueuse par unité de surface. Cette mesure est exprimée en W/m².

Différentes méthodes sont retrouvées dans la littérature afin d'exprimer le Heat Flux

- Le Heat Flux sur une surface d'1cm²
- Le SAHF50, qui correspond à la surface pour laquelle Heat Flux > 50 W/m²
- Le Total Heat Flux, représentant le Heat Flux Total sur une narine rapportée à l'aire de cette dernière
- La Pression Totale (Pa), égale à la somme de la pression statique et de la pression dynamique (Figure 3.2).

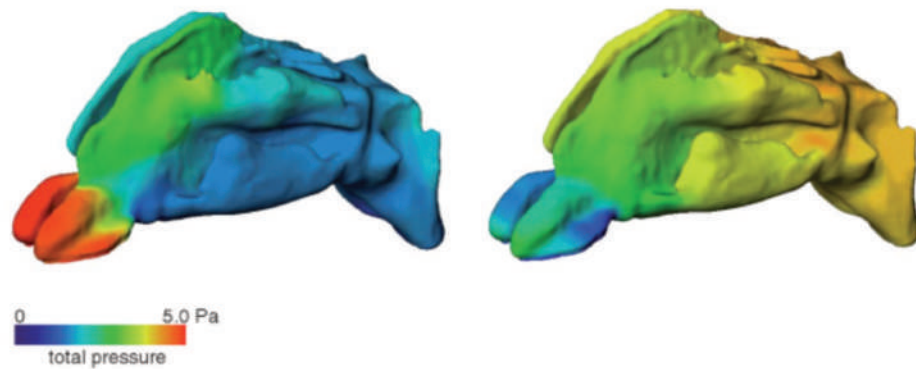


Figure 3.2. Visualisation de la pression totale à la paroi chez un patient pendant l'inspiration et l'expiration. On visualise qu'il existe une chute de la pression totale importante au niveau de l'aire de la valve nasale, confirmant le rôle majeur de cette zone dans la genèse de l'obstruction nasale.

Hildebrandt et al.

- Le Wall shear stress (WSS) (Pa), représentant les forces de friction générées par l'air au contact des murs nasaux (Figure 3.3).

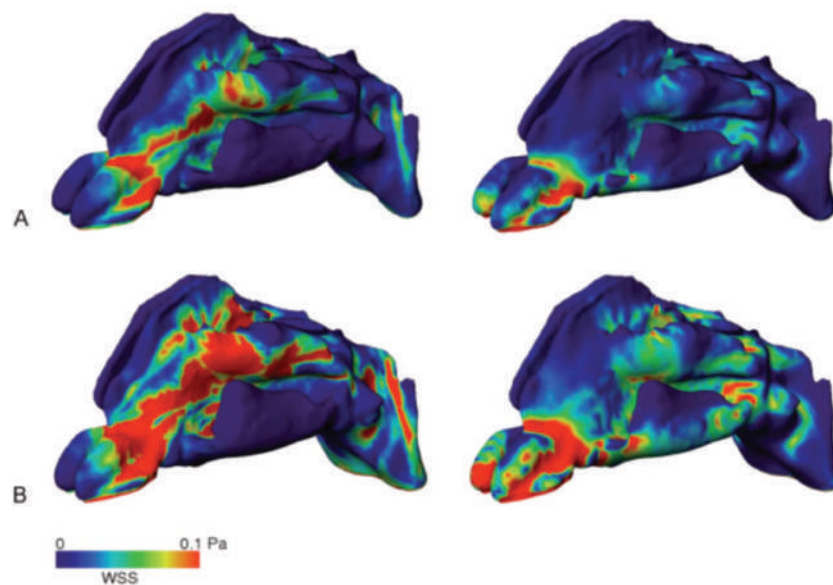


Figure 3.3. Représentation du WSS chez un patient asymptomatique selon Hildebrandt *et al.*, à l'inspiration et à l'expiration, pour un débit standard (A) ou maximal (B). Le maximum de friction est retrouvé au niveau de l'aire de la valve nasale.

- La Vitesse de l'air (m/s) ou sa Vitesse maximale (Vmax),
- Les streamlines, qui permettent de représenter le trajet emprunté par des particules sans masse au sein des fosses nasales. Ces streamlines peuvent être colorées en fonction de la variable voulue (Figure 3.4) (Pression totale, température, vitesse...).

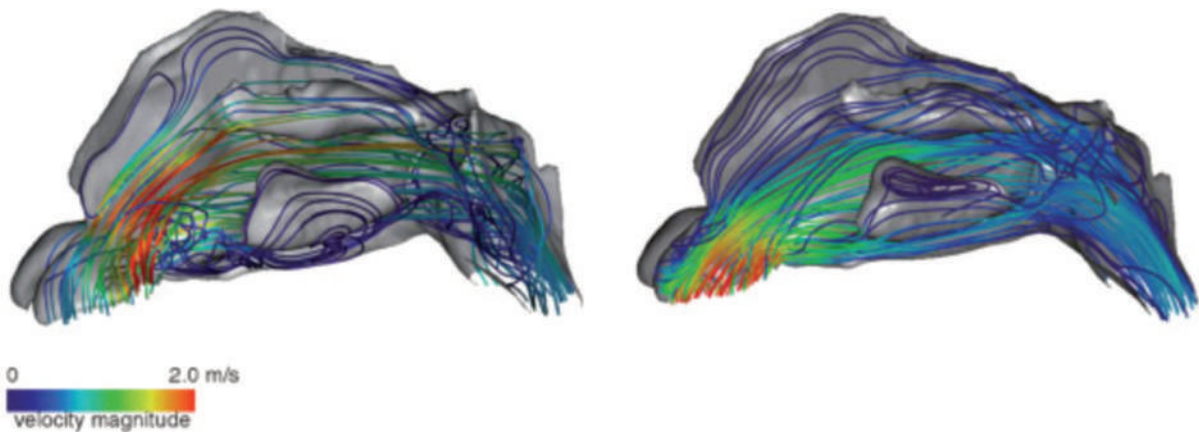


Figure 3.4. Représentation des streamlines selon Hildebrandt *et al.*, colorées en fonction de la vitesse à l'inspiration (gauche) et à l'expiration (droite) chez un patient asymptomatique.

La décision d'analyser tout ou partie de ces variables dépendait du but et du design de l'étude (Tableau 3.2).

Auteurs	Type d'ON	NOSE	VAS	Patients avec ON compares aux patients sans ON	Comparaison avant / après chirurgie
Casey et al. 2017	DS, HCI, CVN	Débit unilatéral * CFD-NR unilatérale(NS) Heat flux total * SAHF50 * Moins d'air au méat moyen *	Débit unilatéral * CFD-NR unilatérale (NS) Heat flux total * SAHF50 * Moins d'air au méat moyen *	Débit unilatéral F * CFD-NR * Heat flux total * SAHF50 *	
Gaberino et al. 2017 (after correction of nasal cycle)	DS, HCI	Débit unilatéral * CDF-NR unilatéral * Heat flux total * SAHF50 *	Débit unilatéral F * CDF-NR unilatéral * Heat flux total * SAHF50 (NS)		CFD-NR Débit unilatéral * Heat flux total * SAHF50 (NS)
Hildebrandt et al. 2013 (no statistical tests)	DS, HCI			↓ D2bit ↑ Chute de pression ↑ CFD-NR	
Kim et al. 2014	DS			↑ Chute de pression * ↑ Vmax * ↑ WSS (valve nasale) *	
Kimbell et al. 2012	DS, HCI, CVN	CDF-NR: correlation modérée	CDF-NR: forte corrélation		
Kimbell et al. 2013	DS, HCI, NVC	Corrélation modérée pour débit unilatéral, CFD-NR, Heat flux total (-0.70 0.48, -0.65, -0.51, respectivement).	Corrélation modérée pour le débit unilatéral nasal, CFD-NR, Heat flux total (0.52, -0.42, 0.46, respectivement)		Débit unilatéral * CFD-NR * Heat flux total * WSS *

Li, Farag, Leach et al. 2017	SNV			↑ Débit unilatéral * ↓ débit dans la région inférieure* ↓ WSS dans la région inférieure *	
Li, Farag, Maza et al. 2017	SNV			↓ CFD-NR * ↓ WSS * ↑ Cross-sectional area* ↑ Débit au meat moyen *	
Liu et al. 2012	DS		CFD-NR V max		
Rhee et al. 2012 (no statistical tests)	DS, HCI, NVC	Débit unilatéral CFD-NR	Débit unilatéral CFD-NR	↓ Débit unilatéral ↑ CFD-NR	
Sullivan et al. 2013	DS, HCI, CVN	Heat fux total * Heat flux en regard de la valve * SAHF50 * Peak HF *	Heat Fux total * Heat en regard de la valve * SAHF50 * Peak HF (NS)		Heat flux total *
Zhao et al. 2013	DS		Peak HF (nasal vestibule) * CFD-NR (NS) Heat flux total (NS)		

Tableau 3.2 Variables CFD analysées par les auteurs. Comparaison des variables CFD avec: - scores NOSE et EVA; - entre patients symptomatiques vs asymptomatiques; - comparaison avant/après chirurgie. Tous les résultats représentent les comparaisons du côté le plus obstrué. * indique une différence ou une corrélation statistiquement significative ($p < 0.05$). NS = Non significatif. Si vide : non analysé.

DS = déviation septale ; HCI = Hypertrophie des cornets inférieurs ; CVN = collapsus de la valve nasale ; SNV : syndrome du nez vide

Corrélation entre les variables CFD et la perception du patient

Débit d'air

Casey *et al.* retrouvaient une forte corrélation entre le débit d'air unilatéral et le questionnaire NOSE ($r=-0.55$, $p=0.0016$) et entre le débit unilatéral et VAS ($r=-0.45$, $p=0.0056$)⁴⁷; Les résultats étaient similaires pour Gaberino *et al.*, mais seulement après correction virtuelle du cycle nasal : avant correction, le débit était corrélé à NOSE ($p = 0.048$) mais pas à VAS (Figure 3.5)³⁸.

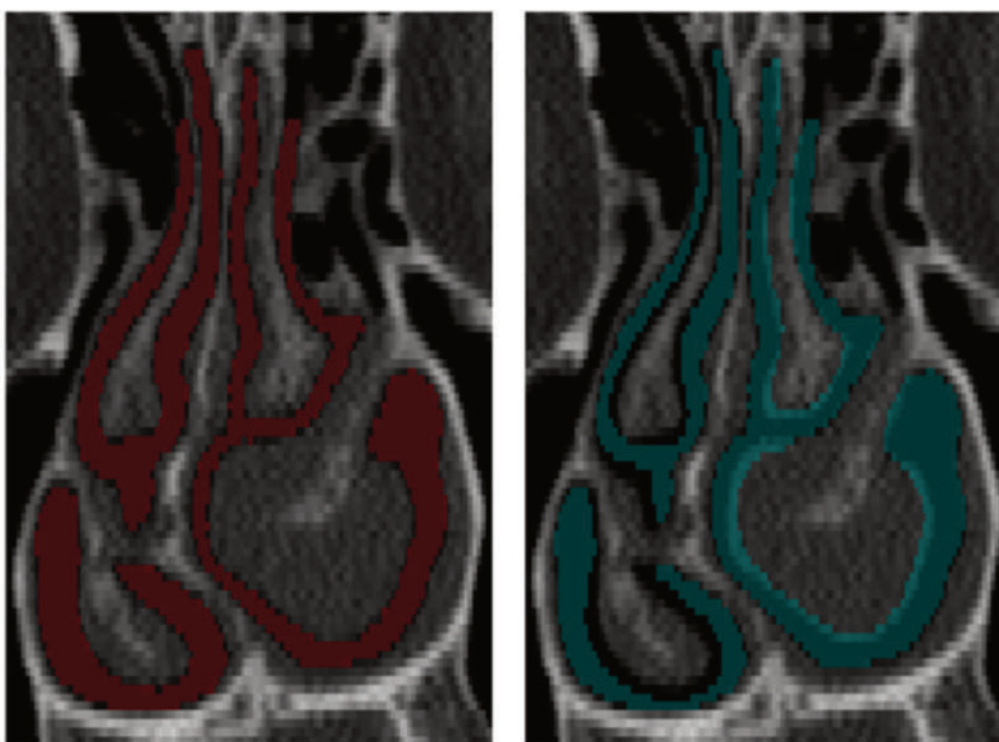


Figure 3.5. Gaberino *et al.* Technique de correction virtuelle du cycle nasal. Le volume des cornets inférieurs est artificiellement diminué.

Kimbell retrouvait une corrélation modérée entre NOSE et le débit d'air¹⁶. Chez des patients améliorés après chirurgie pour ON, plusieurs études retrouvaient une amélioration de le débit d'air du côté initialement obstrué, mais une détérioration du côté controlatéral^{48,55}.

Les résistances nasales font partie des variables les plus analysées dans la littérature, concernant l'ON⁵⁶. Cependant, les auteurs retrouvaient des résultats hétérogènes concernant la comparaison entre les CFD-NR et la sensation d'ON. Casey *et al.* retrouvaient ainsi des CFD-NR plus élevées chez les patients présentant une ON que chez des patients sains ($p=0.0006$)⁴⁷. Cependant, dans leur étude sur 30 individus, (15 individus avec ON et 15 individus sains), aucune corrélation n'a été trouvée entre CFD-NR et NOSE ou l'EVA. En revanche, quand le cycle nasal était corrigé virtuellement, une corrélation apparaissait avec NOSE et l'EVA ($r = 0.55$, $p = 0.005$ and $r = -0.58$, $p = 0.003$, respectivement) pour Gaberino *et al.*³⁸. Kimbell retrouvait que les CFD-NR étaient corrélées avec NOSE et l'EVA (Figure 3.6)¹⁶.

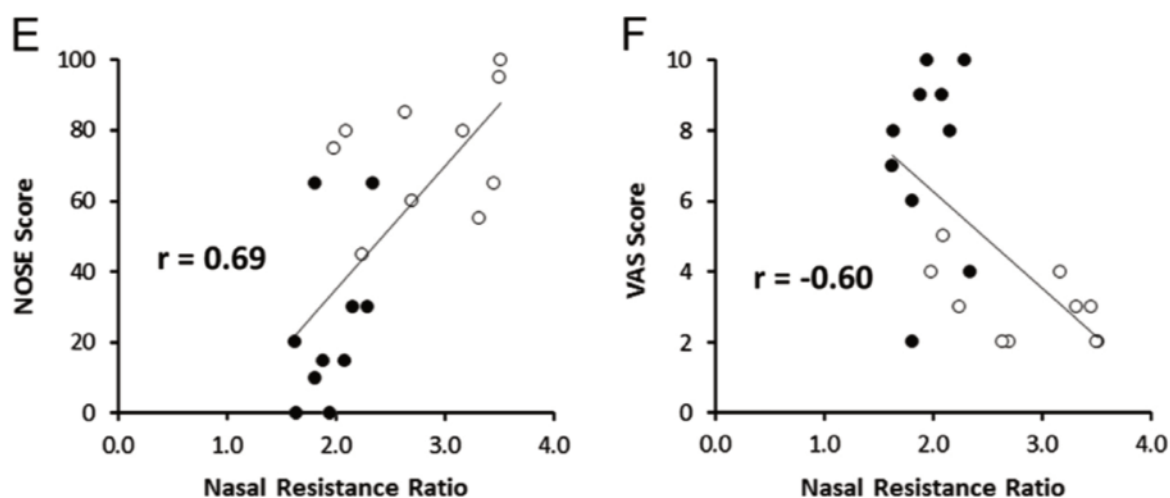


Figure 3.6. Corrélation entre les résistances nasales et les scores NOSE et EVA. On retrouve une bonne corrélation pour les deux selon Kimbell *et al.*

Concernant les mesures objectives, les résistances obtenues par rhinomanométries et les CFD-NR étaient corrélées sans différences statistiquement significatives ($p>0.05$ and $r=0.41$, $p<0.05$)^{51,53}.

L'étude des transferts de chaleur occupe aujourd'hui une place prépondérante dans les analyses CFD dans le nez. Différentes méthodes étaient utilisées pour calculer le heat flux, mais quelle que soit la méthode utilisée, les résultats semblaient correspondre au ressenti du patient. Dans l'étude de Casey *et al.*, NOSE et l'EVA étaient fortement corrélés avec le heat flux total unilatéral ($r=-0.48$, $p=0.0075$ and $r=0.43$, $p=0.0166$, respectivement) et avec SAHF50 ($r=-0.55$, $p=0.0016$ and $r=-0.51$, $p=0.0038$, respectivement)⁴⁷. Sullivan *et al.* retrouvaient aussi que le heat flux et SAHF50 étaient fortement corrélés avec NOSE ($r=0.76$, $p<0.01$) et VAS ($r=0.5$, $p<0.05$) (Figure 3.7) ⁵².

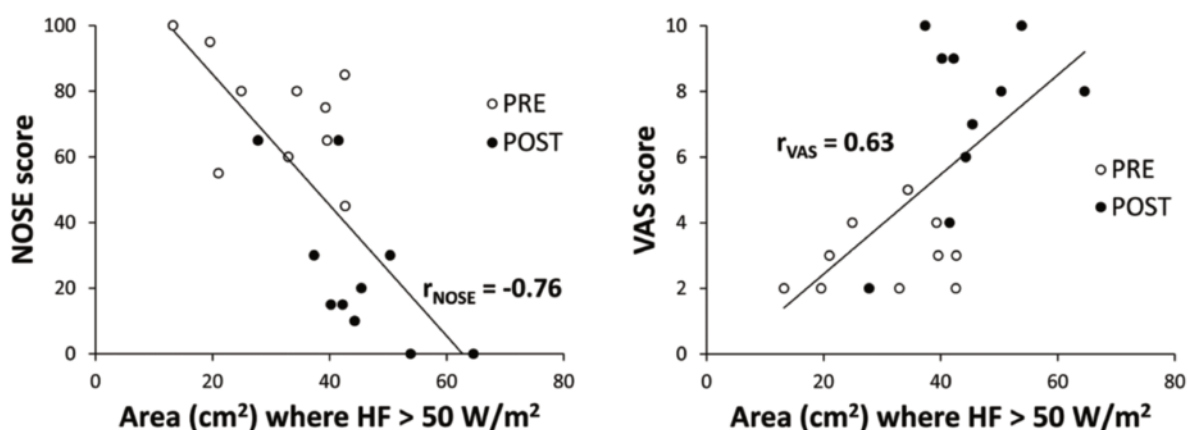


Figure 3.7. Corrélations entre NOSE et l'EVA avec le SAHF50. Les corrélations sont fortes selon

Sullivan *et al.*

Gaberino *et al.* retrouvaient une différence statistiquement significative entre les analyses de heat flux avant et après correction du cycle nasal ($p=0.027$). Dans cette même étude, après correction du cycle nasal, le heat flux était corrélé à NOSE et VAS mais le SAHF50 uniquement à NOSE ³⁸. Pour Zhao *et al.*, seul le heat flux mesuré après la valve nasale était corrélé au ressenti clinique du patient ($r=-0.46$, $p<0.01$) ⁵³.

Kim *et al.* ont comparé 3 patients symptomatiques avec 3 patients asymptomatiques : ils ont aussi trouvé une chute de pression plus importante chez les patients présentant une ON ($p < 0.05$), comme montré ailleurs (Figure 3.8) ^{48,57}.

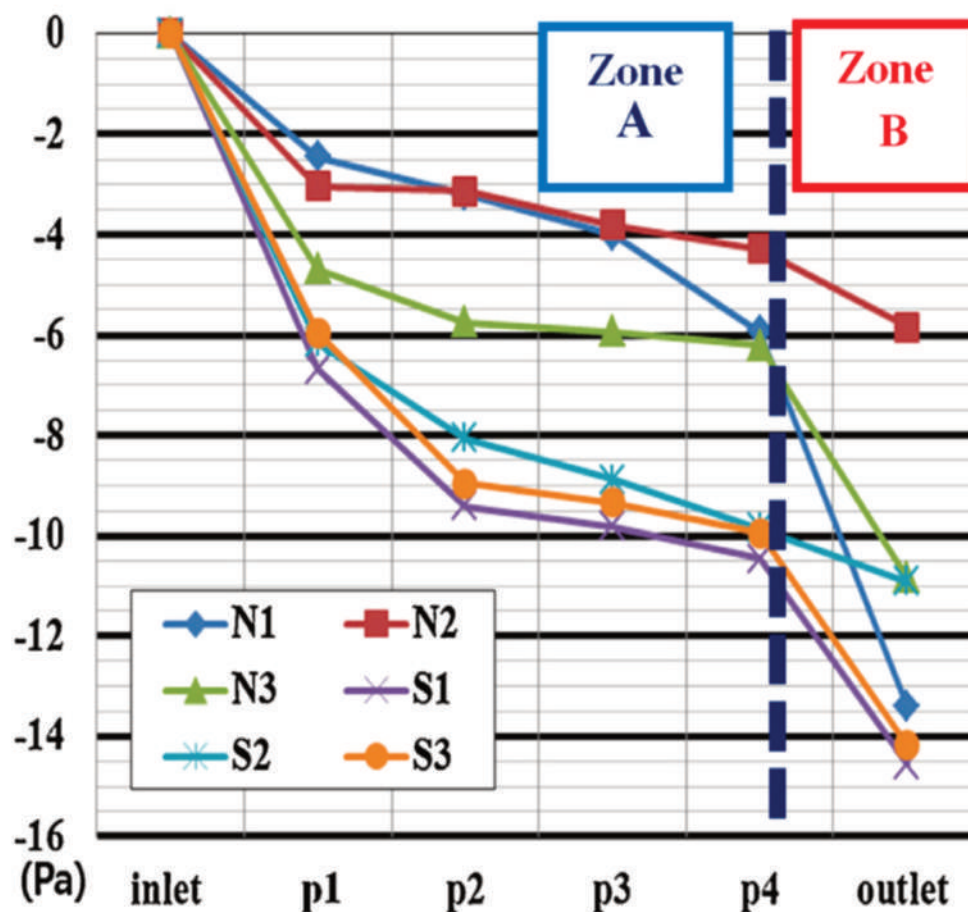


Figure 3.8. Représentation de la pression totale dans 4 coupes (cross sections) à l'inspiration. La zone 1 représente le tiers antérieur du nez. La zone B représente les 2/3 postérieurs du nez. On retrouve chez S1, S2 et S3 (les sujets présentant une ON) une chute plus importante de la pression que chez les patients asymptomatiques (N1, N2, N3). Kim *et al.* 2014

Vitesse maximale (Vmax)

Pour Kim *et al.*, Vmax était plus élevée chez les patients présentant une DS ($p=0.05$) que chez les patients asymptomatiques ⁴⁸. Vmax était aussi corrélée aux constatations anatomiques: quand la déviation était plutôt antérieure, Vmax et la symptomatologie étaient plus élevées qu'en cas de DS postérieure ⁵⁰.

Wall Shear Stress (WSS)

Kimbell *et al.* ont trouvé que le WSS calculé sur le côté le plus obstrué était fortement corrélé avec NOSE ($r=-0.51$) et modérément avec VAS ($r=0.32$)¹⁶. Kim *et al.* rapportaient des valeurs de WSS plus élevées chez les patients symptomatiques par rapport aux patients asymptomatiques (0.564-0.943 Pa vs 0.368–0.461 Pa, $p=0.050$) ⁴⁸. Chez des patients SNV, le WSS était plus bas dans la région inférieure, à cause de l'absence de cornets inférieurs (Figure 3.9) ^{44,49}.

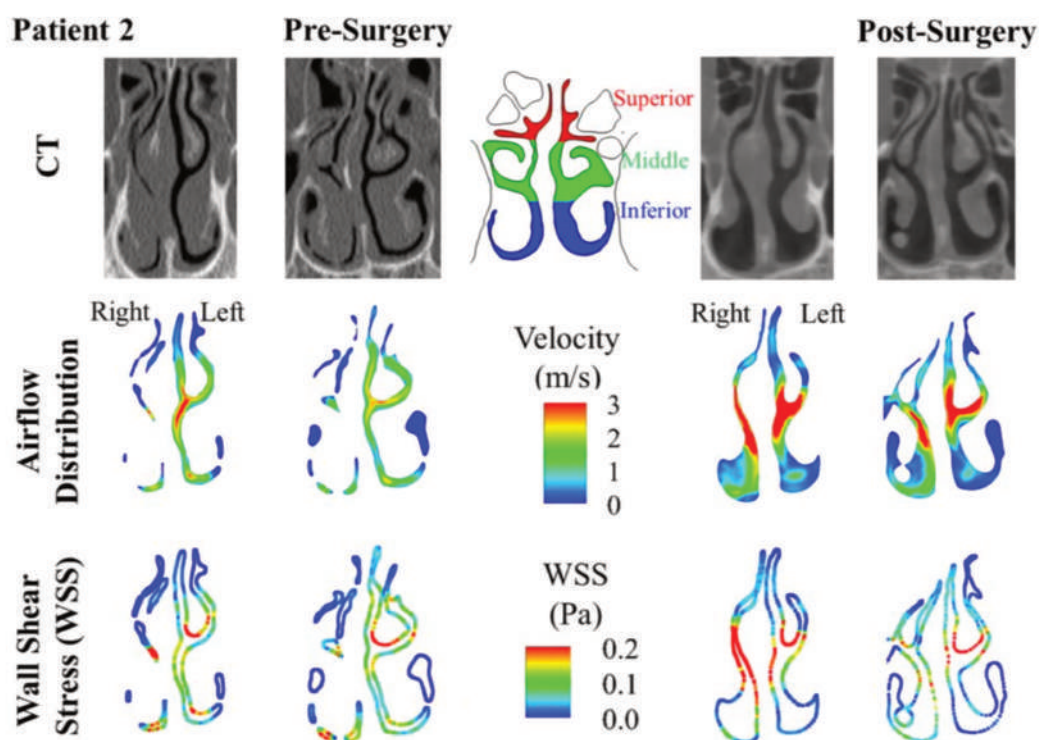


Figure 3.9. Représentation des débits, vitesses et du WSS selon Li *et al.* avant et après chirurgie chez un patient se plaignant d'un syndrome du nez vide. Il est noté une diminution du WSS après chirurgie dans l'aire du cornet inférieur, alors qu'il est augmenté en regard du méat moyen.

Distribution de l'écoulement aérien

Chez les patients avec ON, l'air s'écoulait moins au méat moyen que chez les patients sans ON (31 ± 18 mL/s vs 68 ± 10 mL/s, $p < 0.001$) ; l'écoulement au méat moyen était fortement corrélé à NOSE ($r = -0.76$, $p < 0.001$) et à l'EVA ($r = 0.64$, $p < 0.0001$)⁴⁷. Dans une population plus spécifique de SNV, Li *et al.* ont trouvé un changement inattendu dans l'écoulement de l'air en l'absence de cornet inférieur: ils ont observé une forte diminution de l'écoulement dans la région inférieure et une augmentation au méat moyen ($p < 0.05$) (Figure 3.10)⁴⁹.

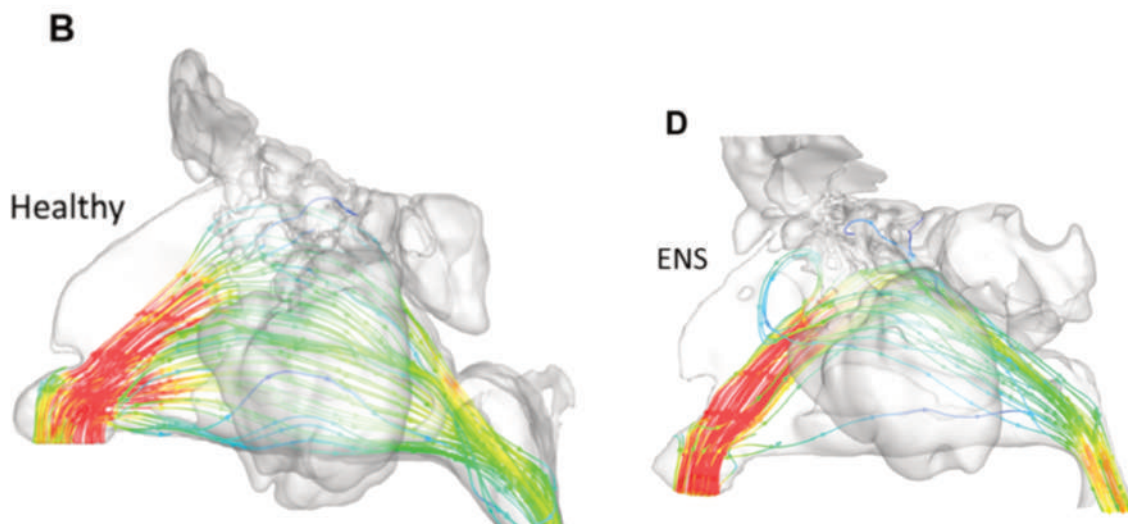


Figure 3.10. Modification de l'écoulement aérien au sein des cavités nasales chez un patient présentant un syndrome du nez vide comparé à un patient sain (Li *et al.* 2017)

3.4. Discussion

Nouveautés

Une des difficultés dans l'analyse des résultats fonctionnels de la chirurgie nasale est l'objectivité des évaluations recueillies et leur corrélation avec la symptomatologie du patient ⁵⁸. Alors que l'utilisation d'outils d'auto-évaluations reste le gold standard, les résultats des mesures objectives comme la rhinomanométrie sont controversées, car pas toujours corrélées au ressenti du patient ⁵⁹. Le développement et la multiplication des études en CFD devraient permettre d'obtenir des interprétations fiables des variables calculées par cette technique, et corrélées au ressenti des patients. L'avantage de la CFD ne réside pas seulement dans l'analyse de l'écoulement mais aussi dans celle du conditionnement de l'air ⁶⁰. Par exemple, l'étude des transferts de chaleur pourrait prendre une part importante de l'étiopathogénie du symptôme d'ON. Cette approche innovante est très intéressante car les données comme le heat flux ou le WSS ne sont pas évaluables par les examens paracliniques habituellement disponibles.

Résumé des résultats principaux

Les études récentes ont mis en évidence l'intérêt majeur du heat flux en rhinologie ^{38,39,44,47,49,61}. Le heat flux représentant les transferts de chaleur, il peut être assimilé à la sensation de froid ressentie par le patient lors de l'inspiration. Dans les études analysées ici, toutes les données accordent un rôle majeur au heat flux dans la sensation d'ON. Si différentes méthodes de calcul du heat flux sont utilisées (Total heat flux, SAHF50, Peak heat flux), toutes ont montré une corrélation statistiquement significative avec les perceptions des patients ⁵². Cela suggère que l'ON peut être plutôt liée à un manque de sensation de froid plutôt qu'à de grandes résistances nasales. Peut-être que la vérité est une combinaison de ces deux hypothèses.

Concernant les comparaisons entre les perceptions des patients et les CFD-NR, plusieurs études ont retrouvé une meilleure corrélation entre perceptions des patients et résistances nasales quand l'évaluation était unilatérale plutôt que bilatérale ⁶². Ainsi, il est nécessaire de s'intéresser au côté le plus et le moins obstrué, plutôt que d'étudier le débit ou la résistance nasale totale. La principale critique que l'on peut adresser aux questionnaires de qualité de vie est qu'ils ne distinguent pas le côté le plus obstrué, alors que les variables CFD sont en général calculées unilatéralement. On compare alors une perception globale avec une exploration unilatérale. Dans la plupart des études, les auteurs retrouvaient une amélioration significative des valeurs numériques du côté obstrué après chirurgie, mais une détérioration controlatérale était souvent retrouvée, probablement à cause de la médialisation du septum nasal. Cependant, dans ces cas où le rapport entre les fosses nasales s'équilibre, les patients ne se plaignaient pas de problèmes fonctionnels. Il apparaît donc que, dans les plaintes fonctionnelles, il est important de prendre en compte la répartition du débit d'air (Airflow Partitioning), facilement évaluable en CFD. L'analyse des corrélations entre CFD-NR et les perceptions des patients retrouvaient en revanche des résultats hétérogènes. Kimbell *et al.* retrouvaient une

corrélation modérée entre les CFD-NR et NOSE et VAS. Gaberino *et al.* retrouvaient, dans leur population, que seul le débit d'air et NOSE étaient corrélés avant correction virtuelle du cycle nasal. Plusieurs raisons peuvent expliquer ces résultats discordants. Premièrement, la sensation d'ON n'est pas seulement due à une augmentation des résistances nasales. C'est pourquoi les mesures cliniques comme les pressions mesurées en rhinomanométrie ne sont pas toujours corrélées avec la plainte fonctionnelle ^{63,64}. Deuxièmement, il est nécessaire de prêter attention au cycle nasal dans les études CFD, car ce phénomène engendre un facteur confondant majeur (Figure 3.11) ^{38,40,65}.

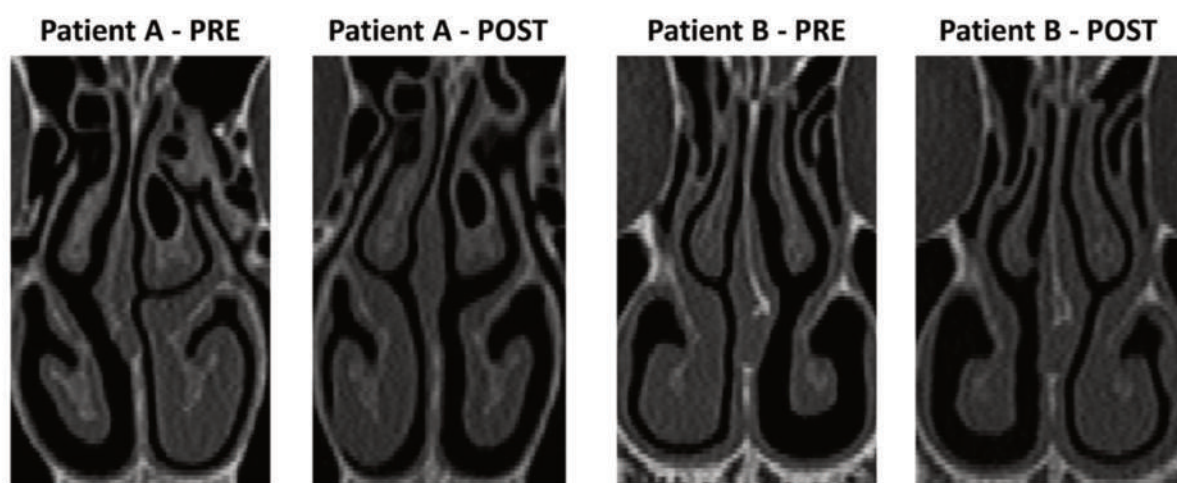


Figure 3.11. Scanner en coupe coronale montrant une variation importante du cycle nasal chez deux patients étudiés par Gaberino *et al.*

Quand des différences importantes de volume sont retrouvées au niveau des cornets inférieurs, par exemple sur un scanner pré et post-opératoire, certains auteurs proposent d'ailleurs une correction virtuelle du volume de ces cornets afin de s'affranchir du cycle nasal. Troisièmement, la déformabilité des tissus n'est actuellement pas prise en compte dans les modèles actuels de CFD. Il est reconnu que dans certains cas, l'ON est dynamique, notamment dans la pathologie de la valve nasale ^{23,66}. La rhinorésistométrie peut aider à documenter ces problèmes dynamiques. Si les obstructions statiques (architecturales) peuvent être aisément explorables en CFD, la simulation d'un collapsus de la valve

à la respiration demeure impossible à ce jour. Ce point est une piste importante pour l'amélioration des modèles CFD.

L'aire de la valve nasale est une zone clé dans la genèse d'une ON, dans laquelle l'analyse des pressions et des vitesses est liée à la sensation d'ON ^{23,48,50,67,68}. La mesure des pressions et des vitesses est facile et devrait être systématiquement réalisée en cas d'étude CFD.

Le WSS représente les forces de friction au passage de l'air sur les murs nasaux. Il augmente donc nécessairement en cas de DS ou de fermeture de la valve nasale et tend vers une valeur nulle en l'absence d'ON ^{49,69,70}. Dans le cas du syndrome du nez vide, l'absence de friction autour du cornet inférieur engendre une sensation paradoxale d'ON. Dans cette population spécifique, on pouvait d'ailleurs retrouver une bonne corrélation entre diminution du WSS et questionnaire ENS6Q. Cependant, même si ces données paraissent intéressantes, il est à noter que le WSS présente une limite majeure dans son interprétation numérique, notamment en cas d'ON totale. En effet, alors que le WSS est normalement augmenté en cas de DS, en cas d'absence totale d'écoulement d'air dû à une DS très importante, le WSS devient nul et donc difficile à corréler statistiquement avec une gêne clinique.

Concernant l'écoulement de l'air, plusieurs auteurs rapportaient une forte corrélation entre la zone d'écoulement à l'intérieur des cavités nasales et la sensation du patient. Ainsi, les patients qui présentaient une diminution du débit d'air au méat moyen avaient plus de gêne fonctionnelle ⁴⁷. Au contraire, dans les syndromes du nez vide, le débit d'air au méat moyen augmentait en l'absence de cornet inférieur ⁴⁹. Ainsi, modifier le passage de l'air au sein des cavités nasales, même sans détérioration des résistances nasales, modifie la perception du patient et peut être à l'origine d'une sensation d'obstruction.

Nous n'avons pas trouvé de différences majeures entre NOSE et VAS dans leur corrélation avec la CFD, qui variait en fonction des études. Nous recommandons d'utiliser les deux, ainsi que d'autres questionnaires plus spécifiques en fonction de la pathologie étudiée.

Limites

Comparer des données cliniques et la CFD reste un exercice difficile. Pour cela les auteurs ont plusieurs options : ils peuvent soit comparer des sujets sains à des sujets pathologiques (par exemple une population avec SD et l'autre sans), ou comparer le même patient avant/après chirurgie. Ils peuvent aussi comparer des données d'examens paracliniques avec les variables CFD. Plusieurs raisons peuvent expliquer pourquoi réaliser de telles études sur de larges populations est difficile. Premièrement, la réalisation de scanners post opératoires permettant de comparer des situations avant/après n'est pas toujours justifiée, et l'approbation d'un comité d'Éthique local sera nécessaire, cette procédure exposant le patient à une irradiation supplémentaire. Par ailleurs, les temps de calculs sont encore très longs et nécessitent souvent la présence d'un Ingénieur Informatique capable d'utiliser ces outils complexes. De nouveaux logiciels font leur apparition et semblent plus faciles à utiliser, bien que notre équipe n'ait pas l'expérience de leur utilisation.

Biais potentiels de la revue

Parmi les études analysées, une n'incluait pas d'évaluation validée de l'ON mais reportait simplement une différence clinique entre les groupes de patients ⁴⁸. Cependant, au vu du nombre d'études présentes dans la littérature, nous avons choisi d'intégrer toutes celles faisant état d'une perception clinique. Dans certains cas, des corrélations semblent être présentes bien que leur significativité statistique ne soit pas satisfaisante, en raison du faible nombre d'individus inclus. Il est donc nécessaire de mener d'autres études sur des populations plus importantes.

Implication pour la recherche

Au final, en cas d'ON, toutes les études montrent une augmentation des CFD-NR et une diminution des débits d'air, comme les tests paracliniques usuels. Cependant, ces CFD-NR ne sont pas toujours corrélées aux perceptions des patients. D'un autre côté, mesurer le heat flux, quelle que soit sa forme, semble très prometteur. L'analyse des vitesses et du WSS est possible en l'absence d'ON totale. Concernant le syndrome du nez vide, les sensations paradoxales perçues par les patients sont corrélées à une augmentation du débit d'air et une diminution des résistances mais aussi avec une réduction des échanges thermiques et des frictions, comme le montrent les études du heat flux et du WSS.

3.5. Conclusion

Le nombre croissant d'études en CFD concernant le nez aide à mieux comprendre la physiologie nasale et l'ON. L'interprétation clinique de variables précédemment inconnues, comme le heat flux ou le WSS, ouvre de nouveaux horizons dans notre connaissance de cette pathologie. Le heat flux est la variable qui semble être la plus corrélée au ressenti du patient. D'autres études sur de plus larges cohortes sont à réaliser pour conforter ces données.

Received: 5 December 2018 | Revised: 15 May 2019 | Accepted: 19 June 2019

DOI: 10.1111/coa.13396

ORIGINAL ARTICLE

WILEY

Functional relevance of computational fluid dynamics in the field of nasal obstruction: A literature review

Thomas Radulesco^{1,2}  | Lionel Meister² | Gilles Bouchet² | Jérôme Giordano² | Patrick Dessi¹ | Pierre Perrier² | Justin Michel^{1,2}

¹Department of Oto-Rhino-Laryngology and Head and Neck Surgery, APHM, La Conception University Hospital, Marseille, France

²IUSTI, Aix-Marseille University, Marseille, Cedex, France

Correspondence

Thomas Radulesco, Department of Oto-Rhino-Laryngology and Head and Neck Surgery, La Conception University Hospital, 147 Bd Baille, 13005 Marseille, France. Email: thomas.radulesco@ap-hm.fr; thomas.radulesco@gmail.com

Abstract

Background: Nasal airway obstruction (nasal obstruction) is a common symptom affecting the quality of life of patients. It can be estimated by patient perception or physical measurements. Computational fluid dynamics (CFD) can be used to analyse nasal ventilation modalities. There is a lack of comparative studies investigating the correlations between CFD variables and patient perception or physical measurements.

Objective of the review: Our goal was to define correlations between CFD variables and patient perception and physical measurements. We also aimed to identify the most reliable CFD variable (heat flux, WSS, total pressure, temperature...) characterising nasal breathing perception.

Type of review: Systematic literature review using PRISMA guidelines.

Search strategy: The selected studies were obtained from the US National Library of Medicine (PubMed) online database, MEDLINE (Ovid), Google Scholar and the Cochrane Library using a combination of MeSH terms (nose, paranasal sinus, fluid dynamics, rhinology) and non-MeSH terms (CFD, nasal airway, nasal airflow, numerical, nasal symptoms). Studies that did not incorporate objective or subjective clinical assessment were excluded.

Evaluation method: We compared all results obtained by authors regarding CFD variables and assessment of nasal airway obstruction (clinical or physical).

Results: To compare nasal obstruction with CFD variables, most authors use CFD-calculated nasal resistances, airflow, heat flux, wall shear stress, total pressure, velocities and streamlines. We found that heat flux appears to be the CFD variable most closely correlated with patient perception. Total pressure, wall shear stress and velocities are also useful and show good correlations. Correlations between CFD-calculated nasal resistances and patient perception are stronger after correction of the nasal cycle.

Conclusions: The growing number of CFD studies on the nose has led to a better understanding of nasal obstruction. The clinical interpretation of previously unknown data, such as WSS and heat flux, is opening up new horizons in the understanding of this symptom. Heat fluxes are among the best CFD values correlated with patient perception. More studies need to be performed including temperature and humidity exchanges.

1 | INTRODUCTION

Nasal airway obstruction is a common symptom affecting patient quality of life.¹ It may involve different aetiologies including septal deviations, nasal valve collapse or inferior turbinal hypertrophy.² To date, the evaluation of nasal obstruction has been subjective, through self-questionnaires (NOSE, SNOT 22) and/or the visual analog scale (VAS), or has been performed using various physical tests such as rhinomanometry and peak nasal inspiratory flow (PNIF).³⁻⁵

The use of fluid dynamics to simulate airflow in the nasal cavity was widely adopted during the 2000s. Computational fluid dynamics (CFD) consists in analysing fluid flows, or their effect, by numerical solution of equations governing fluids. Applied to nasal cavities, CFD is designed to produce accurate models of airflow and air-conditioning. The CFD process includes the importation of DICOM data (most often from CT scans), three-dimensional modelisation and definition of boundary conditions. Boundary conditions define the inputs of the simulation model (ie pressure, air and wall temperature), thus allowing nasal breathing to be simulated. In this way, CFD offers practitioners a new tool for nasal ventilation analysis.

Over the past 10 years, many studies have been published focusing on CFD in the nasal airway.^{6,7} Computational fluid dynamics has enabled a better understanding of nasal physiology, computing well-known variables such as nasal airflow and nasal resistances, as well as new variables, for example, heat flux, which represents heat transfers between air and nasal mucosa, or wall shear stress (WSS), which measures friction between the fluid and the wall. These variables are not currently in use in the medical field or in clinical routine.^{8,9}

As a new tool, CFD is confronted by existing gold standards in the field of nasal obstruction assessment. However, to date, it remains unclear how CFD variables can be correlated with patient perception or with physical measurements carried out in clinical routine.¹⁰ The correlation between clinical evaluation of nasal breathing and CFD is a key to improving interpretation of the latter. In the published literature, there is a dearth of comparative studies analysing correlations between patient nasal breathing perception and CFD, as reported by Leite et al in their recent literature review.^{11,12}

We conducted a literature review of CFD studies regarding the nasal airway, focusing on articles comparing clinical data with CFD. The goal was to define correlations between CFD variable and patient nasal obstruction perception or physical measurements. We also aimed to identify the most reliable CFD variable (heat flux, WSS, total pressure, temperature...) characterising nasal obstruction.

2 | METHODS

2.1 | Selection of studies

The literature review was performed according to PRISMA guidelines.¹³ The selected studies were obtained from the US National Library of Medicine (PubMed) online database, MEDLINE (Ovid), Google Scholar and Cochrane Library using a combination of MeSH

Keypoints

- Computational fluid dynamics (CFD) consists in studying fluid flows, or their effect, by numerical solution of equations governing fluids. It can be used to study nasal ventilation modalities.
- The correlation between clinical evaluation of nasal breathing and CFD is a key to improving the interpretation of the latter. In the published literature, there is a lack of comparative studies analysing correlations between patient nasal breathing perception and CFD.
- Heat flux appears to be the best CFD variable correlated with patient perception. Total pressure, wall shear stress and velocities are also useful and show good correlations.
- CFD-calculated nasal resistances are heterogeneously correlated with patient impairment.
- CFD must integrate new types of variable such as hygrometry, which measures the humidity in the atmosphere, or take into account variations of nasal mucosal temperature according to inspiration or expiration.

terms (nose, paranasal sinus, fluid dynamics, rhinology) and non-MeSH terms (CFD, nasal airway, nasal airflow, numerical, nasal symptoms). Studies that did not incorporate more than 5 subjects and objective or subjective clinical assessment were excluded.

Ranges of Pearson correlation between clinical assessment and CFD variables were considered perfect if $|r| = 1$, very strong if $|r| > 0.8$, strong if $0.5 > |r| > 0.8$, moderate if $0.2 > |r| > 0.5$, low if $|r| < 0.2$ and null if $r = 0$.

3 | RESULTS

3.1 | Article selection

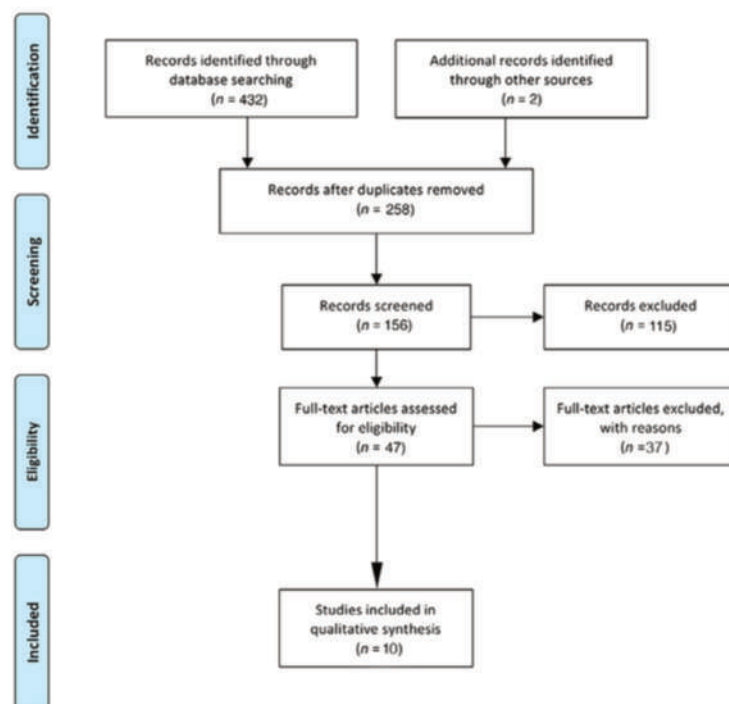
Table 1 lists all selected studies and their assessment method for clinical evaluation of nasal obstruction. Of the 258 articles selected, 47 dealt with CFD and nasal airway. Ten out of 47 included CFD and subjective or objective nasal obstruction clinical measurements data (Figure 1). The present review summarised the correlation between clinical assessment of nasal obstruction and CFD results. No time filter was used on included studies.

3.2 | Nasal airway obstruction: clinical assessment

Clinical assessment of nasal obstruction can be performed using many tools. For subjective assessment, most authors used the NOSE (Nasal Obstruction Symptom Evaluation) questionnaire and/or the VAS scale.^{14,15} The NOSE questionnaire is a disease-specific quality-of-life instrument for nasal obstruction that has been validated in the literature.^{16,17} Other authors used the SNOT-22 questionnaire or

TABLE 1 Clinical assessment of NAO in the 10 published studies included in this review

Article	Number of patients	Type of patient	Clinical evaluation of NAO	
			Subjective	Objective
Casey et al ²¹	30	Anatomic nasal obstruction (deviated septum, turbinate hypertrophy or nasal valve dysfunction) versus healthy subjects	NOSE/ VAS	/
Gaberino et al ²²	12	Anatomic nasal obstruction (deviated septum, turbinate hypertrophy) with significant nasal cycle	NOSE/ VAS	/
Kim et al ²⁴	6	Patients with nasal obstruction versus healthy subject	Clinical data	/
Kimbell et al ⁸	10	Anatomic nasal obstruction (deviated septum ± turbinate hypertrophy)	NOSE/ VAS	/
Li, Farag, Leach et al ³⁰	28	Empty nose syndrome versus healthy subject	NOSE/ SNOT-22/ ENS6Q	Rhinomanometry/ Acoustic rhinometry
Li, Farag, Maza et al ³¹	69	Empty nose syndrome versus healthy subject	NOSE/ SNOT-22/ ENS6Q	/
Liu et al ²⁹	19	Anatomic nasal obstruction (deviated septum) versus healthy subject	VAS	/
Lu et al ²⁷	10	Healthy subjects	/	Rhinomanometry/ Acoustic rhinometry
Sullivan et al ²⁷	10	Anatomic nasal obstruction (deviated septum, turbinate hypertrophy or nasal valve dysfunction)	NOSE/ VAS	/
Zhao et al ²⁶	22	Healthy subject	VAS	Rhinomanometry

FIGURE 1 PRISMA flow diagram

more specific surveys such as the ENS6Q questionnaire for empty nose syndrome (ENS) patients.^{18,19}

Among the physical tests, the most frequently used tool remains rhinomanometry, which measures pressure and flow through the nose during normal inspiration and expiration.⁴ Acoustic rhinometry

measures the cross-sectional area and length of the nose and the nasal cavity by means of acoustic reflections. It can be correlated with minimal cross-sectional area (MCAs) and is also used for functional assessment, although it is in fact a morphological examination.²⁰ We found no study related to PNIF.

3.3 | CFD calculations

The main data measured using CFD were as follows:

- Airflow (uni- or bilateral, in mL/s), and airflow partitioning (%) corresponding to the balance between obstructed and non-obstructed nasal fossae.
- Nasal resistance (CFD-NR) to uni- or bilateral inspiration and expiration, (sPa/mL): Nasal resistances were expressed as $R = \frac{\Delta P}{V}$, where ΔP is the pressure differential between the nostril and the rhinopharynx and V is the airflow rate.
- Heat transfer (measure of the heat loss from the nasal mucosa to the inspired air) can be studied by:
 - o Total heat flux (W/m^2), calculated as the rate of heat loss from the nasal mucosa to inspired air between entry of the nostrils and the choana, divided by the corresponding surface area.
 - o SAHF50, that is, the surface area where heat flux $>50 W/m^2$.
 - o Peak heat flux defined as the value above which only $1 cm^2$ of mucosa is exposed.
- Total pressure (Pa), that is, the measure of total energy of the air-stream, is equal to static pressure plus velocity pressure.
- Wall shear stress (WSS) (Pa), that is, a friction force generated when moving air enters into contact with the nasal walls.
- Air velocity (m/s) and maximal velocity (V_{max}), that is, the distance travelled per unit of time.

Streamlines corresponding to intranasal airflow distribution and allowing airflow visualisation (Video S1).

3.4 | Correlation between CFD and clinical assessment

3.4.1 | Airflow

Casey et al²¹ found strong correlations between unilateral nasal airflow and NOSE ($r = -0.55$, $P = 0.0016$) and moderate correlations between unilateral nasal airflow and VAS ($r = -0.49$, $P = 0.0056$). For Gaberino et al,²² correlations with NOSE and VAS were strong after virtual correction of the nasal cycle ($r = -0.61$, $P = 0.002$ and $r = 0.56$, $P = 0.04$, respectively). Before virtual correction, airflow was moderately correlated with NOSE ($r = -0.41$, $P = 0.048$) but not significantly correlated with VAS. Kimbell reported a strong correlation between NOSE and airflow ($r = -0.70$).⁸ In patients improved after surgery for nasal obstruction, several studies found improved airflow on the narrow side and deteriorated airflow on the non-narrow side after surgery.^{8,23,24}

3.4.2 | CFD-calculated nasal resistances

Nasal resistances are among the most analysed data in the literature concerning nasal obstruction.²⁵ Authors found heterogeneous results for correlations between CFD-calculated nasal resistances (CFD-NR) and nasal airflow sensation. Casey et al

found statistically significant higher CFD-NR in patients complaining of nasal obstruction compared to patients without nasal obstruction ($P = 0.0006$).²¹ However, in their study on 30 individuals (15 patients with nasal obstruction and 15 without), no correlation was found between CFD-NR and NOSE or VAS. Before virtual correction of the nasal cycle, Gaberino et al found no correlation between CFD-NR and NOSE or VAS. However, after virtual correction of the nasal cycle, CFD-NR was strongly correlated with NOSE and VAS ($r = 0.55$, $P = 0.005$ and $r = -0.58$, $P = 0.003$, respectively).²² Kimbell et al⁸ found a moderate correlation between CFD-NR and both NOSE and VAS ($r = 0.48$ and $r = -0.42$, respectively).

Regarding comparison between rhinomanometry and CFD-NR, Zhao et al²⁶ found a moderate correlation ($r = 0.41$, $P < 0.05$). Lu et al²⁷ found no significant differences between rhinomanometry and CFD-NR, but correlations were not evaluated ($P > 0.05$).

3.4.3 | Heat transfer: total heat flux, SAHF50, peak heat flux

Heat flux analysis now occupies a major place in CFD applied to nasal obstruction. Different methods are available to calculate heat transfer, and results seem to correlate well with patient perception, whatever the method used. In Casey's study, NOSE and VAS were moderately correlated with total unilateral heat flux ($r = -0.48$, $P = 0.0075$ and $r = 0.43$, $P = 0.0166$, respectively) and strongly with SAHF50 ($r = -0.55$, $P = 0.0016$ and $r = -0.51$, $P = 0.0038$, respectively).²¹ Sullivan et al reported that, among all heat flux measures, SAHF50 had the best correlation with NOSE ($r = -0.76$, $P < 0.0001$) and VAS ($r = 0.63$, $P = 0.002$).²⁷ Gaberino et al found a statistically significant difference between pre- and postoperative analyses for heat flux ($P = 0.027$). In their study, after correction of the nasal cycle, heat flux was strongly correlated with NOSE and VAS ($r = -0.51$ and $r = 0.51$, respectively, $P = 0.011$) but SAHF50 was only moderately correlated with NOSE ($r = -0.43$, $P = 0.34$).²¹ For Zhao et al,²⁶ only peak nasal mucosal heat loss posterior to the nasal valve was moderately correlated with VAS score ($r = -0.46$, $P < 0.01$).

3.4.4 | Pressure

Kim et al²⁴ compared three symptomatic patients with three asymptomatic patients. They also found a greater pressure drop in patients with nasal obstruction ($P < 0.05$). The pressure distribution led this author to conclude that the nasal valve is a key zone for nasal obstruction, as shown elsewhere.²⁸

3.4.5 | Maximum velocity

For Kim et al,²⁴ Maximum velocity (V_{max}) was higher in patients with septal deviation ($P = 0.05$). V_{max} was also correlated with anatomical findings: when the septal deviation was caudal, V_{max} and symptoms were higher than in posterior septal deviation.²⁹

TABLE 2 The table reports all CFD-calculated values

Authors	Type of obstruction	NOSE	VAS	Patients with NAO compared to patients without NAO	Before/ after surgery comparison
Casey et al ²¹	SD, ITH, NVC	Unilateral nasal AF *	Unilateral nasal AF *	Unilateral nasal AF *	
		Unilateral nasal CFD-NR (NS)	Unilateral nasal CFD-NR (NS)	CFD-NR *	
		Total HF *	Total HF *	Total HF *	
		SAHF50 *	SAHF50 *	SAHF50 *	
Gaberino et al ²² (after correction of nasal cycle)	SD, ITH	Less air in middle pathway *	Less air in middle pathway *		
		Unilateral nasal AF *	Unilateral nasal AF *		CFD-NR
		Unilateral nasal CFD-NR *	Unilateral nasal CFD-NR *		Unilateral nasal AF *
		Total HF *	Total HF *		Total HF *
Kim et al ²⁴ 2014	SD	SAHF50 *	SAHF50 (NS)		SAHF50 (NS)
				↑ Pressure drop *	
				↑ Vmax *	
				↑ WSS in nasal valve area *	
Kimbell et al ⁸	SD, ITH, NVC	Moderate correlation for unilateral nasal AF, CFD-NR, Total HF (-0.70 0.48, -0.65, -0.51, respectively)	Moderate correlation for unilateral nasal AF, CFD-NR, Total HF (0.52, -0.42, 0.46, respectively)		Unilateral nasal AF *
					CFD-NR *
					Total HF *
					WSS *
Li, Farag, Leach et al ³⁰	ENS			↑ Unilateral nasal AF *	
				↓ AF in inferior region *	
				↓ WSS in inferior region *	
Li, Farag, Maza et al ²¹	ENS			↓ CFD-NR *	
				↓ WSS *	
				↑ Cross-sectional area *	
				↑ AF in middle region *	
Liu et al ²⁹	SD		CFD-NR (no value)		
			V max (no value)		
Sullivan et al ³⁷	SD, ITH, NVC	Heat transfer rate across entire obstructed cavity *	Heat transfer rate across entire obstructed cavity *		Total HF *
		Heat transfer rate across vestibule on obstructed side *	Heat transfer rate across vestibule on obstructed side *		
		SAHF50 *	SAHF50 *		
		Peak HF *	Peak HF (NS)		

(Continues)

TABLE 2 (Continued)

Authors	Type of obstruction	NOSE	VAS	Patients with NAO compared to patients without NAO	Before/after surgery comparison
Zhao et al ²⁶	SD		Peak HF (nasal vestibule) * CFD-NR (NS) Total HF (NS)		

Notes: Comparison between CFD and: - NOSE and VAS scores; - symptomatic and non-symptomatic patients; - pre- vs postoperative situations.

All results are presented for the most obstructed side.

Bold and * indicates a statistically significant correlation or difference ($P < 0.05$).

NS = non-significant test. If empty, not analysed.

Abbreviations: NVC, nasal valve collapse; ITH, inferior turbinate hypertrophy; SD, septal deviation.

3.4.6 | Wall shear stress

Kimbell et al⁸ found that wall shear stress (WSS) calculated on the obstructed side was strongly correlated with NOSE ($r = -0.51$) and moderately with VAS ($r = 0.32$). Kim et al²⁴ reported higher shear stress values in symptomatic patients than in asymptomatic patients (0.564-0.943 Pa vs 0.368-0.461 Pa, $P = 0.050$). In patients with nasal airway obstruction due to ENS, WSS was lower in the inferior region, due to absence of inferior turbinates.^{30,31}

3.4.7 | Intranasal airflow distribution

Regarding the nasal airway, in patients with nasal obstruction, middle pathway airflow was lower than in individuals without nasal obstruction (31 ± 18 mL/s vs 68 ± 10 mL/s, $P < 0.001$); middle pathway airflow was strongly correlated with NOSE ($r = -0.76$, $P < 0.001$) and VAS scores ($r = 0.64$, $P < 0.0001$).²¹ In a more specific population of ENS patients, Li et al³¹ found an unexpected change in airflow when the inferior turbinate was missing: they observed a strong diminution of airflow in the inferior region and an augmentation of airflow in the middle region ($P < 0.05$).

4 | DISCUSSION

4.1 | Synopsis of new findings

One of the difficulties regarding outcomes of aesthetic and/or functional surgery is the objectivity of the evaluations carried out and their correlation with patient perception.³² While self-evaluation using quality-of-life questionnaires remains the gold standard, results of objective measurements such as rhinomanometry remain controversial.³³ CFD offers a new method for evaluating nasal airflow that shows an interesting correlation with current patient-reported outcomes. The advantage of CFD lies not only in the airflow analysis it provides but also in airflow conditioning.³⁴ This innovative approach is very useful since data such as heat flux are not measurable by conventional investigations.

4.2 | Summary of main results

Recent studies evidenced the great interest shown in heat flux in rhinology.^{21,22,30,31,35,36} Heat flux could be likened to the feeling of cold felt by the patient during inspiration. In the studies reviewed, all data allocated a major role to heat flux in the genesis of nasal obstruction perception (Table 2). Different versions of heat flux can be used (total heat flux, SAHF50, peak heat flux), each of which has shown a statistically significant correlation with patient perception.³⁷ This suggests that nasal obstruction is related to a lack of cooling effect rather than to high nasal resistance. Perhaps, after all, the truth lies in a combination of both.³⁴

Regarding comparisons between patient perception and nasal resistances, several authors concurred that unilateral evaluation

is more reliable than bilateral evaluation.³⁸ Consequently, it is necessary to focus on narrow side and non-narrow side rather than on total airflow or total nasal resistance.²² The main criticism that can be directed at questionnaires (except the VAS scale) is that they do not lateralise the more obstructed side, whereas CFD data focus most often on unilateral exploration. We therefore compare overall perception with unilateral analyses. In most studies, there was a significant improvement after surgery on the narrow side although contralateral deterioration was often found (due to medialisation of the nasal septum), while patients did not report nasal impairment. Therefore, it appears important to take into account the balance of airflow partitioning. Analysis of correlations between CFD-NR and patient perception reveals heterogeneous results. Many reasons can account for these discrepancies. Firstly, the sensation of nasal obstruction is not only due to an increase in nasal resistances. This is why clinical measurements such as rhinomanometry are discussed.^{39,40} Secondly, it is necessary to pay close attention to the nasal cycle in CFD studies as this can constitute a confounding factor.^{22,41,42} Thirdly, tissue compliance is currently not considered in CFD studies, which assumes only rigid walls. It is acknowledged that nasal obstruction problems due to the nasal valve may be either static or dynamic.^{43,44} If static (architectural), problems can be efficiently explored using CFD: simulation of a nasal valve collapse appearing during breathing would entail modelling deformable walls according to the airflow.

The nasal valve area is key in the perception of nasal obstruction, in which pressure and velocity analyses are linked to nasal obstruction perception.^{24,29,43,45,46} Measuring pressures and velocities is not difficult and should be systematically undertaken when performing CFD.

Wall shear stress increases in cases of septal deviation or nasal valve collapse and diminishes to minimum value in the absence of obstruction.^{24,31,47} However, while the above-mentioned results seem interesting, WSS suffers from a major limitation in as far as it is invalid in the presence of total nasal obstruction. Indeed, when there is septal deformation, findings are generally increased, whereas, in the absence of airflow, WSS is null and therefore difficult to correlate with clinical discomfort.

Concerning intranasal airflow distribution, several authors reported a strong correlation between the patient's obstruction and the path taken by the air inside the nasal cavity: patients with a decreased flow at the middle meatus appeared more uncomfortable.²¹ Conversely, in ENS patients, the flow in the middle meatus increases.^{31,45} Thus, modifying the passage of air through the nasal cavity, even without deterioration of nasal resistance, changes patient perception and can trigger nasal obstruction perception.

We found no major difference between NOSE and VAS in their correlation with CFD, their degree of correlation varying according to the different studies. We recommend using both, as well as more targeted questionnaires such as the ENS6Q for ENS.

4.3 | Limitations

Comparing clinical data with CFD remains a difficult exercise. To do so, however, authors have several options: they can either compare healthy and pathological subjects or compare the same patient before and after surgery. Alternatively, they can compare clinical tests with CFD. There are many reasons why such studies are still difficult to perform on large populations of subjects. Firstly, postoperative CT scans are not always justified since CT scans expose patients to additional radiation. Moreover, calculation and implementation times are still long and often require the presence of an IT specialist as the currently available software is not user-friendly for surgeons. Recent software appears to be easier to use, including automatic generation of the nasal geometry and computational mesh in the nasal cavity.⁴⁶ The software can perform CFD in the nasal cavity (solving the Navier-Stokes equation) using different boundary conditions, types of airflows (laminar or turbulent) and breathing phases (inspiration or expiration).

4.4 | Potential biases in the review

Of the studies reviewed, one did not include a validated assessment of nasal obstruction but simply reported a difference in clinical impairment between the compared groups.²⁴ However, given the number of studies, we incorporated all those that report patient perception. In some cases, correlations occasionally appear to be present although their significance remains unconfirmed by a satisfactory statistical test due to the small number of patients included. It is essential therefore to conduct further studies on larger populations of patients.

4.5 | Implication for research

In future, we must be able to perform more frequent inspiratory and expiratory simulations based on normal breathing (and not on a constant incoming airflow). This is essential to allow deformation of nasal walls, which play a major role in nasal valve collapse, and in order to integrate new types of data such as hygrometry to measure the humidity in the atmosphere and to vary the temperature of the nasal mucosa according to inspiration or expiration. This will help generate more reliable extrapolation of CFD results. Application of CFD protocols to clinical cases of nasal obstruction will help define the best treatment of the disease (surgery, non-invasive or minimally invasive therapy).

5 | CONCLUSION

The growing number of CFD studies involving the nose is helping to improve our understanding of nasal obstruction. The clinical interpretation of previously unknown data, such as WSS and heat flux, is

opening up new horizons in our knowledge regarding this symptom. Heat fluxes are among the most accurate CFD values correlated with patient perception. Further studies on larger cohorts of patients are needed.

CONFLICT OF INTERESTS

None to declare.

ORCID

Thomas Radulesco  <https://orcid.org/0000-0002-5939-5372>

REFERENCES

- Rhee JS, Book DT, Burzynski M, Smith TL. Quality of life assessment in nasal airway obstruction. *The Laryngoscope*. 2003;113:1118-1122.
- Frank-Ito DO, Kimbell JS, Laud P, Garcia GJ, Rhee JS. Predicting postsurgery nasal physiology with computational modeling: current challenges and limitations. *Otolaryngol Head Neck Surg*. 2014;151:751-759.
- Rhee JS, Sullivan CD, Frank DO, Kimbell JS, Garcia G. A systematic review of patient-reported nasal obstruction scores: defining normative and symptomatic ranges in surgical patients. *JAMA Facial Plast Surg*. 2014;16(3):219.
- Vogt K, Wernecke K-D, Behrbohm H, Gubisch W, Argale M. Four-phase rhinomanometry: a multicentric retrospective analysis of 36,563 clinical measurements. *Eur Arch Otorhinolaryngol*. 2016;273:1185-1198.
- Pendolino AL, Nardello E, Lund VJ, et al. Comparison between unilateral PNIF and rhinomanometry in the evaluation of nasal cycle. *Rhinology*. 2018;56:122-126.
- Chen XB, Lee HP, Chong VF, de Wang Y. Numerical simulation of the effects of inferior turbinate surgery on nasal airway heating capacity. *Am J Rhinol Allergy*. 2010;24(5):e118-e122.
- Dayal A, Rhee JS, Garcia GJ. Impact of middle versus inferior total turbinectomy on nasal aerodynamics. *Otolaryngol Head Neck Surg*. 2016;155:518-525.
- Kimbell JS, Frank DO, Laud P, Garcia GJ, Rhee JS. Changes in nasal airflow and heat transfer correlate with symptom improvement after surgery for nasal obstruction. *J Biomech*. 2013;46:2634-2643.
- Rhee JS, Cannon DE, Frank DO, Kimbell JS. Role of virtual surgery in preoperative planning: assessing the individual components of functional nasal airway surgery. *Arch Facial Plast Surg*. 2012;14:354-359.
- Otto BA, Li C, Farag AA, et al. Computational fluid dynamics evaluation of posterior septectomy as a viable treatment option for large septal perforations. *Int Forum Allergy Rhinol*. 2017;7:718-725.
- Leite S, Jain R, Douglas RG. The clinical implications of computerised fluid dynamic modelling in rhinology. *Rhinology*. 2019;57:2-9.
- Shadfar S, Shockley WW, Fleischman GM, et al. Characterization of postoperative changes in nasal airflow using a cadaveric computational fluid dynamics model: supporting the internal nasal valve. *JAMA Facial Plast Surg*. 2014;16:319-327.
- Moher D, Shamseer L, Clarke M, et al. Preferred reporting items for systematic review and meta-analysis protocols (PRISMA-P) 2015 statement. *Syst Rev*. 2015;4:1.
- Floyd EM, Ho S, Patel P, Rosenfeld RM, Gordin E. Systematic review and meta-analysis of studies evaluating functional rhinoplasty outcomes with the NOSE Score. *Otolaryngol Head Neck Surg*. 2017;156:809-815.
- Hsu HC, Tan CD, Chang CW, et al. Evaluation of nasal patency by visual analogue scale/nasal obstruction symptom evaluation questionnaires and anterior active rhinomanometry after septoplasty: a retrospective one-year follow-up cohort study. *Clin Otolaryngol*. 2017;42:53-59.
- Stewart MG, Witsell DL, Smith TL, Weaver EM, Yueh B, Hannley MT. Development and validation of the nasal obstruction symptom evaluation (NOSE) scale. *Otolaryngol Head Neck Surg*. 2004;130:157-163.
- Lipan MJ, Most SP. Development of a severity classification system for subjective nasal obstruction. *JAMA Facial Plast Surg*. 2013;15:358-361.
- Erskine SE, Hopkins C, Clark A, et al. SNOT-22 in a control population. *Clin Otolaryngol*. 2017;42:81-85.
- Velasquez N, Thamboo A, Habib A-R, Huang Z, Nayak JV. The Empty Nose Syndrome 6-Item Questionnaire (ENS6Q): a validated 6-item questionnaire as a diagnostic aid for empty nose syndrome patients. *Int Forum Allergy Rhinol*. 2017;7:64-71.
- Geißler K, Guntinas-Lichius O. Rhinomanometry and acoustic rhinometry. *Laryngorhinootologie*. 2015;94:8-9.
- Casey KP, Borojeni AA, Koenig LJ, Rhee JS, Garcia GJ. Correlation between subjective nasal patency and intranasal airflow distribution. *Otolaryngol Head Neck Surg*. 2017;156:741-750. Epub 2017 Jan 31.
- Gaberino C, Rhee JS, Garcia GJ. Estimates of nasal airflow at the nasal cycle mid-point improve the correlation between objective and subjective measures of nasal patency. *Respir Physiol Neurobiol*. 2017;238:23-32.
- Chen XB, Lee HP, Chong VF, de Wang Y. Assessments of nasal bone fracture effects on nasal airflow: A computational fluid dynamics study. *Am J Rhinol Allergy*. 2011;25:e39-43.
- Kim SK, Heo GE, Seo A, Na Y, Chung SK. Correlation between nasal airflow characteristics and clinical relevance of nasal septal deviation to nasal airway obstruction. *Respir Physiol Neurobiol*. 2014;192:95-101.
- Keeler J, Most SP. Measuring nasal obstruction. *Facial Plast Surg Clin North Am*. 2016;24:315-322.
- Zhao K, Jiang J, Blacker K, et al. Regional peak mucosal cooling predicts the perception of nasal patency. *Laryngoscope*. 2014;124:589-595.
- Lu J, Han D, Zhang L. Accuracy evaluation of a numerical simulation model of nasal airflow. *Acta Otolaryngol*. 2014;134:513-519.
- Naughton JP, Lee AY, Ramos E, Wootton D, Stupak HD. Effect of nasal valve shape on downstream volume, airflow, and pressure drop: importance of the nasal valve revisited. *Ann Otol Rhinol Laryngol*. 2018;127:745-753.
- Liu T, Han D, Wang J, et al. Effects of septal deviation on the airflow characteristics: using computational fluid dynamics models. *Acta Otolaryngol*. 2012;132:290-298.
- Li C, Farag AA, Leach J, et al. Computational fluid dynamics and trigeminal sensory examinations of empty nose syndrome patients. *Laryngoscope*. 2017;127:E176-E184.
- Li C, Farag AA, Maza G, et al. Investigation of the abnormal nasal aerodynamics and trigeminal functions among empty nose syndrome patients. *Int Forum Allergy Rhinol*. 2018;8:444-452.
- Barone M, Cogliandro A, Di Stefano N, Tambone V, Persichetti P. A systematic review of patient-reported outcome measures after rhinoplasty. *Eur Arch Otorhinolaryngol*. 2017;274:1807-1811.
- Pawar SS, Garcia G, Kimbell JS, Rhee JS. Objective measures in aesthetic and functional nasal surgery: perspectives on nasal form and function. *Facial Plast Surg FPS*. 2010;26:320-327.
- Zhao K, Blacker K, Luo Y, Bryant B, Jiang J. Perceiving nasal patency through mucosal cooling rather than air temperature or nasal resistance. *PLoS One*. 2011;6:e24618.
- Inthavong K, Ma J, Shang Y, et al. Geometry and airflow dynamics analysis in the nasal cavity during inhalation. *Clin Biomech*

- (Bristol Avon). 2019;66:97-106. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2017.10.006>
36. Lindemann J, Tsakiropoulos E, Scheithauer MO, Konstantinidis I, Wiesmiller KM. Impact of menthol inhalation on nasal mucosal temperature and nasal patency. *Am J Rhinol*. 2008;22:402-405.
 37. Sullivan CD, Garcia GJ, Frank-Ito DO, Kimbell JS, Rhee JS. Perception of better nasal patency correlates with increased mucosal cooling after surgery for nasal obstruction. *Otolaryngol Head Neck Surg*. 2014;150:139-147.
 38. Roithmann R, Cole P, Chapnik J, Barreto SM, Szalai JP, Zamel N. Acoustic rhinometry, rhinomanometry, and the sensation of nasal patency: a correlative study. *J Otolaryngol*. 1994;23:454-458.
 39. Naito K, Komori M, Kondo Y, Takeuchi M, Iwata S. The effect of L-menthol stimulation of the major palatine nerve on subjective and objective nasal patency. *Auris Nasus Larynx*. 1997;24:159-162.
 40. Chandra RK, Patadia MO, Raviv J. Diagnosis of nasal airway obstruction. *Otolaryngol Clin North Am*. 2009;42(2): 207-225, vii.
 41. Kahana-Zweig R, Geva-Sagiv M, Weissbrod A, Secundo L, Soroker N, Sobel N. Measuring and characterizing the human nasal cycle. *PLoS One*. 2016;11:e0162918.
 42. Patel RG, Garcia G, Frank-Ito DO, Kimbell JS, Rhee JS. Simulating the nasal cycle with computational fluid dynamics. *Otolaryngol-Head Neck Surg*. 2015;152:353-360.
 43. Bloching MB. Disorders of the nasal valve area. *GMS Curr Top Otorhinolaryngol. Head Neck Surg*. 2007;6:Doc07.
 44. Aksoy F, Veyseller B, Yildirim YS, Acar H, Demirhan H, Ozturan O. Role of nasal muscles in nasal valve collapse. *Otolaryngol-Head Neck Surg*. 2010;142:365-369.
 45. Nyte CP. Hyaluronic acid spreader-graft injection for internal nasal valve collapse. *Ear Nose Throat J*. 2007;86:272-273.
 46. Xavier R, Azeredo-Lopes S, Papoila A. Spreader grafts: functional or just aesthetical? *Rhinology*. 2015;53:332-339.
 47. Balakin BV, Farbu E, Kosinski P. Aerodynamic evaluation of the empty nose syndrome by means of computational fluid dynamics. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2017;20:1554-1561.

SUPPORTING INFORMATION

Additional supporting information may be found online in the Supporting Information section at the end of the article.

How to cite this article: Radulesco T, Meister L, Bouchet G, et al. Functional relevance of computational fluid dynamics in the field of nasal obstruction: A literature review. *Clin Otolaryngol*. 2019;00:1-9. <https://doi.org/10.1111/coa.13396>

4. CORRELATIONS ENTRE VARIABLES CFD ET SENSATION D'OBSTRUCTION NASALE (Article n°2)

Avant-propos

L'analyse de la littérature du chapitre précédent nous a incité à conduire une étude analysant la corrélation entre les variables CFD et les données cliniques chez des patients présentant une ON en rapport avec une DS. Cette étude a été publiée dans *Clinical Otolaryngology*³² (copie de la publication en fin de chapitre). Nous présentons dans ce chapitre l'article tel qu'il a été publié. Vous retrouverez certains éléments techniques communs à l'ensemble de ces études.

Résumé

Objectifs

L'objectif principal de cette étude était de déterminer si les variables CFD peuvent être corrélées à l'évaluation clinique de l'obstruction nasale dans une population de patients présentant des déviations septales. L'objectif secondaire était de savoir laquelle de ces variables CFD pouvait déterminer le côté le plus obstrué cliniquement.

Design

C'était une étude observationnelle.

Contexte

Peu d'études ont essayé de corréler la CFD à l'évaluation clinique de l'obstruction nasale. Cette corrélation permettrait une validation et une meilleure interprétation des données CFD. Cette étude a été réalisée dans un centre de recherche spécialisé en mécanique des fluides.

Participants

Nous avons inclus des patients adressés dans notre centre pour chirurgie septale. L'âge des patients était compris entre 19 et 58 ans. Tous les patients avec une cause non architecturale d'obstruction nasale (rhinites, sinusites, tumeurs : obstruction non architecturale) étaient exclus.

Mesures principales

Pour chaque fosse nasale, nous avons comparé les variables CFD (pression totale, heat flux, wall shear stress, températures, vitesses et résistances nasales) avec le score de perception clinique et la rhinomanométrie, en utilisant le test de corrélation de Spearman (r_s). Le score de perception clinique

était gradé de 0/4 à 4/4, de chaque côté, en fonction de l'interrogatoire et de la gêne exprimée par le patient. Nous avons également comparé les résistances nasales mesurées numériquement aux résistances rhinomanométriques.

Résultats

Vingt-deux patients porteurs de déviations septales et se plaignant d'obstruction nasale étaient inclus. Quarante-quatre analyses étaient ainsi réalisées, comparant pour chacun des côtés le score de perception clinique avec les variables CFD. La variable CFD ayant la meilleure corrélation avec le score clinique du patient était le heat flux ($r_s=0.86$). La rhinomanométrie et les résistances numériques étaient fortement corrélées aux scores de perception clinique ($r_s=0.75$, $p<0.001$ et $r_s=0.6$, $p<0.001$, respectivement). Nous avons trouvé une différence statistiquement significative entre rhinomanométrie et résistances numériques (CFD-NR) ($p=0.003$). L'analyse du heat flux permettait de distinguer le côté le plus obstrué chez 100% des patients.

Conclusion

Cette étude cherchait à améliorer notre capacité à interpréter les variables CFD obtenues dans les fosses nasales. Elle met en évidence et confirme que le heat flux est très fortement corrélé à la perception clinique des patients porteurs de déviation septale. Le heat flux aide aussi à distinguer le côté le plus obstrué.

4.1. Introduction

L'ON est un symptôme fréquent responsable d'un nombre important de consultations médicales, pouvant parfois occasionner une prise en charge chirurgicale.⁷¹ Les DS sont l'une des causes principales d'ON ²².

L'évaluation clinique de l'ON est habituellement réalisée par l'interrogatoire du patient, des auto-questionnaires et des examens complémentaires destinés à quantifier cette obstruction ⁶. La rhinomanométrie antérieure active est un examen paraclinique pouvant être réalisé en routine clinique, et permettant de calculer les résistances nasales au passage de l'air dans les fosses nasales ¹².

La simulation numérique des écoulements (Computational Fluid Dynamics, CFD) est un outil récent permettant de modéliser les cavités naso-sinusiennes mais aussi d'analyser l'écoulement et le conditionnement de l'air. Cependant, peu de publications ont évalué la corrélation entre les variables CFD avec l'évaluation clinique de l'ON. Les seules études existant portent sur un faible nombre de patients ou sur des sujets asymptomatiques ^{15,51}. La corrélation entre les variables CFD et l'évaluation clinique de l'ON (perception du patient et rhinomanométrie) permettrait la validation et une meilleure interprétation de la CFD appliquée aux fosses nasales.

Les patients porteurs d'une DS se plaignent souvent de symptômes unilatéraux. Les variables CFD peuvent facilement être calculées de chaque côté : le côté le plus obstrué (more obstructed side (MOS)), et le côté le moins obstrué (less obstructed side (LOS)). Cependant, les questionnaires les plus utilisés sont des questionnaires de qualité de vie, ce pourquoi ils n'explorent pas la latéralisation de la symptomatologie, rendant difficile leur corrélation avec les variables CFD ⁶.

L'objectif principal de cette étude était de déterminer comment la CFD était corrélée à l'évaluation clinique de l'ON dans une population de patients avec DS symptomatique. Pour cela, nous avons recherché les corrélations entre CFD et perception du patient d'une part, et entre CFD et rhinomanométrie d'autre part, pour chacune des fosses nasales. Le second objectif de cette étude était de déterminer quelle variable CFD pouvait le mieux différencier MOS et LOS.

4.2. Matériel et Méthodes

Sélection des patients

Tous les patients étaient adressés pour chirurgie septale dans notre centre entre janvier 2017 et septembre 2018. Les patients étaient âgés de 19 à 58 ans (moyenne 37 ans). Les scanners préopératoires étaient réalisés selon le protocole décrit au chapitre 2.1.

Exclusions

Tous les patients qui présentaient une autre cause d'ON, comme la rhinite, les sinusites ou les causes tumorales ou auto-immune (c'est-à-dire de cause non-architecturale) étaient exclus. Nous avons exclu les patients présentant une ON à bascule, car pouvant créer un biais, particulièrement dans les analyses CFD ³⁸. Nous avons également exclu les patients ayant le même score de perception de chaque côté, afin de pouvoir déterminer cliniquement un MOS et un LOS pour chaque patient.

Évaluation Clinique de l'ON

Score de perception clinique

Pour tous les patients, l'évaluation de l'ON était réalisée séparément pour chaque fosse nasale. Ainsi, les patients évaluaient pour chacune des fosses nasales 0="pas d'obstruction", 1="obstruction légère", 2="obstruction modérée", 3="obstruction sévère" et 4="obstruction totale". Le côté le plus

obstrué était noté MOS. Le côté le moins obstrué était noté LOS. La perception d'ON pouvait donc être notée de 0/4 à 4/4 pour chaque côté. L'évaluation clinique a été réalisée un mois avant la chirurgie, en l'absence d'épisode infectieux intercurrent.

Rhinomanométrie

Une rhinomanométrie antérieure active (sans test aux vasoconstricteurs) était réalisée avant la chirurgie. Aucune manœuvre (Bachman ou Cottle) n'était réalisée afin d'éviter de déformer l'anatomie nasale. Le même rhinomanomètre a été utilisé pour tous les examens (Otopront® Rhinon-sys© Happersberger Otopront GmbH 2008). Les résistances droites et gauches étaient calculées pour une pression négative de -150 Pa et étaient abrégées RMM-NR.

Création du modèle 3D

Cf chapitre 2.3.

Protocole CFD

Le protocole CFD utilisé est décrit au chapitre 2.4. Pour cette étude, nous avons utilisé des calculs stationnaires.

Mesure des variables CFD

30 mesures étaient recueillies pour chaque patient, 15 de chaque côté (Figure 4.1). La pression totale, le heat flux, le WSS, et les températures étaient moyennées spatialement à la paroi sur des surfaces de 1 cm². P1, P2, P3, P4 et P5 représentaient les différentiels de pression avec la pression atmosphérique. P1 était mesuré dans la sphère (pression atmosphérique = 101 325 Pa, P1=0 Pa), P2 0.1 cm avant la plica nasi (aire de la valve nasale) (P2), P3 1 cm après la DS maximale (si présente, ou en regard de la tête du cornet moyen si absente, P4 2 cm avant la choane (tiers postérieur du septum

nasal) et P5 en regard de la choane. Le heat flux était mesuré à l'entrée du nez (1 cm avant la plica nasi, du côté de la narine) (HF1), 0.1 cm avant le plica nasi dans l'aire supérieure de la valve nasale (HF2), 1 cm après la DS maximale (si présente, en regard de la tête du cornet moyen si absente) (HF3), et 2 cm avant la choane (tiers postérieur du septum nasal) (HF4). Le WSS était mesuré 0.1 cm avant la plica nasi (aire de la valve nasale) (WSS1) et au maximum de DS (si présente, en regard de la tête du cornet moyen si absente) (WSS2).

La Vitesse maximum était mesurée pour chaque fosse nasale (V_{max}). Les températures étaient enregistrées dans l'air (T1), au niveau du méat moyen (T2), et à la choane (T3).

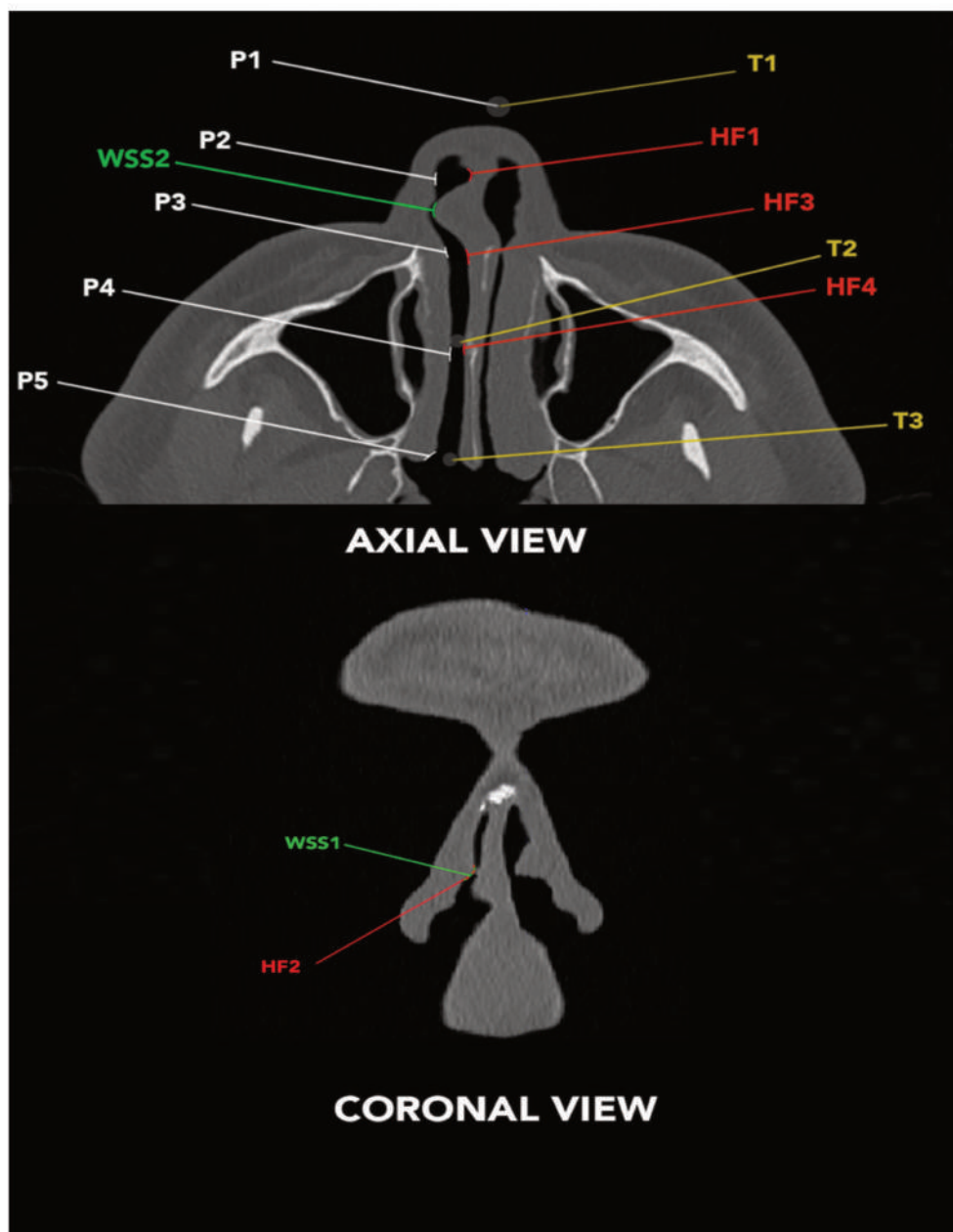


Figure 4.1. Zones de mesures des données CFD dans notre étude. P = Pression totale, HF = heat flux ; WSS = wall shear stress ; T = température.

Analyses statistiques

Les résultats étaient analysés avec Microsoft Excel®. Pour comparer les CFD-NR et les RMM-NR, les différences statistiques étaient calculées en utilisant un *t-test* apparié. Les comparaisons entre scores d'ON et variables CFD étaient calculées en utilisant un coefficient de corrélation de Spearman (r_s).

Les corrélations étaient considérées parfaites si $|r_s| = 1$, très fortes si $|r_s| > 0.8$, fortes si $0.5 > |r_s| > 0.8$, modérées si $0.2 > |r_s| > 0.5$, faibles si $|r_s| < 0.2$ et nulles si $r_s = 0$. L'intervalle de confiance à 95% des coefficients de Spearman était calculé en utilisant R v3.5 (R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria). Les comparaisons entre MOS et LOS étaient réalisées en utilisant un test de Wilcoxon apparié. Les valeurs $p < 0.004$ étaient considérées comme statistiquement significatives après correction de Bonferroni. Le coefficient de corrélation de Pearson a été utilisé pour comparer RMM-NR et CFD-NR.

4.3. Résultats

Population

Nous avons sélectionné 22 patients se plaignant d'ON avec DS. Nous étions donc en mesure de réaliser 44 analyses comparant chaque côté avec ses variables CFD. Concernant les scores de perception clinique, nous retrouvons pour MOS une obstruction sévère (score moyen $\pm$ SD = 3.18 ± 0.80) et pour LOS une obstruction faible (0.95 ± 0.79). La différence entre MOS et LOS était statistiquement significative ($p < 0.001$).

Corrélation des variables CFD avec la perception du patient (Tableau 4.1)

		r_s	95% CI	p
Pression totale	P2	0.31	0.12 ; 0.64	0.041
	P3	-0.47	-0.77 ; -0.38	0.001*
	P4	-0.33	-0.6 ; -0.1	0.002*
	P5	-0.02	-0.34 ; 0.38	0.89
Heat flux	HF1	0.51 [¶]	0.32 ; 0.77	<0.001*
	HF2	0.65 [¶]	0.47 ; 0.81	<0.001*
	HF3	0.86 ^{¶¶}	0.57 ; 0.91	<0.001*
	HF4	0.71 [¶]	0.44 ; 0.83	<0.001*
Température	T2	0.53 [¶]	0.34 ; 0.76	<0.001*
	T3	0.44	0.13 ; 0.70	0.003*
Vitesse	Vmax	0.26	0.04 ; 0.76	0.11
Wall shear stress	WSS1	0.05	-0.28 ; 0.38	0.75
	WSS2	0.52 [¶]	0.32 ; 0.77	<0.001*

* Résultats significatifs ($p < 0.004$ après correction de Bonferroni)

[¶] forte corrélations

^{¶¶} très forte corrélations

Tableau 4.1. Corrélations des variables CFD avec la perception du patient. HF3 avait la meilleure corrélation. r_s = test de corrélation de Spearman.

Pressions, heat flux, températures, vitesses, WSS

Concernant les corrélations avec la perception du patient, nous avons trouvé une très forte corrélation pour HF3 (mesuré après la DS) (Figure 4.2 et 4.3).

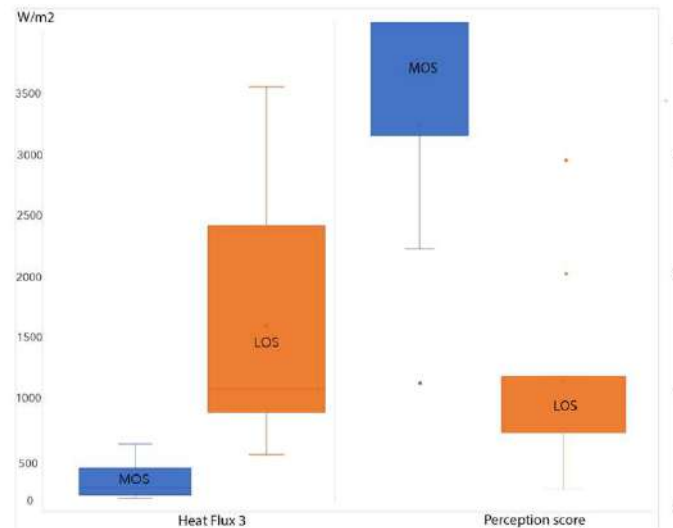


Figure 4.2. Boîtes à moustache montrant la différence entre le côté le plus (MOS) et le moins (LOS) obstrué pour le point de mesure « HF3 » et la sensation du patient.

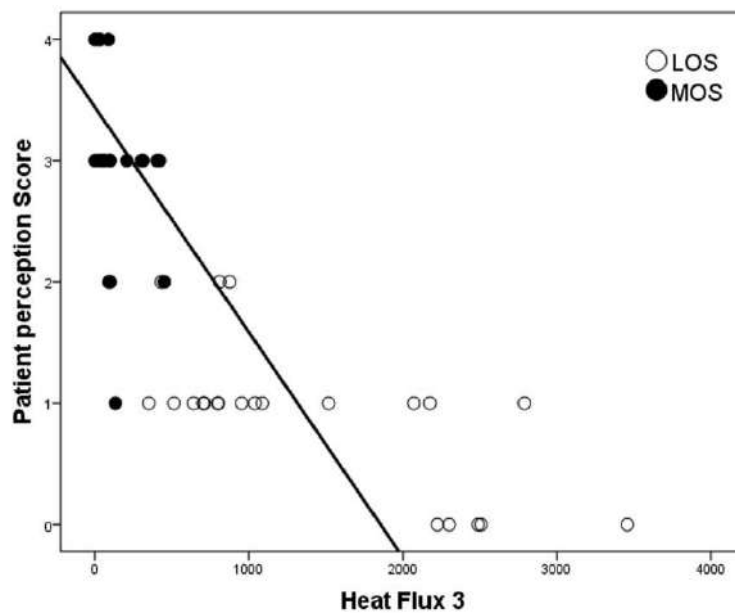


Figure 4.3. Perception du patient (ordonnées) vs valeurs de HF3 (abscisses). La droite représente la régression linéaire. Plus la gêne du patient est importante, moins les échanges thermiques entre air et muqueuse le sont.

Nous avons également trouvé une corrélation forte avec toutes les autres mesures de HF, T2 et WSS2. Des corrélations modérées étaient retrouvées pour P2, P3, P4, T3 et Vmax. Les corrélations étaient faibles ou non significatives pour P5, WSS1 et Vmax. Après correction de Bonferroni, seul P2 devenait non significative ($p > 0.004$).

RMM-NR and CFD-NR

RMM-NR et CFD-NR avaient de fortes corrélations avec la gêne respiratoire ($r_s = 0.75$, $p < 0.001$ and $r_s = 0.6$, $p < 0.001$, respectivement).

Comparaison entre MOS et LOS (Tableau 4.2)

		MOS	LOS	p
Scores subjectifs		3.18 ± 0.80	0.95 ± 0.79	<0.001*
Pression Totale (Pa)	P2	-34.6 ± 40.0	-42.9 ± 31.8	0.52
	P3	-128.5 ± 47.6	-75.4 ± 42.0	0.003*
	P4	-114.9 ± 33.7	-99.3 ± 38.5	0.11
	P5	-123.6 ± 24.9	-123.8 ± 24.6	0.775
Heat flux (W/m ²)	HF1	1069 ± 872	2192 ± 867	<0.001*
	HF2	731 ± 941	1952 ± 864	0.001*
	HF3	153 ± 212	1290 ± 947	<0.001*
	HF4	276 ± 308	944 ± 709	<0.001*
Température (°C)	T2	28.5 ± 3.6	23.3 ± 2.8	<0.001*
	T3	30.9 ± 1.9	29.0 ± 2.3	0.07
Vitesse (m/s)	Vmax	13.0 ± 4.0	10.2 ± 4.0	0.039
Wall Shear Stress (Pa)	WSS1	5.68 ± 6.15	2.54 ± 1.99	0.065
	WSS2	7.21 ± 4.78	2.89 ± 2.23	0.002*
MOS: More Obstructed Side				
LOS: Less Obstructed Side				
* Résultats significatifs (p<0.004 après correction de Bonferroni)				

Tableau 4.2. Différences entre les côtés les plus et moins obstrués : comparaisons entre les valeurs moyennes des variables. P2, P4, P5 et WSS1 ne montraient pas de différence significative entre les deux côtés.

Pressions, heat flux, températures, vitesses, WSS

Concernant la pression totale, nous avons retrouvé une chute de pression après la DS (P3) du MOS (Figure 5.4). La différence entre P3 MOS et P3 LOS était statistiquement significative (p<0.001). Cependant, nous n'avons pas trouvé de différence statistiquement significative pour P2, P4 et P5. Il existait une forte modification du heat flux, se rapprochant de 0 W/m², après la DS du côté MOS

(HF3, Figure 4.4). La comparaison de MOS et LOS pour HF1, HF2, HF3 et HF4 était statistiquement significative ($p < 0.001$) (Figure 4.5). Les moyennes des mesures de heat flux $((HF1+HF2+HF3+HF4)/4)$ chez LOS étaient plus faibles que MOS dans 100% des cas, ce qui nous permettait de toujours distinguer MOS de LOS.

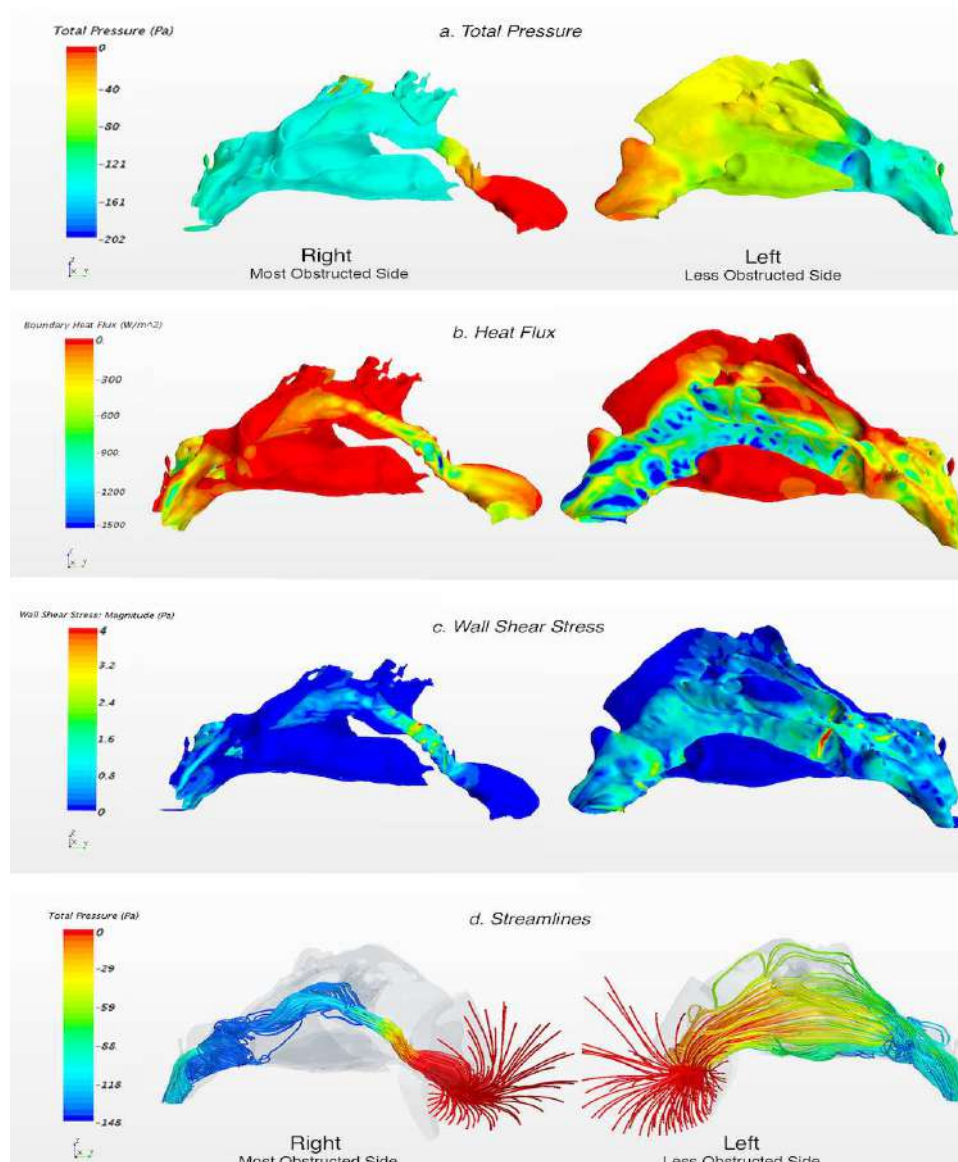


Figure 4.4. Représentation de la pression totale, du heat flux, du WSS et des streamlines. Le patient présente une ON droite due à une déviation septale. En comparaison avec la fosse nasale gauche, on visualise une chute brutale de la pression totale et une nette diminution des échanges thermiques. La répartition du WSS apparaît également moins homogène.

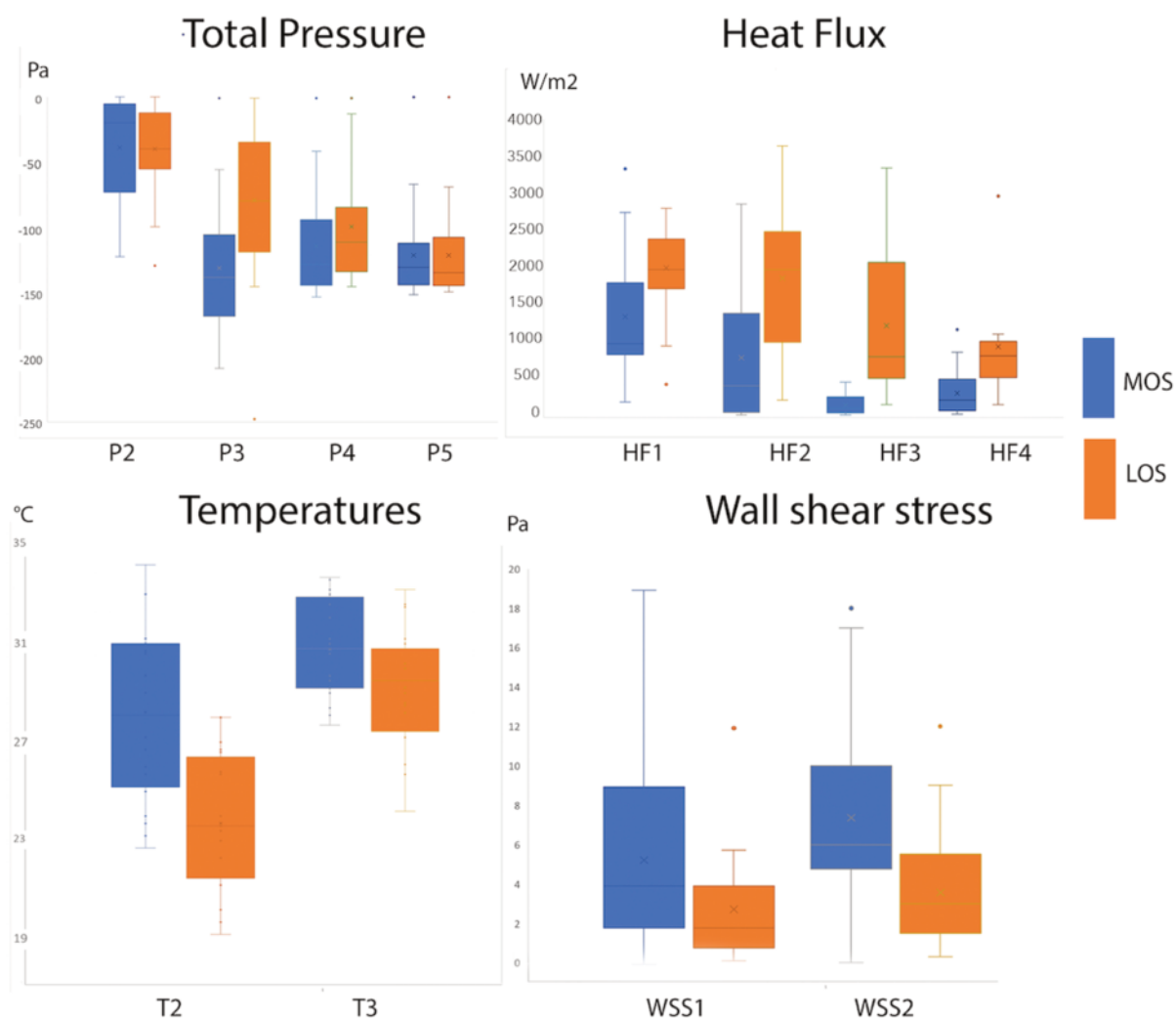


Figure 4.5. Boîtes à moustaches comparant les côtés les plus et moins obstrués pour la pression totale, le heat flux, les températures et le WSS. La différence la plus significative était retrouvée pour HF3.

A T2 (Figure 5.5), les températures moyennes étaient de $28.5 \pm 3.6^\circ\text{C}$ et $23.3 \pm 2.8^\circ\text{C}$, respectivement, pour MOS et LOS. A T3, les températures moyennes étaient de $30.9 \pm 1.9^\circ\text{C}$ et $29 \pm 2.3^\circ\text{C}$, respectivement pour MOS et LOS. Les différences étaient statistiquement significatives à T2 entre MOS et LOS ($p < 0.001$) (Figure 4.5, 4.6). Nous avons trouvé une forte corrélation entre heat flux et températures ($r_s = 0.56$, $p < 0.001$). Les vitesses maximales étaient plus élevées chez MOS, mais la différence entre MOS et LOS n'était pas statistiquement significative ($p = 0.039$). En comparant les

WSS, ils étaient statistiquement significativement plus élevés chez MOS pour WSS2 mais pas pour WSS1 ($p=0.065$) (Figure 4.5).

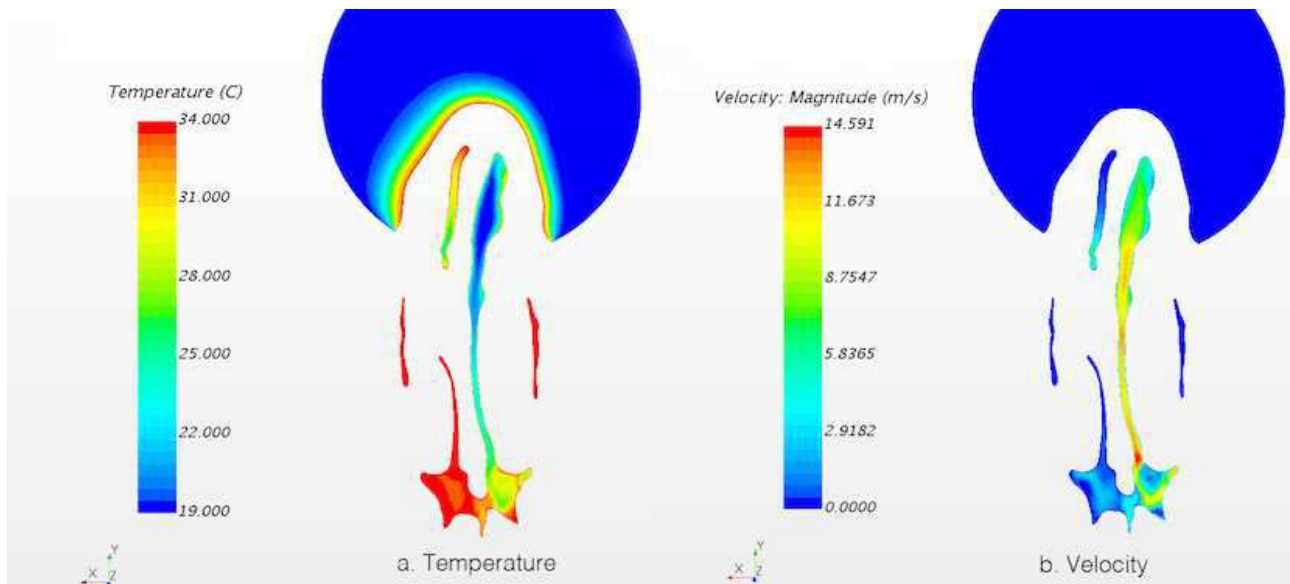


Figure 4.6. Coupe axiale d'un patient présentant une déviation septale droite. Analyse des températures (à gauche) et de la vitesse (à droite). Les températures sont plus élevées dans la fosse nasale obstruée. Chez ce patient, la déviation septale est si importante que le débit aérien est quasi nul : on retrouve alors une diminution des vitesses.

RMM-NR et CFD-NR

Les RMM-NR étaient en moyenne de 1.8 ± 2.2 Pa.s/ml pour MOS. Les RMM-NR étaient en moyenne de 0.6 ± 0.37 Pa.s/ml pour LOS ($p=0.01$). Les CFD-NR étaient en moyenne de 0.8 ± 1.17 Pa.s/ml pour MOS. Les CFD-NR étaient en moyenne de 0.23 ± 0.1 Pa.s/ml pour LOS ($p=0.03$).

Nous avons trouvé une différence statistiquement significative entre RMM-NR et CFD-NR ($p=0.003$, Figure 4.7). Le coefficient de corrélation de Pearson entre RMM-NR et CFD-NR était de $r = 0.145$ ($p=0.3$).

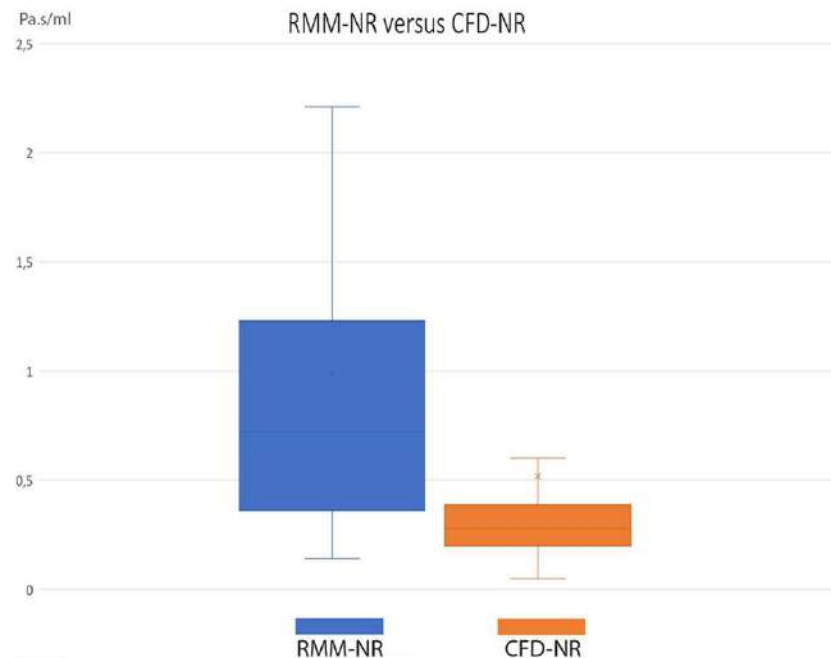


Figure 4.7. Boîtes à moustache comparant les résistances obtenues par la rhinomanométrie aux résistances calculées en CFD. La différence entre les deux mesures est significative.

4.4. Discussion

Nouveautés

La possibilité d'analyser l'écoulement de l'air et son conditionnement à l'intérieur des cavités nasales offre de nouvelles perspectives en rhinologie. Au cours des 10 dernières années, beaucoup d'études CFD ont analysé le nez et les cavités naso-sinusiennes, d'abord sur des sujets sains ou des cadavres, puis sur des patients ^{44,45,50}. L'analyse et l'interprétation des variables CFD doit être corrélée avec l'expérience clinique du patient ¹⁵. Pour cela, les variables CFD doivent être comparées avec les examens existant, notamment concernant des nouvelles variables comme le heat flux ou le WSS.

Applicabilité clinique de l'étude

L'évaluation clinique de l'ON demeure difficile. Beaucoup d'outils ont été développés car l'évaluation par le patient (Patient Reported Outcome) est de plus en plus importante, qui plus est dans les chirurgies fonctionnelles. L'évaluation peut être réalisée de façon subjective, souvent par auto-questionnaires. NOSE, SNOT-22 et ENS6Q sont les questionnaires les plus utilisés dans la littérature⁷². Bien qu'ils soient validés, ces questionnaires ne permettent pas l'évaluation unilatérale de la gêne fonctionnelle, alors que, dans la plupart des cas, le patient se plaint plus d'un côté que de l'autre. De plus, les analyses CFD sont réalisées préférentiellement unilatéralement. Dès lors, il n'apparaît pas logique de comparer des variables CFD unilatérales avec un ressenti clinique global. Pour cette raison, nous avons trouvé utile de faire des évaluations cliniques unilatérales de MOS et LOS afin de les comparer avec leurs variables CFD. Établir une corrélation entre variable CFD et perceptions cliniques des patients apparaît comme fondamental afin de mieux interpréter la CFD.

Comparaison avec d'autres études

Kimbell *et al.* et Kim *et al.* ont également trouvé de grands changements dans l'écoulement de l'air chez des patients porteurs de DS^{16,48}. Il en est de même pour le heat flux, qui diminuait après la DS et qui était très corrélé aux perceptions des patients. La diminution du heat flux après la DS peut être expliquée par une diminution du débit d'air dans cette zone, responsable d'une diminution des échanges thermiques entre l'air inspiré (19°C) et la muqueuse (34°C).

Bien qu'il existe différentes méthodes pour calculer le heat flux (Total HF, Peak HF, SAHF50), beaucoup d'auteurs ont trouvé de fortes correspondances entre HF et perception des patients, quelle que soit la méthode adoptée^{16,52,72}. Nous avons aussi retrouvé cette corrélation. Ces résultats renforcent l'idée que l'effet-froid sur la muqueuse (mucosal cooling effect) joue un rôle majeur dans

la sensation d'ON, et que cette dernière est probablement multifactorielle ne dépendant donc pas exclusivement des résistances nasales comme suggéré il y a quelques années ³⁹. Dans notre étude, les moyennes de heat flux étaient toujours plus basses chez LOS, cela suggérant que les mesures de heat flux permettent de distinguer MOS de LOS. Le heat flux étant dépendant des températures de l'air et des murs, il était scientifiquement logique de retrouver une forte corrélation entre heat flux et températures ($r_s=0.56$). Il est aussi logique que les différences de températures entre MOS et LOS soient plus faibles à T3 qu'à T2 car la température de l'air au fond du nez est presque identique à celle de la muqueuse, pour chacun des côtés.

Concernant le WSS, nous retrouvions une bonne corrélation entre WSS2 (mesuré en regard du maxima de DS) et la sensation du patient.

Concernant les vitesses, des résultats discordants étaient retrouvés dans notre série, qui rapportait parfois des vitesses plus élevées chez LOS ⁵⁰. De plus, Vmax était faiblement corrélée avec la perception du patient. La Vitesse et le WSS sont très dépendants des variations anatomiques. Ces disparités concernant les vitesses et le WSS peuvent être expliquées par un effet « ON-OFF » en cas d'ON totale. Logiquement, au plus la déviation est importante, au plus le WSS et Vmax doivent être élevés. Cependant, en cas d'absence d'écoulement d'air à cause d'une DS totalement obstructive, le WSS et Vmax sont nuls et donc nécessairement moins élevés dans MOS que dans LOS.

La résistance nasale est une des données les plus utilisées afin de caractériser ou de quantifier l'ON avant une chirurgie (septoplastie, turbinoplastie ou rhinoplastie fonctionnelle). Cependant, peu d'études ont essayé de comparer RMM-NR et CFD-NR. Les études existantes ont par ailleurs analysé un très faible nombre de patients ou des sujets sains ^{53,73}. C'est la première étude comparant CFD-NR et RMM-NR sur une population importante de patients avec ON. Alors que nous avons établi une bonne corrélation entre perception du patient et mesures cliniques ou numériques des résistances

nasales, la corrélation entre CFD-NR et RMM-NR était faible ($r = 0.14$) dans notre série, et plus basse que dans l'étude de Zhao ($r=0.41$ et $r=0.53$)⁵³. Cependant, Zhao n'avait analysé que des volontaires sains. Dans notre étude, nous avons utilisé la pression totale pour le calcul de la résistance nasale. Cela peut expliquer une partie de la différence avec les données rhinomanométriques. Plus d'études doivent être réalisées à ce sujet. Une grande attention est nécessaire lors du calcul des CFD-NR : utiliser un calcul stationnaire et des murs non déformables peut avoir un impact sur les CFD-NR. De plus, la présence d'un fort cycle nasal peut biaiser cette analyse. Bien que le volume des cornets inférieurs puisse être réduit par application de vasoconstricteurs, cela déforme la réalité. Afin de s'affranchir de ce problème, Gaberino *et al.* ont proposé un protocole de CV pour corriger le cycle nasal : la corrélation entre CFD-NR et la perception du patient était alors grandement améliorée³⁸.

Limites

A ce jour, la CFD peut seulement analyser les problèmes statiques de la ventilation nasale. Cependant, il est reconnu que certains troubles ventilatoires peuvent être dynamiques, en particulier au niveau de la valve nasale⁷⁴. Ces troubles ventilatoires n'apparaissent qu'au-dessus d'un certain débit d'air entraînant un collapsus dynamique de la valve nasale. A ce jour, la CFD ne permet pas de simuler dans le nez des murs déformables.

Nous avons utilisé un flux stationnaire simulant une inspiration infinie. Ce modèle est très différent d'une respiration physiologique. La CFD a la capacité de calculer ces cycles inspiratoires/expiratoires, mais les temps de calculs sont beaucoup plus importants. Nous avons analysé les résistances inspiratoires et non expiratoires. Ce choix a été fait car, dans la plupart des cas, les patients se plaignent seulement d'une gêne à l'inspiration. Par ailleurs, dans notre étude, nous avons utilisé un échantillon de commodité de patient présentant seulement une DS, sans autre étiologie de troubles respiratoires, ce qui n'est pas représentatif de la population globale.

4.5. Conclusion

Cette étude cherchait à améliorer notre capacité à interpréter les variables CFD appliquées aux patients présentant une DS. Elle met en évidence et confirme que le heat flux est très corrélé aux perceptions des patients en cas de DS. Elle aide aussi à distinguer MOS de LOS et doit encourager à la réalisation d'autres études.

Correlations between computational fluid dynamics and clinical evaluation of nasal airway obstruction due to septal deviation: An observational study

Thomas Radulesco^{1,2}  | Lionel Meister² | Gilles Bouchet² | Arthur Varoquaux^{3,4} | Jérôme Giordano² | Julien Mancini^{5,6} | Patrick Dessi¹ | Pierre Perrier² | Justin Michel^{1,2}

¹Department of Oto-Rhino-Laryngology and Head and Neck Surgery, APHM, La Conception University Hospital, Marseille, France

²IUSTI, Aix-Marseille University, Marseille, France

³Department of Medical Imaging, APHM, La Conception University Hospital, Aix-Marseille University, Marseille, France

⁴Biophysics and Nuclear Medicine, European Center for Research in Medical Imaging, La Timone University Hospital, Aix-Marseille University, Marseille, France

⁵Biostatistics Department, APHM, La Timone University Hospital, Marseille, France

⁶Inserm, IRD, UMR912 SESSTIM, Aix-Marseille University, Marseille, France

Correspondence

Thomas Radulesco, Department of Oto-Rhino-Laryngology and Head and Neck Surgery, La Conception University Hospital, 147 Bd Baille, 13005 Marseille, France.
Email: thomas.radulesco@ap-hm.fr

Abstract

Objectives: The primary objective of this study was to determine how computational fluid dynamics (CFD) could be correlated to clinical evaluation of nasal airway obstruction (NAO) in a population of patients with symptomatic septal deviation (SD). The secondary objective was to determine whether CFD could define which side was the more obstructed.

Design: This was an observational study.

Settings: Few publications have attempted to correlate CFD with clinical evaluation of NAO. This correlation would permit validation and improved interpretation. This study was performed in a university research laboratory specialised in fluid mechanics.

Participants: We included patients referred for septal surgery at our centre. Age range was 19–58 years. Preoperative CT scans were performed. All patients with non-structural causes of NAO such as rhinitis, sinusitis or tumoral/autoimmune processes (ie, not due to anatomic obstruction) were excluded.

Main outcome measurement: For each nasal fossa, we compared CFD data (total pressure, heat flux, wall shear stress, temperatures, velocity and nasal resistances) with both patient perception scores and rhinomanometry using the Spearman correlation test (r_s). Perception scores were graded from 0/4 to 4/4 on each side, based on the patient interview. We also compared CFD-derived nasal resistances with rhinomanometry-derived nasal resistances.

Results: Twenty-two patients complaining of NAO with SD were analysed, and 44 analyses were performed comparing each side with its CFD data. Regarding correlations with patient perception scores, the best values we found were heat flux measures ($r_s = 0.86$). Both rhinomanometry and CFD-calculated nasal resistances had strong correlations with subjective perception scores ($r_s = 0.75$, $P < 0.001$ and $r_s = 0.6$, $P < 0.001$, respectively). We found a statistically significant difference between RMM-NR and CFD-NR ($P = 0.003$). Heat flux analysis allowed us to distinguish the more obstructed side (MOS) and the less obstructed side (LOS) in 100% of patients.

Conclusion: This study aimed to enhance our ability to interpret CFD-calculated data in the nasal airway. It highlights and confirms that heat flux measures are very closely

correlated to patient perception in cases of SD. It also helps to distinguish the more obstructed side from the less obstructed side and could contribute to further CFD studies.

1 | INTRODUCTION

Nasal airway obstruction (NAO) is a common symptom leading many patients to seek a medical consultation and occasionally undergo surgical procedures.¹ Septal deviation (SD) is one of the main causes of NAO.²

Clinical evaluation of NAO is usually carried out by patient interview, self-questionnaires and various physical tests designed to quantify NAO.³ Anterior active rhinomanometry is a physical test performed in many centres to calculate resistance to the airflow in the nasal cavity.⁴

Computational fluid dynamics (CFD) is a recent tool for modelling the nasal cavity as well as for analysing air conditioning and airflow.⁵ Over the past 10 years, more and more authors have assessed the nasal airway using CFD.⁶ New measurements, such as heat flux (HF) and wall shear stress (WSS), are computable by CFD in addition to usual data such as nasal resistances.⁷

However, only a few publications have attempted to correlate CFD with clinical evaluation of NAO and these studies were usually based on a limited number of cases or on healthy subjects.^{6,8} In our view, the correlation between CFD and clinical evaluation of NAO (patient perception and rhinomanometry) would permit validation and improved interpretation. Regarding NAO, patients often complain of unilateral impairment. This is convenient for correlating CFD data as they can be easily calculated on each side: the more obstructed side (MOS) and the less obstructed side (LOS). However, the most frequently used self-questionnaires are quality-of-life evaluation tools, which is why they do not investigate lateralisation of the functional impairment, thus making it difficult to correlate them with CFD-calculated data.³

The primary objective of this study was to determine how CFD could be correlated to clinical evaluation of NAO in a population of patients with symptomatic SD. To do so, we researched the correlations between CFD and patient perception on one hand, and CFD and rhinomanometric data on the other for each of the nasal cavities.

The secondary objective of the study was to determine whether CFD could define which side was the MOS and the LOS.

2 | METHODS

2.1 | Ethical standards

All patients gave written consent before participating in the study, which was conducted according to the Declaration of Helsinki. Authorisation to conduct this study was obtained from the Ethical Committee of our institution (Assistance Publique des Hôpitaux de Marseille, N°2017-14-12-005).

Keypoints

- Septal deviation is one of the main causes of nasal airway obstruction.
- Computational fluid dynamics is a recent tool for modelling the nasal cavity as well as for analysing air conditioning and airflow. Thanks to developments and technical progress in recent years, it is now possible to perform computational fluid dynamics on the nasal airway.
- The correlation between computational fluid dynamics and clinical evaluation of nasal airway obstruction would permit validation and improved interpretation.
- This study aims to enhance our ability to interpret CFD-calculated data in the nasal airway. It highlights and confirms that heat flux measures are very closely correlated to patient perception in cases of SD.
- We found that CFD-computed nasal resistances were strongly correlated with patient perception. However, CFD-calculated nasal resistances had low correlations with rhinomanometry in our series.

2.2 | Patient selection

All patients were referred for septal surgery at our centre between January 2017 and September 2018. Age range was 19–58 years (mean 37 years). Preoperative CT scans were obtained using a low dose protocol on a multi-detector CT scanner (Aquilion Prime, Canon Medical Systems) using a cranio-caudal helical acquisition. Fixed parameters were used in accordance with the industrial engineer: 80 × 0.5 mm detectors, FOV: extra-small 180 mm, 40 mm collimation, 0.5 seconds revolution time, pitch of 0.625 mm/rotation, 100 kV tube voltage, DPL target of 50 mGy cm, scout view auto-exposure of mAs intensity, FC30 bone filter, Adaptive Iterative Dose Reduction-3D standard reconstruction. Voxel dimensions were 0.35 × 0.35 × 0.5 mm (0.61 mm³).

2.3 | Exclusions

All patients with non-structural causes of NAO such as rhinitis, sinusitis or tumoral/autoimmune processes (ie, not due to anatomic obstruction) were excluded. We excluded patients presenting symptoms alternating from one side to the other as this can create bias, especially regarding CFD-NR.⁹ We also excluded patients with the same perception score on both sides, in order to clinically determine a MOS and a LOS for each patient.

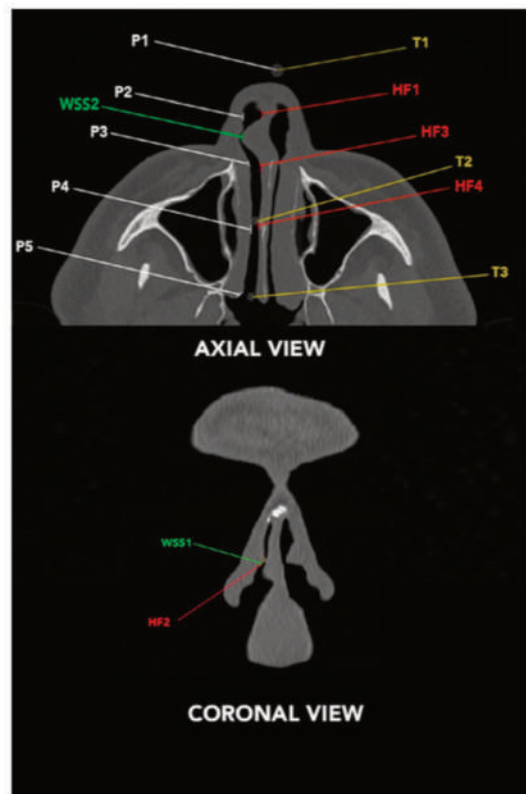


FIGURE 1 Example of CT scan in axial and coronal view showing where CFD data were calculated on the more obstructed side. P1 = 0 Pa and T1 = 19°C for every patient. HF, Heat Flux; T, Temperature; TP, Total Pressure; WSS, Wall Shear Stress

2.4 | Clinical evaluation of NAO

2.4.1 | Patient perception scores

In all patients, subjective perception of nasal airflow was quantified separately on each nasal cavity: 0 = "no obstruction," 1 = "slight obstruction," 2 = "moderate obstruction," 3 = "severe obstruction" and 4 = "total obstruction." The more obstructed side was abbreviated to MOS. The less obstructed side was abbreviated to LOS. The definition of the LOS and MOS was based on the subjective scores. Clinical evaluation was performed 1 month before surgery, in the absence of any intercurrent infectious episode.

2.4.2 | Rhinomanometry

Anterior active rhinomanometry (without vasoconstriction) was performed before surgery. No procedures (eg, Cottle or Bachman tests) were performed in order to avoid deforming the nasal anatomy. The same rhinomanometer was used for all patients (Otopront® Rhinon-sys[©]

Happersberger Otopront GmbH 2008). Right and left nasal resistances were calculated. Nasal resistances obtained using rhinomanometry were measured at a pressure drop of 150 Pa and are abbreviated to RMM-NR

2.5 | Creation of 3-dimensional models

3D reconstructions were obtained using ITK-SNAP (3.6.0). The procedure was as follows: (a) importation of CT scan images (DICOM formats), (b) segmentation process using the half-maximum height protocol (IMAGEJ software version 1.44o) to determine the boundaries of anatomical structures and (c) nasal surface extraction. No smoothing algorithm was applied. The half-maximum height protocol offers an objective process to delimit a reproducible interface between two tissues.¹⁰ This method included pixels from ~1024 to ~400 Hounsfield Units. Paranasal sinuses were removed manually during the segmentation process.

2.6 | CFD protocol

CFD was performed using STAR-CCM+[®] software (CD-ADAPCO-www.cd-adapco.com). The computational domain was the Boolean union of extracted surface and a 3 cm-diameter sphere centred on the tip of the nose. The aim of this sphere was to impose a pressure boundary condition far from the nostrils, thus allowing a non-imposed air flow close to the nasal entrance.

TABLE 1 Correlations of CFD data with patient perception

	r_s	95% CI	P
Total pressure			
P2	0.31	0.12; 0.64	0.041
P3	-0.47	-0.77; -0.38	0.001*
P4	-0.33	-0.6; -0.1	0.002*
P5	-0.02	-0.34; 0.38	0.89
Heat flux			
HF1	0.51 ^a	0.32; 0.77	<0.001*
HF2	0.65 ^a	0.47; 0.81	<0.001*
HF3	0.86 ^b	0.57; 0.91	<0.001*
HF4	0.71 ^a	0.44; 0.83	<0.001*
Temperature			
T2	0.53 ^a	0.34; 0.76	<0.001*
T3	0.44	0.13; 0.70	0.003*
Velocity			
Vmax	0.26	0.04; 0.76	0.11
Wall shear stress			
WSS1	0.05	-0.28; 0.38	0.75
WSS2	0.52 ^a	0.32; 0.77	<0.001 ^c

Note: HF3 had the best match with patient perception. r_s = Spearman correlation test.

^aStrong correlations.

^bVery strong correlations.

^cSignificant results ($P < 0.004$ after Bonferroni correction).

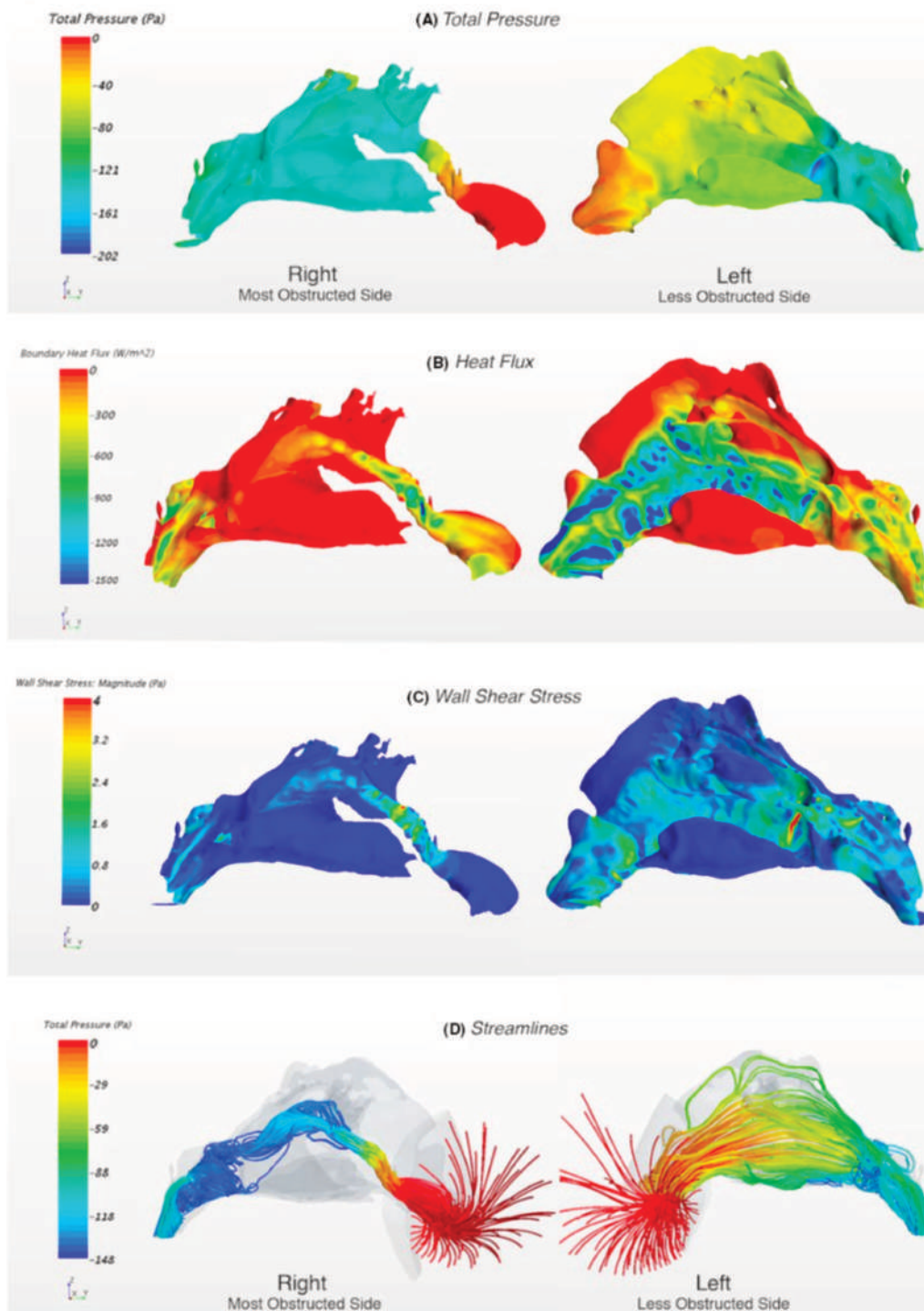


FIGURE 2 Lateral views of MOS (Right side) and LOS (Left side) according to (A) total pressure (Pa), (B) heat flux (W/m²), (C) wall shear stress (Pa) and (D) streamlines. Streamlines are coloured according to total pressure. The patient complained of right side "Total Obstruction" (4/4). On the left side, he reported "No obstruction" (0/4). On the MOS, we observed a strong Pressure drop and decreased Heat Flux. WSS1 and 2 were null and lower, respectively, on the MOS

Volume mesh was performed using a polyhedral mesher with parameters defined after a convergence mesh study: the prism layer (total thickness = 0.16 mm) included 10 prismatic cells with 1.1 prism layer stretching ratio.

We defined the following computational hypothesis: airflow to standard conditions for temperature (19°C) and atmospheric pressure (101 325 Pa). Air was considered to be an incompressible Newtonian fluid with density $\rho = 1.225 \text{ kg/m}^3$ and viscosity $\mu = 1.8 \times 10^{-5} \text{ Pa seconds}$.

We considered the flow to be laminar. Steady computation was used, with a segregated solver and second-order accuracy in space. Sinonasal surface was a non-slip wall. Wall temperature was 34°C.¹¹ An imposed atmospheric pressure (reference value) was defined on the sphere surface (101 325 Pa). We analysed total pressure (TP) where TP = static pressure + dynamic pressure. Nasopharynx was a pressure outlet with an imposed pressure. In case of re-entry, the temperature of air in the nasopharynx was 37°C. The differential pressure imposed in the nasopharynx was -150 Pa. CFD-calculated nasal resistances were called CFD-NR. CFD-NR were calculated for the right and left side. Nasal resistances were expressed as $R = \Delta P / V$, where ΔP is the pressure differential between the nostril and the rhinopharynx and V is the airflow rate, expressed in Pa s/mL. The pressure drop used to compute nasal resistance was total pressure differential.

A total of 30 CFD variables were collected for each patient, 15 on each side (Figure 1):

All measurements in axial view were performed 1.5 cm from the nasal floor on the septal wall. Total pressure, heat flux and WSS were measurement averages within a circular wall region of 1 cm². P1, P2, P3, P4 and P5 were the pressure differentials with respect to atmospheric pressure. Pressures were measured in the ambient air (atmospheric pressure = 101 325 Pa, P1 = 0 Pa), 0.1 cm before the junction between upper lateral and lower lateral cartilages (nasal valve area; P2), 1 cm after maximum SD on MOS (or symmetrically for LOS; P3), 2 cm before the choana (the posterior third of the nasal septum; P4) and at the choana (P5). Heat flux (ie, the rate of heat transfer across a surface per unit of time and area) was measured at the entrance to the nose (1 cm before the junction between upper lateral and lower lateral cartilages, on the nostril side; HF1), 0.1 cm before the junction between upper lateral and lower lateral cartilages (nasal valve area; HF2), 1 cm after maximum SD on MOS (or symmetrically for LOS; HF3) and 2 cm before the choana (posterior third of the nasal septum; HF4). Average HF measures were mean HF values calculated for both sides.

WSS was measured 0.1 cm before the junction between upper lateral and lower lateral cartilages (nasal valve area; WSS1) and at the maximum SD, depending on patient's deviation (WSS2).

Maximum velocity was assessed for each nasal fossa (Vmax). Temperatures were recorded in ambient air (T1), in the middle meatus (after the SD for MOS, symmetrically for LOS; T2) and at the choana (T3).

2.7 | Statistical analyses

Results were analysed using Microsoft Office Excel. Statistical calculations were performed using PAST software (Oyvind Hammer, University of Oslo, Norway). To compare CFD-NR and RMM-NR, statistical differences were assessed using a paired t test. Comparisons between NAO and CFD variables were made using the Spearman correlation test (r_s). The correlation was considered perfect if $|r_s| = 1$, very strong if $|r_s| > 0.8$, strong if $0.5 > |r_s| > 0.8$, moderate if $0.2 > |r_s| > 0.5$, low if $|r_s| < 0.2$ and null if $r_s = 0$. The 95% confidence intervals of Spearman's rank correlation coefficients were computed by bootstrapping using the RVAideMemoire package for R3.5 (R Foundation for Statistical Computing). Comparisons between nasal cavity MOS and LOS were made using paired Wilcoxon test. P values < 0.004 were considered to be statistically significant after Bonferroni correction. Pearson correlation coefficient was used to compare RMM-NR and CFD-NR.

3 | RESULTS

3.1 | Population

We selected 22 patients complaining of NAO with SD. Most of them had an anterior SD. We were thus able to perform 44 analyses comparing each side with its CFD data. Regarding patient perception scores, we found for MOS a severe obstruction score (mean score $\pm$ standard deviation = 3.18 ± 0.80); For LOS, we found a low obstruction score (mean score $\pm$ standard deviation = 0.95 ± 0.79). The difference between MOS and LOS was statistically significant ($P < 0.001$).

3.2 | Correlation of CFD with subjective perception of nasal airflow

3.2.1 | Pressures, heat flux, temperatures, velocities, wall shear stress

Regarding correlations with patient perception, we found a very strong correlation for heat flux values after SD (HF3; Figures S2 and S3; Table 1). We also found a strong correlation with all other HF values, T2 and WSS2. Moderate correlations were found for P2, P3, P4, T3 and Vmax. Correlations were low or non-significant for P5, WSS1 and Vmax. After Bonferroni correction, only P2 became non-significant ($P > 0.004$).

3.2.2 | RMM-NR and CFD-NR

Both RMM-NR and CFD-NR had strong correlations with subjective scores ($r_s = 0.75$, $P < 0.001$ and $r_s = 0.6$, $P < 0.001$, respectively).

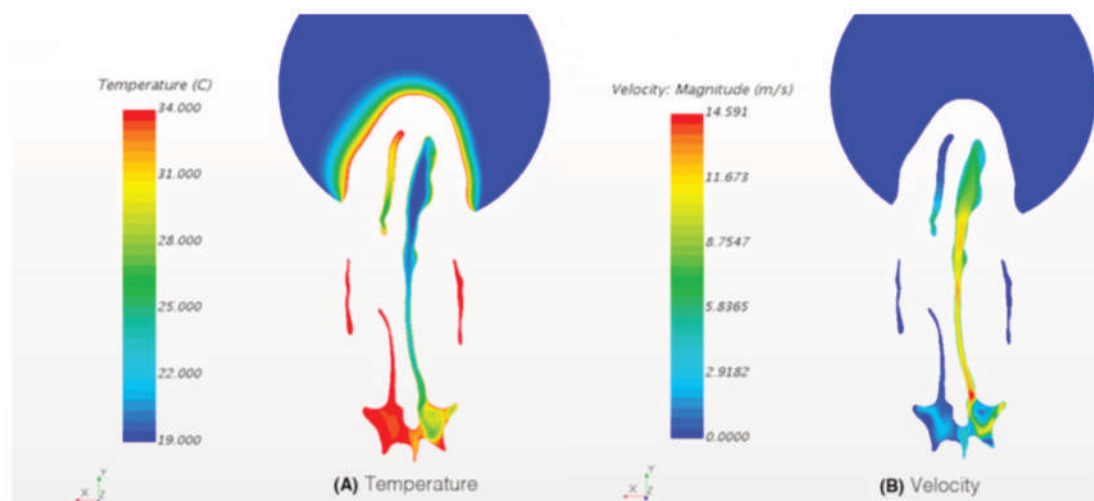


FIGURE 3 A, Temperatures (°C) and (B) velocities (m/s), in axial view for the same patient (Right-side obstruction). Temperatures were lower in the LOS. However, velocities were higher on the LOS when NAO was total

3.3 | Comparison between MOS and LOS

3.3.1 | Pressures, heat fluxes, temperatures, velocities, wall shear stress

Regarding total pressure, we found a big pressure drop after SD (P3) in MOS (Figures 2, 3, and 4A; Table 23.1; Video S1). The difference was statistically significant comparing MOS and LOS for P3 ($P < 0.001$). However, we found no statistically significant differences for P2, P4 and P5. There was a strong modification of HF, moving closer to 0 W/m^2 , after SD on MOS (HF3, Figure 4B).

The difference was statistically significant comparing MOS and LOS for HF1, HF2, HF3 and HF4 ($P < 0.001$). Average heat flux measures in LOS were higher than MOS thus allowing us to identify LOS and MOS in 100% of patients. At T2 (Figure 4C), mean temperatures were $28.5 \pm 3.6^\circ\text{C}$ and $23.3 \pm 2.8^\circ\text{C}$, respectively, for MOS and LOS. At T3, mean temperatures were $30.9 \pm 1.9^\circ\text{C}$ and $29 \pm 2.3^\circ\text{C}$, respectively, for MOS and LOS. Differences were statistically significant at T2 between MOS and LOS ($P < 0.001$). We also found a strong correlation between HF and temperatures ($r_s = 0.56$, $P < 0.001$). Maximum velocities were higher on MOS. The difference between MOS and LOS was not statistically significant ($P = 0.039$). Comparing WSS, they were statistically higher on MOS in WSS2 values but not in WSS1 ($P = 0.065$; Figure 4D).

3.3.2 | RMM-NR and CFD-NR

RMM-NR were mean $1.8 \pm 2.2 \text{ Pa s/mL}$ for MOS. RMM-NR were mean $0.6 \pm 0.37 \text{ Pa s/mL}$ for LOS ($P = 0.01$). CFD-NR were mean $0.8 \pm 1.17 \text{ Pa s/mL}$ for MOS. CFD-NR were mean $0.23 \pm 0.1 \text{ Pa s/mL}$ for LOS ($P = 0.03$).

We found a statistically significant difference between RMM-NR and CFD-NR ($P = 0.003$, Figure S1). The Pearson correlation coefficient was $r = 0.145$ ($P = 0.3$) between RMM-NR and CFD-NR. RMM-NR in LOS were lower than MOS in 91% of analyses. CFD-NR in LOS were lower than MOS in 82% of analyses. CFD-calculated flow rates in LOS were higher than MOS in 82% of analyses.

4 | DISCUSSION

4.1 | Synopsis of new findings

The ability to analyse airflow and air conditioning within the nasal cavities offers new perspectives in rhinology. Over the past 10 years, many CFD studies have investigated the nose, first in healthy or cadaveric subjects, and then in patients.¹²⁻¹⁴ The analysis and interpretation of CFD-calculated data must be correlated with the patient's clinical experience.⁶ To that end, CFD must be compared with already existing tests or examinations, especially relative to new data such as HF or WSS.

4.2 | Clinical applicability of the study

Clinical evaluation of NAO remains difficult. Many tools have been developed in recent years, and patient reported outcome has become more and more important in functional procedures. Evaluation can be performed subjectively, often by self-questionnaires. The NOSE, SNOT-22 and ENS6Q self-questionnaires are the most used in the literature.^{9,14,15} Despite being widely validated in the literature, these questionnaires do not lateralise MOS and LOS although, in most cases, patients with NAO complain more about one side than about the other. Furthermore, CFD analysis is predominantly performed unilaterally.¹⁶ It is not logical, therefore, to compare a

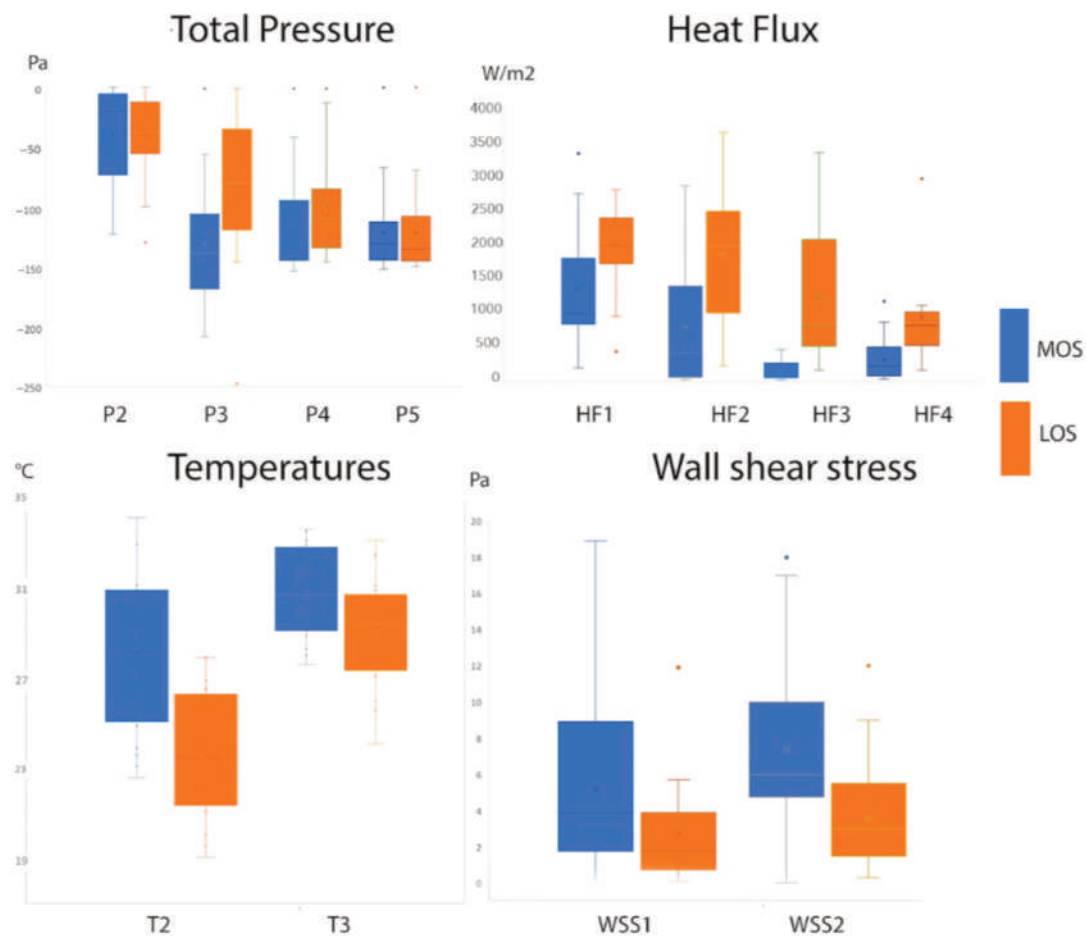


FIGURE 4 Mean values in the cohort of 22 patients: total pressure, heat flux, temperatures and wall shear stress are compared using boxplots according to MOS and LOS. A huge total pressure and heat flux drop (P3, HF3) were found after the septal deviation in MOS

unilateral CFD analysis with a global clinical feeling. For this reason, we found it useful to make separate clinical evaluations of MOS and LOS so as to compare with their CFD data. Establishing the correlation between CFD data and patients' clinical perceptions appears fundamental in order to better interpret CFD. Our study used a convenience sample of patients presenting a septal deviation, without any other cause of nasal involvement. This must be kept in mind when interpreting our results.

4.3 | Comparison with other studies

Kimbell et al.^{16,17} and Kim et al.¹⁸ also found big changes in airflow characteristics on MOS after SD (Video S1). Similarly for HF, which decreased after SD and was closely correlated with patient perception (Figures 2 and 4). The decrease of HF after SD can be explained by reduced airflow in this area responsible for less heat exchange between cool air (19°C) and mucosa (34°C).

Although there are different ways of measuring HF (Total HF, Peak HF, SAHF50), many authors have found a strong correspondence between HF and patient perception,^{17,19,20} whatever the method adopted. We also noted this strong correlation. This finding reinforces the idea that the mucosal cooling effect plays a large part in NAO perception, and that the latter is probably multifactorial and not dependent exclusively on nasal resistances as suggested for many years.¹¹ In our study, average heat flux measures were always higher in LOS, thus suggesting that heat flux measures can distinguish MOS from LOS. Since HF is dependent on air and wall temperatures, it is scientifically logical to find a strong correlation between HF and temperatures ($r_s = 0.56$). It is also logical that temperature differences between MOS and LOS are lower at T3 than at T2 as air temperature has nearly achieved the wall temperature in both sides by the time inspired air reaches the choana.

Regarding WSS, there was a good correlation with subjective scores for the WSS2 measured on the maximum SD but not in the

TABLE 2 Comparisons between mean CFD values for more obstructed side and less obstructed side

	MOS	LOS	P
Subjective scores			
	3.18 ± 0.80	0.95 ± 0.79	<0.001*
Total pressure (Pa)			
P2	-34.6 ± 40.0	-42.9 ± 31.8	0.52
P3	-128.5 ± 47.6	-75.4 ± 42.0	0.003*
P4	-114.9 ± 33.7	-99.3 ± 38.5	0.11
P5	-123.6 ± 24.9	-123.8 ± 24.6	0.775
Heat flux (W/m ²)			
HF1	1069 ± 872	2192 ± 867	<0.001*
HF2	731 ± 941	1952 ± 864	0.001*
HF3	153 ± 212	1290 ± 947	<0.001*
HF4	276 ± 308	944 ± 709	<0.001*
Temperature (°C)			
T2	28.5 ± 3.6	23.3 ± 2.8	<0.001*
T3	30.9 ± 1.9	29.0 ± 2.3	0.007
Velocity (m/s)			
Vmax	13.0 ± 4.0	10.2 ± 4.0	0.039
Wall shear stress (Pa)			
WSS1	5.68 ± 6.15	2.54 ± 1.99	0.065
WSS2	7.21 ± 4.78	2.89 ± 2.23	0.002*

Note: P2, P4 and P5 and WSS1 showed no statistical difference between MOS and LOS.

Abbreviations: LOS, Less Obstructed Side; MOS, More Obstructed Side.

*Significant results ($P < 0.004$ after Bonferroni correction).

nasal valve area (WSS1). Kimbell et al¹⁷ reported a correlation with patient perception measuring WSS on the entire MOS.

Regarding velocities, discordant results were found in our series which sometimes displayed higher velocities in LOS.¹³ Moreover, Vmax was poorly correlated with patient perception. Velocity and WSS are very dependent on anatomic variations. These discrepancies for WSS1 and Vmax can be explained by an "ON-OFF" effect in the event of total NAO. Logically, the greater the deviation, the higher the WSS1 and Vmax. However, in the event of absence of airflow due to totally obstructive septal deviation, WSS1 and Vmax are necessarily null and therefore lower in MOS than in LOS (Figure 3).

Nasal resistance is one of the most used data for assessing NAO perception prior to surgery (septoplasty, inferior turbinate hypertrophy or functional rhinoplasty). However, few studies have sought to compare RMM-NR and CFD-NR. Those studies that have been performed analyse only small cohorts or healthy subjects.^{8,21,22} This is the first study to compare CFD-NR and RMM-NR in a large cohort of patients with NAO. While establishing a good correlation between patient perception and both RMM-NR and CFD-NR, the correlation between CFD-NR and RMM-NR was poor ($r = 0.14$) in our series and lower than in Zhao's studies ($r = 0.41$ and $r = 0.53$).^{20,21} However, Zhao analysed only healthy volunteers. In our study, we used total

pressure differential to compute nasal resistance. This can explain in part why CFD-NR was statistically different from RMM-NR. More studies need to be performed on this topic, on larger series, including NAO causes such as inferior turbinate hypertrophies or nasal valve collapses.

Indeed, using a small convenient sample clearly limits the statistical power of our study. Great care is needed when calculating CFD-NR: using a steady flow and a non-deformable model may have an impact on CFD-NR. Moreover, the presence of a strong nasal cycle could bias CFD-NR analysis. Although the inferior turbinates can be reduced by applying vasoconstrictors, this procedure distorts reality. To overcome this problem, Gaberino et al⁹ proposed virtual modelling to correct the nasal cycle: the correlation between CFD-NR and patient perception was greatly increased.

4.4 | Limits

To date, CFD can only analyse static disorders related to nasal ventilation. However, it is well known that ventilatory disorders can be dynamic, especially regarding the nasal valve.²³ These disorders appear only above an airflow threshold involving dynamic nasal valve collapse. To date, CFD in the nasal airway does not assume deformable walls.

We used a steady flow simulating continuous inspiration. This model is quite different from clinical reality.⁴ CFD can calculate these inspiration/expiration cycles, even if the computing times are much longer. Importantly, we analysed inspiratory and not expiratory resistance. This choice was made because, in most cases, patients complain only of impairment due to inspiration. We acknowledge using a small series (in terms of statistical power) and a non-validated perception score. Moreover, patients and assessors were not blinded to the findings. We used a convenience sample subject to selection bias, which is not representative of the global population.

5 | CONCLUSION

This study aimed to enhance our ability to interpret CFD-calculated data in the nasal airway. Despite the small number of patients, this study highlights and confirms that heat flux measures are closely correlated to patient perception in cases of SD. It also helps to distinguish the more obstructed side from the less obstructed side. This should encourage further CFD studies, on larger series, including other NAO causes such as inferior turbinate hypertrophies or nasal valve collapses.

ACKNOWLEDGEMENTS

To Amidex and Mr Morgan for linguistic assistance.

CONFLICT OF INTEREST

None to declare.

ORCID

Thomas Radulesco  <https://orcid.org/0000-0002-5939-5372>

REFERENCES

- Villwock JA, Kuppersmith RB. Diagnostic algorithm for evaluating nasal airway obstruction. *Otolaryngol Clin North Am*. 2018;51(5):867-872.
- Teixeira J, Certal V, Chang ET, Camacho M. Nasal septal deviations: a systematic review of classification systems. *Plast Surg Int*. 2016;2016:7089123.
- Rhee JS, Sullivan CD, Frank DO, Kimbell JS, Garcia G. A systematic review of patient-reported nasal obstruction scores: defining normative and symptomatic ranges in surgical patients. *JAMA Facial Plast Surg*. 2014;16(3):219.
- Vogt K, Wernecke K-D, Behrbohm H, Gubisch W, Argale M. Four-phase rhinomanometry: a multicentric retrospective analysis of 36,563 clinical measurements. *Eur Arch Oto-Rhino-Laryngol*. 2016;273(5):1185-1198.
- Kim SK, Na Y, Kim J-I, Chung S-K. Patient specific CFD models of nasal airflow: overview of methods and challenges. *J Biomech*. 2013;46(2):299-306.
- Leite S, Jain R, Douglas RG. The clinical implications of computerised fluid dynamic modelling in rhinology. *Rhinology*. 2019;57(1):2-9.
- Leong SC, Chen XB, Lee HP, Wang DY. A review of the implications of computational fluid dynamic studies on nasal airflow and physiology. *Rhinology*. 2010;48(2):139-145.
- Lu J, Han D, Zhang L. Accuracy evaluation of a numerical simulation model of nasal airflow. *Acta Otolaryngol*. 2014;134(5):513-519.
- Gaberino C, Rhee JS, Garcia GJ. Estimates of nasal airflow at the nasal cycle mid-point improve the correlation between objective and subjective measures of nasal patency. *Respir Physiol Neurobiol*. 2017;238:23-32.
- Spoor CF, Zonneveld FW, Macho GA. Linear measurements of cortical bone and dental enamel by computed tomography: applications and problems. *Am J Phys Anthropol*. 1993;91(4):469-484.
- Lindemann J, Tsakiridou E, Scheithauer MO, Konstantinidis I, Wiesmiller KM. Impact of menthol inhalation on nasal mucosal temperature and nasal patency. *Am J Rhinol*. 2008;22(4):402-405.
- Li C, Farag AA, Maza G, et al. Investigation of the abnormal nasal aerodynamics and trigeminal functions among empty nose syndrome patients. *Int Forum Allergy Rhinol*. 2018;8(3):444-452.
- Liu T, Han D, Wang J, et al. Effects of septal deviation on the airflow characteristics: using computational fluid dynamics models. *Acta Otolaryngol*. 2012;132(3):290-298.
- Shadfar S, Shockley WW, Fleischman GM, et al. Characterization of postoperative changes in nasal airflow using a cadaveric computational fluid dynamics model: supporting the internal nasal valve. *JAMA Facial Plast Surg*. 2014;16(5):319-327.
- Li C, Farag AA, Leach J, et al. Computational fluid dynamics and trigeminal sensory examinations of empty nose syndrome patients. *Laryngoscope*. 2017;127(6):E176-E184.
- Kimbell JS, Garcia GJ, Frank DO, Cannon DE, Pawar SS, Rhee JS. Computed nasal resistance compared with patient-reported symptoms in surgically treated nasal airway passages: a preliminary report. *Am J Rhinol Allergy*. 2012;26(3):e94-98.
- Kimbell JS, Frank DO, Laud P, Garcia GJ, Rhee JS. Changes in nasal airflow and heat transfer correlate with symptom improvement after surgery for nasal obstruction. *J Biomech*. 2013;46(15):2634-2643.
- Kim SK, Heo GE, Seo A, Na Y, Chung SK. Correlation between nasal airflow characteristics and clinical relevance of nasal septal deviation to nasal airway obstruction. *Respir Physiol Neurobiol*. 2014;192:95-101.
- Sullivan CD, Garcia GJ, Frank-Do DO, Kimbell JS, Rhee JS. Perception of better nasal patency correlates with increased mucosal cooling after surgery for nasal obstruction. *Otolaryngol Head Neck Surg*. 2014;150(1):139-147.
- Zhao K, Jiang J, Blacker K, et al. Regional peak mucosal cooling predicts the perception of nasal patency. *Laryngoscope*. 2014;124(3):589.
- Zhao K, Jiang J, Blacker K, et al. In response: regional peak mucosal cooling predicts the perception of nasal patency: Mucosal Cooling and Nasal Patency. *The Laryngoscope*. 2014;124(3):589-595.
- Zachow S, Muigg P, Hildebrandt T, Doleisch H, Hege H-C. Visual exploration of nasal airflow. *IEEE Trans Vis Comput Graph*. 2009;15(6):1407-1414.
- Maalouf R, Bequignon E, Devars du Mayne M, et al. A functional tool to differentiate nasal valve collapse from other causes of nasal obstruction: the FRIED test. *J Appl Physiol Bethesda Md 1985*. 2016;121(1):343-347.

SUPPORTING INFORMATION

Additional supporting information may be found online in the Supporting Information section at the end of the article.

How to cite this article: Radulesco T, Meister L, Bouchet G, et al. Correlations between computational fluid dynamics and clinical evaluation of nasal airway obstruction due to septal deviation: An observational study. *Clin Otolaryngol*. 2019;00:1-9. <https://doi.org/10.1111/coa.13344>

5. LA CHIRURGIE VIRTUELLE (CV) APPLIQUEE AUX DEVIATIONS SEPTALES (Article n°3)

Avant-propos

La chirurgie virtuelle permet de simuler une intervention chirurgicale, afin d'essayer d'en prédire les conséquences. Cependant, à ce jour, les résultats obtenus par la chirurgie virtuelle n'ont pas fait preuve de leur fiabilité. Grâce à la CFD, il est possible de comparer les modèles numériques obtenus en chirurgie virtuelle et suite à une intervention chirurgicale (après chirurgie = postsurgery, PS). Cette étude a été soumise pour publication dans *Clinical Otolaryngology*.

Radulesco Thomas, Meister Lionel, Bouchet Gilles, Giordano Jérôme, Dessi Patrick, Perrier Pierre, Michel Justin. Computational fluid dynamics and septal deviations: virtual surgery can predict postsurgery results.

Résumé

Objectifs

L'objectif principal était de déterminer si la chirurgie virtuelle pouvait prédire les résultats post-opératoires chez des patients porteurs d'une déviation septale.

Design

C'était une étude observationnelle.

Contexte

Peu de publications ont essayé de corréler la chirurgie virtuelle avec les résultats post-opératoires. Établir une corrélation permettrait une validation de ces protocoles. Cette étude a été réalisée dans un laboratoire universitaire spécialisé en mécanique des fluides.

Participants

Nous avons inclus deux patients qui nécessitaient une septoplastie. Un chirurgien a utilisé les modèles 3D pré-opératoires afin de proposer un protocole de chirurgie virtuelle.

Mesures principales

Afin de déterminer si la chirurgie virtuelle pouvait prédire les résultats post-opératoires, nous avons comparé les modèles « après chirurgie » (comparaison du modèle chirurgie virtuelle au modèle post-opératoire), en cherchant des différences ou en établissant des corrélations entre les variables CFD de ces modèles. Nous avons pour cela utilisé des calculs instationnaires. Ces modèles « après chirurgie » ont également été comparés aux modèles pré-opératoires.

Résultats

En comparant les modèles chirurgie virtuelle et post-opératoire, nous n'avons pas trouvé de différence statistiquement significative pour le heat flux, le wall shear stress, la pression totale et les températures, que ce soit lors de l'inspiration ou de l'expiration ($p < 0,05$). A l'inspiration, les variables CFD pré-opératoires étaient significativement différentes des variables CFD post-opératoires, à l'exception du wall shear stress. Nous retrouvons des corrélations fortes entre les variables CFD des modèles « après chirurgie » (heat flux ($r=0.93$, $IC95=0.78;0.98$), pression totale ($r=0.96$, $IC95=0.87;0.99$), température ($r=0.98$, $IC95=0.95;0.99$) et wall shear stress ($r=0.92$, $IC95=0.75;0.97$) (tous $p < 0.01$)).

Conclusion

Les modèles chirurgie virtuelle et post-opératoire étaient comparables, et correspondaient à l'évaluation clinique du patient. Dans un future proche, CFD et chirurgie virtuelle pourraient être des outils indispensables à maîtriser pour le chirurgien ORL.

5.1. Introduction

L'ON est un symptôme fréquent entrainant un inconfort manifesté par une sensation de diminution de l'écoulement d'air à travers les fosses nasales. Cette pathologie a un fort impact économique sur la société⁷⁵⁻⁷⁸. Les DS, l'hypertrophie turbinale inférieure et le collapsus de la valve nasale sont les principales étiologies responsables d'ON. Parmi elles, les DS sont les causes les plus fréquemment retrouvées^{2,22,54}.

La CFD offre de nouvelles perspectives dans la compréhension de l'anatomie fonctionnelle des cavités naso-sinusiennes⁷⁹. Beaucoup d'études CFD ont été conduites au cours des dernières années¹⁵. La CFD a prouvé son utilité et sa précision, permettant par exemple de distinguer le côté obstrué du côté sain chez des patients avec DS, grâce à des valeurs calculées numériquement. Plusieurs études ont aussi retrouvé que le heat flux est très corrélé au ressenti du patient^{16,32}.

Par ailleurs, la simulation de procédures chirurgicales sur des modèles 3D peut dorénavant être entreprise grâce à des outils de reconstruction 3D. Cette technologie, appelée chirurgie virtuelle (CV), a déjà été associée à la CFD dans le domaine de la rhinologie¹⁸. Ainsi, CV et CFD peuvent être combinés afin de tenter de prédire les effets d'une chirurgie en comparant les modèles numériques obtenus par CV après une vraie chirurgie (post surgery, PS)⁴³. Établir des similitudes entre les modèles CV et PS améliorerait la validité de la CV.

L'objectif principal de notre étude était de déterminer si la CV pouvait prédire les résultats post-opératoires chez des patients présentant une DS.

5.2. Matériel et méthodes

Sélection des patients

Nous avons inclus deux patients adressés dans notre centre pour ON, et nécessitant une septoplastie. Le 1^{er} patient (23 ans) présentait une DS majeure, post-traumatique, antérieure droite. La 2^e patiente (27 ans) présentait également une DS antérieure droite, congénitale et moins marquée que celle du patient 1. Les deux étaient des déviations en C selon Teixeira *et al.* ou Radulesco *et al.*^{22,21}. Nous avons utilisé le score NOSE pour évaluer la gêne fonctionnelle du patient 1 mois avant et 6 mois après la chirurgie.

Les scanners pré-opératoires étaient obtenus grâce à un protocole low-dose (AquilionPrime, Canon Medical Systems, Otawara, Japan) avec protocole d'acquisition cranio-caudale. Pour les deux patients, les scanners post-opératoires étaient faits au moins 3 mois après la chirurgie et pour une autre raison médicale. Ils ne montraient pas de complication post-opératoire.

Création des modèles 3D

Le protocole utilisé était identique à celui du chapitre 4.

Protocole CFD

Domaine de calcul et conditions limites

Le protocole était le même que celui du chapitre 4, sauf qu'ici nous avons utilisé des calculs instationnaires. Afin de simuler une respiration physiologique, une variation de pression statique pré-enregistrée chez un sujet standard était appliquée au nasopharynx. t_1 correspondait à l'inspiration maximale ($\Delta P = -171$ Pa, $t = 4.15$ sec), t_2 à la transition entre inspiration et expiration ($\Delta P = 0$ Pa, $t = 5.25$ sec) et t_3 au maximum d'expiration ($\Delta P = +126$ Pa, $t = 6.2$ sec) (Figure 5.1).

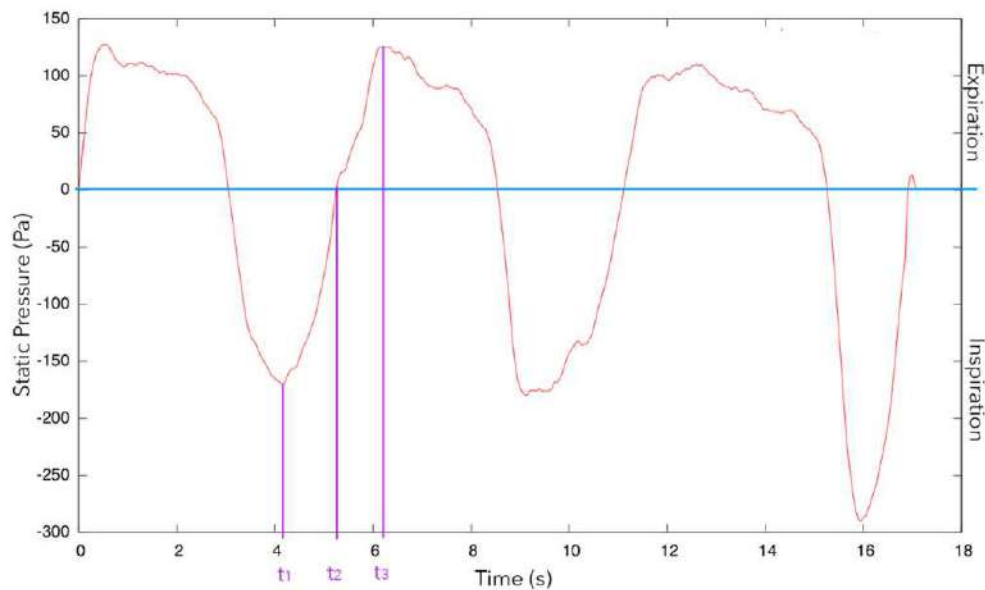


Figure 5.1. Cycle nasal utilisé pour les calculs instationnaires : une pression statique variable est imposée au rhinopharynx. t_1 correspondait à l'inspiration maximale ($\Delta P = -171$ Pa, $t = 4.15$ sec), t_2 correspondait à la transition entre l'inspiration et l'expiration ($\Delta P = 0$ Pa, $t = 5.25$ sec) et t_3 correspondait à l'expiration maximale ($\Delta P = +126$ Pa, time = 6.2 sec).

Mesures des variables CFD

Le heat flux, la pression totale et le wall shear stress étaient des mesures moyennées sur 1cm^2 à la paroi. Toutes les mesures étaient réalisées à 1.5 cm du plancher des fosses nasales, sur la paroi latérale, selon 3 localisations. La localisation n°1 correspondait au maximum de DS, 2 cm après l'entrée dans les fosses nasales pour les 2 patients ; la localisation n°2, à la paroi latérale (4 cm après l'entrée du nez) ; et la localisation n°3 à la choane (7 cm après l'entrée du nez). La localisation n°0 correspondait aux mesures prises dans l'air ambiant. Les températures étaient les valeurs moyennes calculées sur des plans de coupes en regard des localisation n°1, 2 et 3. Toutes ces variables étaient mesurées à t_1 , t_2 et t_3 pour chaque localisation du côté le plus obstrué (à droite). Nous avons également étudié les lignes de courant.

Résistances nasales, débits et rhinomanométries

Les résistances nasales et les débits étaient mesurés pour une pression statique différentielle de -150 Pa du côté le plus obstrué. Les résistances étaient exprimées en Pa.s/mL selon la formule $R=\Delta P/V$, où ΔP est la pression différentielle entre la narine et le rhinopharynx et V le débit d'air.

Une rhinomanométrie antérieure active (AA-RMM) (sans vasoconstricteurs) était faite avant et après chirurgie. Le même rhinomanomètre était utilisé pour les 2 patients (Otopront®, Rhinon-sys©, Happersberger, Otopront GmbH2008). Les rhinomanométries numériques (CFD-RMM) étaient réalisées avant chirurgie, après CV et après intervention chirurgicale.

Protocoles de CV

Dans notre centre, la stratégie chirurgicale des DS typiques, comme celle présentée par nos patients, est standardisée. Dans le cas d'une déviation septale en C, on réalise une septoplastie endoscopique (technique de Killian) afin d'obtenir un septum rectiligne.

Pour réaliser la CV, un chirurgien senior n'ayant pas vu cliniquement le patient examinait les modèles tridimensionnels pré-opératoires et concluait, dans les deux cas, à une DS en C. La CV était alors entreprise grâce à une utilisation combinée de 2 logiciels : ITK-Snap® and Star-CCM+®. Le chirurgien cherchait alors à reproduire les résultats qu'il souhaiterait obtenir au bloc opératoire. En ajoutant des voxels d'air ou en appliquant une translation aux murs, il était possible de créer une nouvelle forme de septum nasal (Figure 5.2). Le temps nécessaire à la réalisation de ces protocoles était évalué.

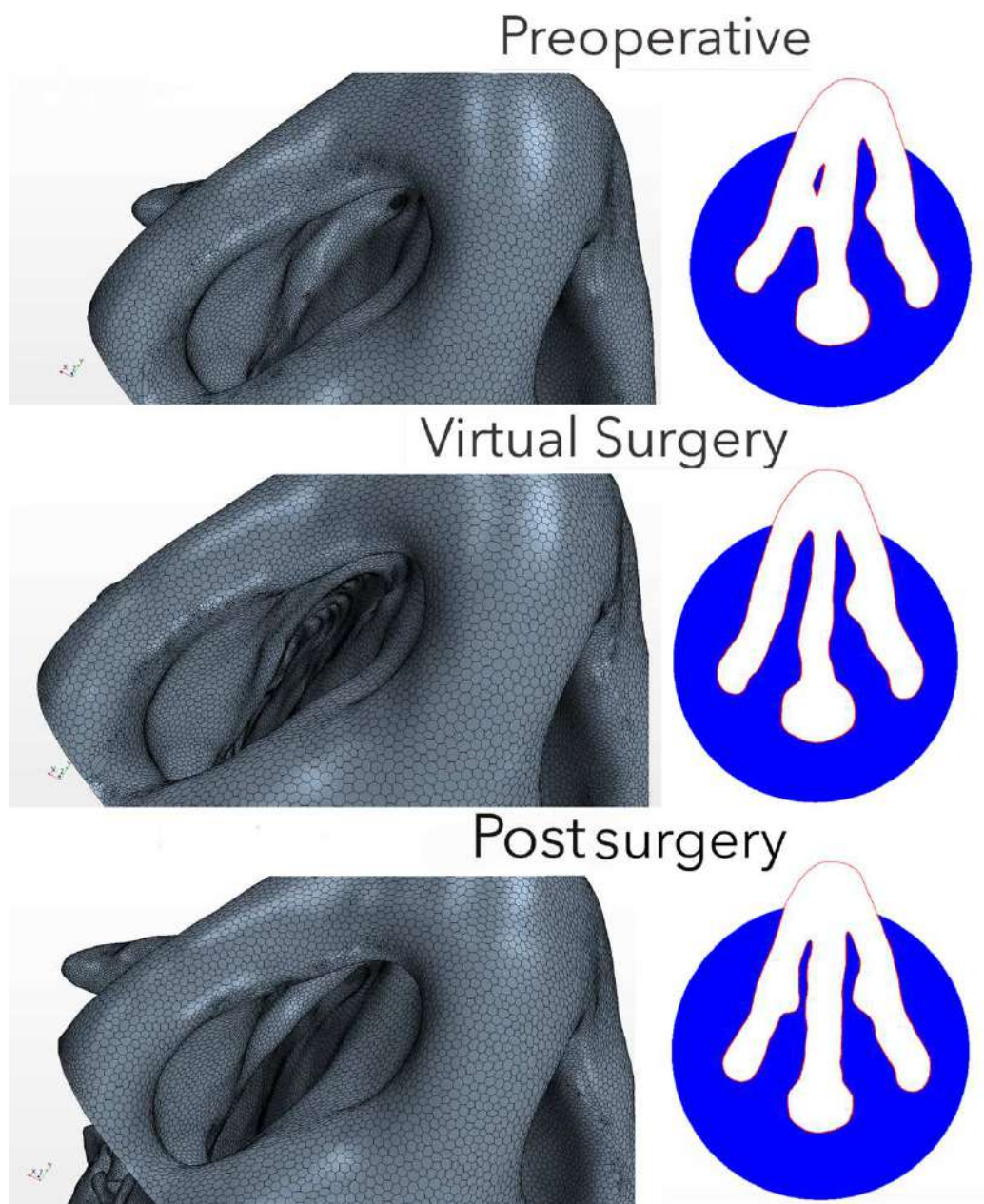


Figure 5.2. Comparaison des modèles pré-opératoire (en haut), « chirurgie virtuelle » (au milieu) et « post-opératoire » (en bas) sur une vue inférieure et une coupe coronale passant par la zone de la valve nasale. La valve nasale apparaissait légèrement plus élargie après chirurgie virtuelle que sur le modèle post-opératoire.

Comparaison entre modèles CV et PS : analyses statistiques

Pour déterminer si la CV pouvait prédire les résultats post-opératoires, nous avons comparé les modèles CV et PS en recherchant des différences et/ou en établissant des corrélations entre les variables CFD de ces modèles. Les différences avec le modèle pré-opératoire ont également été testées. Nous avons par ailleurs comparé les résistances nasales, les débits et les rhinomanométries.

Un *test-t* a été utilisé afin de rechercher des différences statistiquement significatives entre les modèles pré-opératoire, CV et PS en utilisant les variables CFD à l'inspiration (t_1) et à l'expiration (t_3). Les mesures à t_2 n'étaient pas utilisées pour les analyses statistiques. Un $p < 0.05$ était considéré comme statistiquement significatif.

Un *test de corrélation de Pearson* (r) a été utilisé pour calculer les corrélations entre les variables CFD des modèles CV et PS, en utilisant les mesures à t_1 , t_2 et t_3 . Les corrélations étaient considérées comme parfaites si $|r_s| = 1$, très fortes si $|r_s| > 0.8$, fortes si $0.5 > |r_s| > 0.8$, modérées si $0.2 > |r_s| > 0.5$, faibles si $|r_s| < 0.2$ et nulles si $r_s = 0$. L'intervalle de confiance à 95% des coefficients de Spearman était calculé par amorçage en utilisant RVAideMemoire package pour R v3.5 (R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria). Les corrélations étaient statistiquement significatives si $p < 0.05$. Les calculs statistiques utilisaient PAST software (Oyvind Hammer, University of Oslo, Norway).

5.3. Résultats

Résultats des chirurgies

Les deux patients ont été opérés par chirurgie endoscopique. Il n'y avait pas de complication après la chirurgie. Pour le patient 1, le score NOSE était de 70/100 avant et 0/100 après chirurgie. Pour le patient 2, le score NOSE était de 90/100 avant et 0/100 après chirurgie.

Notre protocole de CV avait pour but de simuler une septoplastie. La durée des chirurgies virtuelles étaient de 6 et 26 minutes pour les patients 1 et 2, respectivement.

Comparaison entre les variables CFD des différents modèles (Tableau 5.1)

Variable		t test		Coefficient de corrélation de Pearson (CV / PS)		
		p		r	IC95%	p
		Inspiration (t ₁)	Expiration (t ₃)			
Heat flux	CV / PS	0.7	0.9	0.94	0.78;0.98	<0.01*
	Pre-op / CV	0.01*	0.2			
	Pre-op / PS	0.03*	0.17			
Pression totale	CV / PS	0.17	0.9	0.96	0.87;0.99	<0.01*
	Pre-op / CV	0.009*	0.19			
	Pre-op / PS	0.014*	0.14			
Température	CV / PS	0.07	0.6	0.98	0.95;0.99	<0.01*
	Pre-op / CV	0.007*	0.6			
	Pre-op / PS	0.008*	0.1			
Wall shear stress	CV / PS	0.6	0.054	0.92	0.75;0.97	<0.01*
	Pre-op / CV	0.2	0.23			
	Pre-op / PS	0.1	0.2			

Tableau 5.1. Analyses statistiques comparant les variables CFD des différents modèles, en fonction des phases inspiratoires ou expiratoires. Pre-op= modèle pré-opératoire. CV = modèle chirurgie virtuelle ; PS = modèle post-opératoire ; * test statistiquement significatif.

Concernant les comparaisons entre les modèles CV et PS, nous n'avons pas trouvé de différence statistique pour le heat flux, le wall shear stress et la température à l'inspiration et à l'expiration ($p>0.05$) (Figure 5.3).

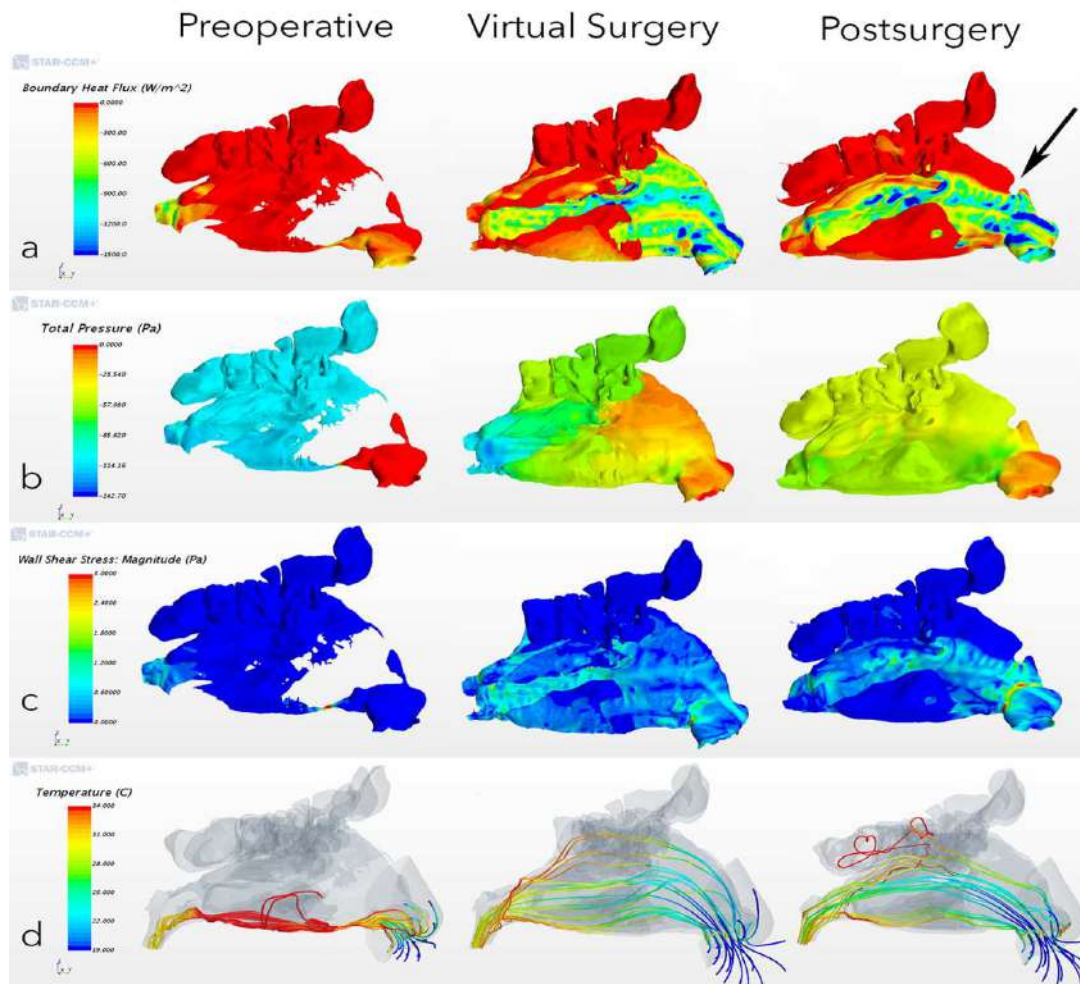


Figure 5.3. Représentation à l'inspiration du patient 1 : a. du heat flux (W/m^2), b. de la pression totale (Pa), c. du wall shear stress (Pa) et d. des lignes de courant en fonction de la température ($^{\circ}\text{C}$). Toutes les variables étaient améliorées après chirurgie virtuelle ou après intervention chirurgicale. La principale différence entre chirurgie virtuelle (colonne centrale) et chirurgie (colonne de droite) était retrouvée à la partie antéro-supérieure de la fosse nasale droite. La flèche noire sur le modèle post-opératoire montre le défaut de correction. La répartition des streamlines a également été améliorée par les chirurgies.

Les mesures pré-opératoires étaient significativement différentes des modèles CV et PS à l'inspiration pour le heat flux, la pression totale et la température, mais pas pour le wall shear stress. Les valeurs post-opératoires (CV et PS) de wall shear stress à la localisation n°1 étaient plus faibles qu'avant chirurgie (de -2.7 à -7.9 Pa). Cependant, les valeurs de wall shear stress pour les localisations n°2 et 3 étaient presque identiques pour tous les modèles (Figure 5.4)

Patient 2

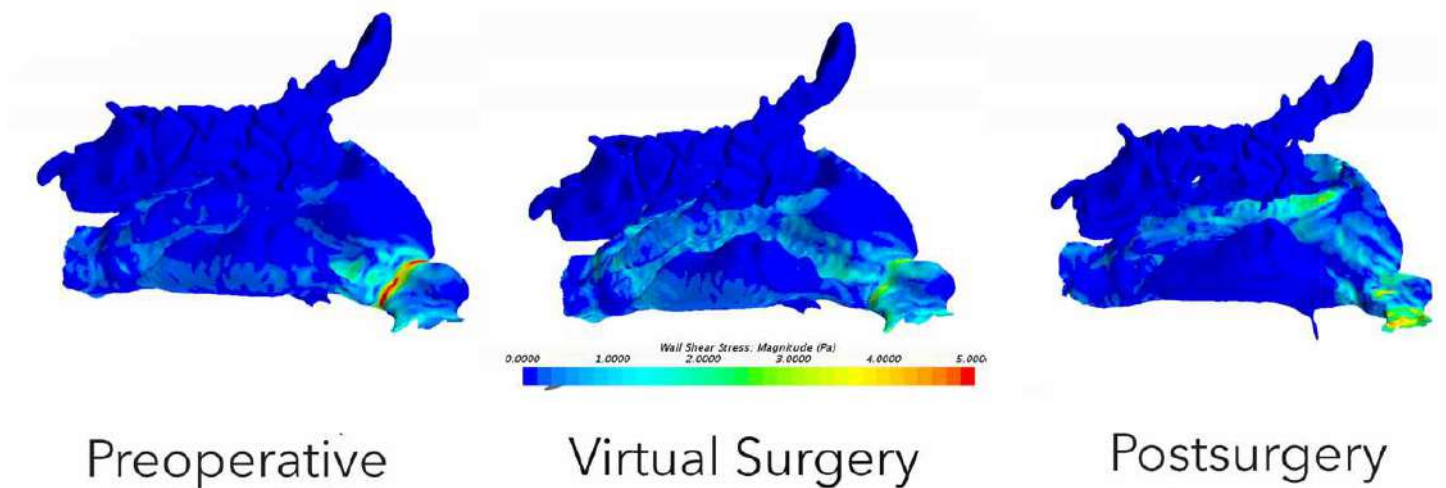


Figure 5.4. Wall shear stress pour le patient 2. Les valeurs postérieures (localisations n°2 et 3) sont quasi identiques pour tous les modèles.

Nous n'avons pas retrouvé de différence pour l'expiration entre tous les modèles pour les 2 patients.

(Figure 5.5)

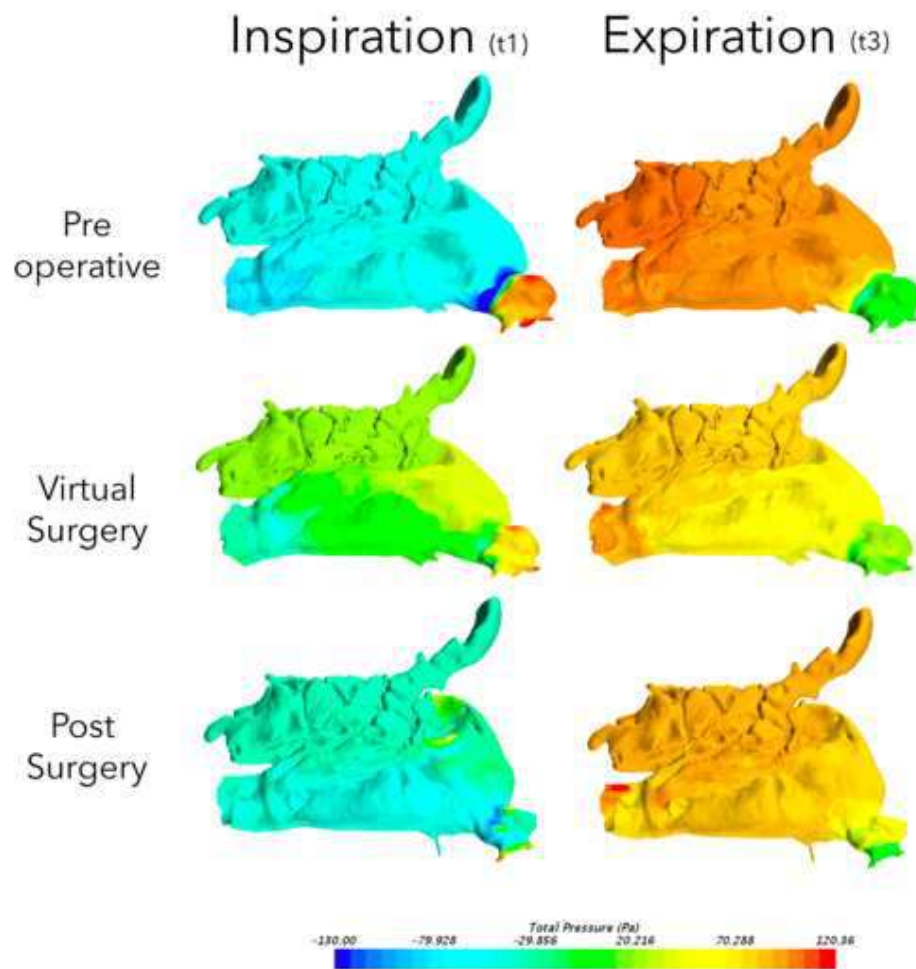


Figure 5.5. Fosse nasale droite du patient 2. Représentation de la pression totale avant chirurgie et après chirurgie virtuelle (Virtual Surgery) et vraie chirurgie (Post Surgery) à l'inspiration et à l'expiration. Avant chirurgie, on retrouve une forte chute de pression en regard de la valve nasale. Après chirurgies (virtuelle et réelle), est notée une amélioration à t1 et t3, particulièrement en regard de la localisation n°1. A l'expiration en revanche, les différences entre les modèles étaient faibles et non significatives.

L'étude des corrélations entre les variables CFD de ces modèles CV et PS ont retrouvé de très fortes corrélations pour le heat flux ($r=0.93$, $IC95=0.78;0.98$), la pression totale ($r=0.96$, $IC95=0.87;0.99$), les températures ($r=0.98$, $IC95=0.95;0.99$) et le wall shear stress ($r=0.92$, $IC95=0.75;0.97$) (tous $p<0.01$).

Résistances nasales et rhinomanométries (Tableau 5.2, Figure 5.6)

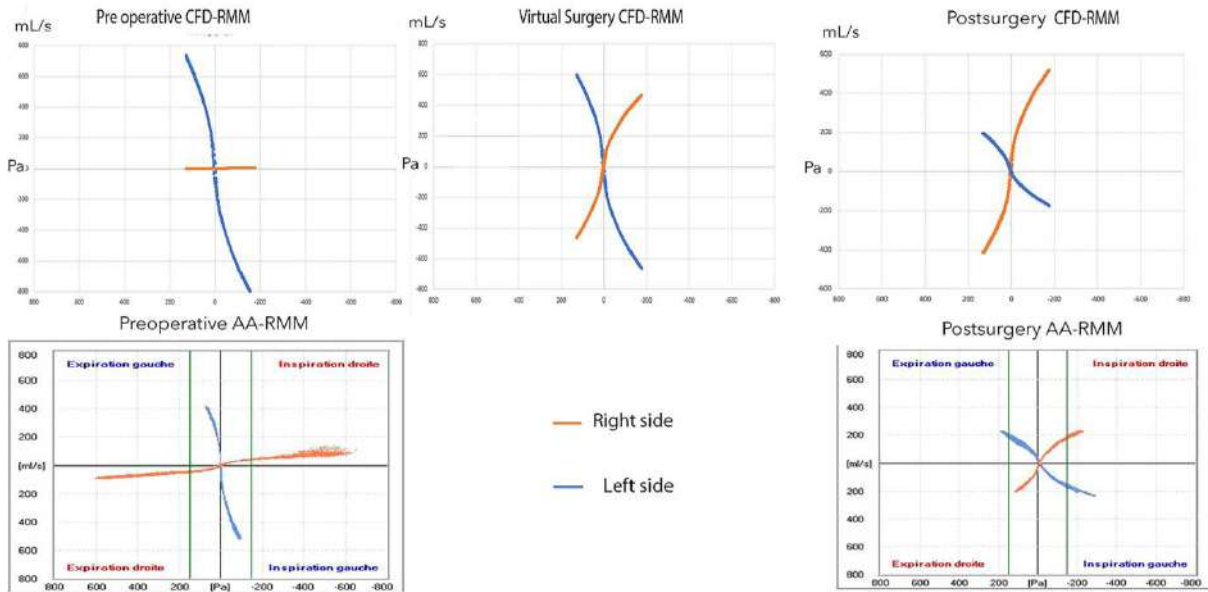
	Patient 1			Patient 2		
	Preop	CV	PS	Preop	CV	PS
Rhinomanométrie	3.74	n.a.	0.38	2.05	n.a.	1.01
CFD-NR	16.6	0.42	0.37	0.91	0.46	0.46

Tableau 5.2. Valeurs inspiratoires des résistances nasales du côté obstrué obtenues avec la rhinomanométrie (en haut) et par la CFD (en bas), pour une pression différentielle de -150 Pa.

Résistances nasales en Pa.s/mL.

Les modèles CV et PS ont donné des résistances nasales numériques comparables. Une amélioration importante était retrouvée en comparaison aux valeurs pré-opératoires. Les résistances calculées par la CFD étaient quantitativement différentes des données rhinomanométriques dans la plupart des cas, alors que les courbes de rhinomanométries étaient comparables (Figure 5.6).

Patient 1



Patient 2

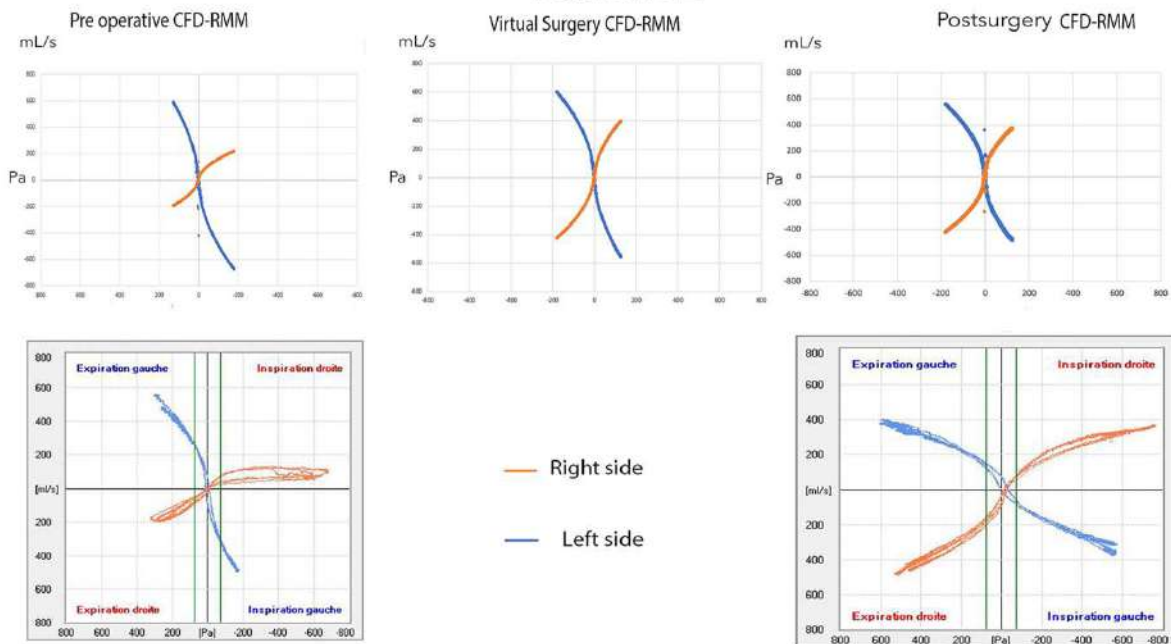


Figure 5.6. Comparaison entre les rhinomanométries numériques (CFD-RMM, en haut) et les rhinomanométries (en bas), avant chirurgie, après chirurgie virtuelle (virtual surgery) et vraie chirurgie (postsurgery), pour les patients 1 et 2. Les formes des rhinomanométries numériques (CFD-RMM) et de la rhinomanométrie sont comparables. Les modèles chirurgie virtuelle et post-opératoire donnent des résultats similaires du côté obstrué (courbes rouges).

La différence principale concernait les pressions maximales atteintes lors de la rhinomanométrie antérieure active, plus élevées que sur le modèle numérique (-600 Pa versus -171 Pa). Pour le patient 2, la rhinomanométrie montrait toujours des résistances nasales post-opératoires élevées (1.01 Pa.s/mL), alors que la patiente n'avait aucune plainte fonctionnelle.

5.4. Discussion

Nouveautés

Un des défis principaux pour le chirurgien est le choix de la structure anatomique à corriger, afin d'obtenir le meilleur résultat, tout en restant aussi conservateur que possible ⁸⁰. En effet, des résections extensives peuvent entraîner des complications chirurgicales comme le syndrome du nez vide, des perforations septales ou des problèmes de cicatrisation ⁸¹. Grâce à la CV, le chirurgien peut essayer différentes corrections, en fonction de ses possibilités techniques et des résultats souhaités.

La CV permet ainsi de visualiser les effets d'une procédure chirurgicale. Les temps de calculs sont encore un obstacle majeur à la réalisation de ces procédures en temps réel. Dans un futur proche, il sera certainement possible de montrer au patient, en direct à la consultation, quelles corrections sont envisageables et leurs répercussions sur l'écoulement de l'air. Cela participera à une meilleure information pré-opératoire du patient (Figure 5.7).

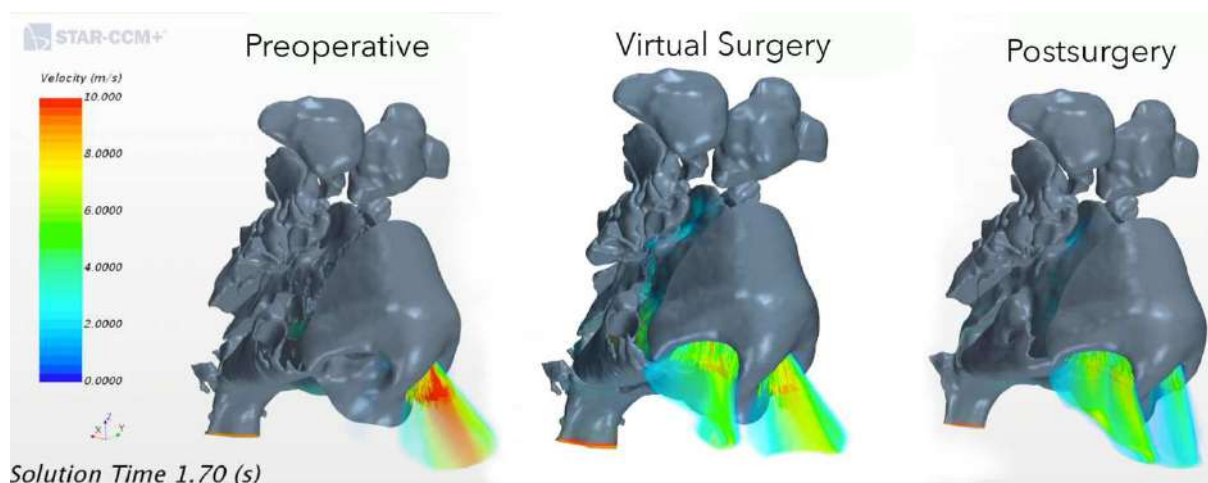


Figure 5.7. Comparaison visuelle des flux d'air à l'expiration (t_3) avant et après chirurgie, pour le patient 1. Après chirurgie virtuelle (au milieu) ou réelle (à droite), la distribution de l'air était mieux répartie entre les fosses nasales droite et gauche qu'avant intervention (à gauche). L'échelle colorimétrique est graduée en fonction de la Vitesse de l'écoulement d'air.

Protocoles de chirurgie virtuelle : applicabilité clinique

La CV est une procédure rapide et réalisable quelle que soit la DS. Cependant, elle nécessite l'apprentissage des logiciels de reconstruction 3D et de CFD. Dans notre protocole, la correction d'une DS ne venant pas au contact de la paroi latérale du nez était rapide en utilisant Star-CCM+®, par application d'une translation progressive du septum nasal de quelques millimètres (Patient 2). En revanche, en cas de contact entre le septum et la paroi latérale, il était plus aisé d'utiliser ITK-Snap®, qui permettait d'insérer des voxels d'air entre les structures (Patient 1).

Fiabilité de la chirurgie virtuelle

Notre étude cherchait à déterminer si la CV permettait de prédire les résultats post-opératoires en comparant les variables CFD des modèles CV et PS. Aucune différence entre les modèles CV et PS n'était notée. De plus, nous retrouvons de fortes corrélations entre les variables CFD des modèles

CV et PS (Tableau 1). Retrouver des coefficients de corrélations quasiment identiques entre le heat flux, le wall shear stress, la température et la pression totale apparaît comme logique puisque le calcul de ces variables répond à la résolution des mêmes équations. Cela renforce la validité de notre méthode de mesure.

Concernant la phase inspiratoire, le heat flux, la pression totale et les températures étaient améliorés après chirurgie. Étonnamment, les différences pour le wall shear stress n'étaient pas statistiquement significatives, bien que les valeurs de wall shear stress en regard de la localisation n°1 furent clairement améliorées. Ce résultat était lié au fait que les mesures de wall shear stress aux localisations n°2 et 3 étaient presque identiques pour tous les modèles. Comme rapporté par Li *et al.*, calculer la valeur maximale de wall shear stress (peak wall shear stress) pourrait être plus pertinent dans l'analyse des DS ²¹.

La comparaison visuelle des modèles CV et PS du patient 1 montrait que la différence principale était située à la partie antérieure et supérieure de la fosse nasale, où une indentation pouvait être visualisée après chirurgie (Figure 6.3, flèche noire). Ce résultat était lié à la technique chirurgicale utilisée : une correction plus complète aurait nécessité une septoplastie extracorporelle par voie externe. Cependant, nous pensions que la chirurgie choisie (voie endoscopique) était suffisante afin d'obtenir un résultat post-opératoire satisfaisant. Vu différemment, nous pourrions considérer que la CV a sur-corrigé la DS. En effet, il n'y a pas de limite technique ou anatomique quand on réalise une procédure de CV. Cela peut expliquer pourquoi les résultats pouvaient être légèrement meilleurs après CV qu'après chirurgie, particulièrement concernant les pressions totales pour le patient 2. Les protocoles de CV nécessitent une certaine expérience chirurgicale afin de rester réaliste et éviter des sur-corrections.

Concernant la phase expiratoire, nous n'avons pas retrouvé de différence statistiquement significative pour toutes les variables CFD, ni entre les modèles CV et PS, ni en comparant ces derniers au modèle préopératoire. Cependant, les pressions en regard de la localisation n°1 étaient largement améliorées après chirurgie, témoignant de la correction de la DS. Nous avons trouvé peu de différence concernant le heat flux car les températures des murs (34°C) et de l'air expiré (37°C) étaient proches, conduisant à une diminution des échanges thermiques, comparé à la phase inspiratoire (19°C). De plus, il apparaissait logique que la plupart des mesures de température soient identiques puisque la DS était antérieure (toutes les températures entre le pharynx et la DS sont similaires, l'air frais ne pouvant pénétrer dans la fosse nasale). Les variables CFD à l'expiration étaient moins sensibles que les valeurs inspiratoires, ce qui est en accord avec les plaintes des patients, qui s'expriment presque exclusivement à l'inspiration.

Concernant les rhinomanométries, nous retrouvions une bonne correspondance entre les modèles CV et PS. Les différences principales concernaient les pressions maximales atteintes au cours de la rhinomanométrie qui étaient supérieures à celle de la CFD-RMM. Durant une rhinomanométrie, les patients ont une respiration unilatérale et, du fait de leur DS, ont besoin d'un effort inspiratoire augmenté. Dans les modèles CFD, les patients ont une respiration bilatérale, conduisant à une diminution du débit aérien dans chacune des deux narines, ceci augmentant artificiellement la résistance nasale. La simulation d'une respiration plus profonde et utilisant une seule narine permettrait une meilleure comparaison avec la rhinomanométrie. En rhinomanométrie, le patient 2 avait de grandes résistances post-opératoires (1.01 Pa.s/mL) bien qu'il ne se plaigne pas d'ON (NOSE = 0/100). Il a déjà été montré que les comparaisons quantitatives entre rhinomanométrie et sensation du patient sont mauvaises ⁷. De plus, le cycle nasal, qui n'a pas été pris en compte dans notre modèle, peut engendrer une modification de l'écoulement de l'air et ainsi expliquer une partie des différences entre rhinomanométrie et CFD-RMM. Certains auteurs ont proposé une correction

virtuelle de ce cycle nasal. Gaberino *et al.*, ont ainsi montré que les corrélations entre CFD et sensation du patient étaient améliorées après correction virtuelle du cycle nasal^{38,40}.

Le fait que la plupart des données soit comparable entre les modèles CV et PS est une preuve scientifique de la fiabilité de la CV. D'autres études sont nécessaires afin de conforter ces données.

Apport des calculs instationnaires

A ce jour, la plupart des études utilisent des calculs stationnaires, correspondant à une inspiration (ou une expiration) infinie. Ce modèle de respiration est très différent d'une respiration normale, qui comprend quatre phases : accélération et décélération inspiratoires, accélération et décélération expiratoires¹³.

L'avantage principal des calculs instationnaires est qu'ils reproduisent une respiration physiologique mais permet aussi une visualisation optimale, montrant les écoulements d'air entrant et sortant (Figure 5.8).

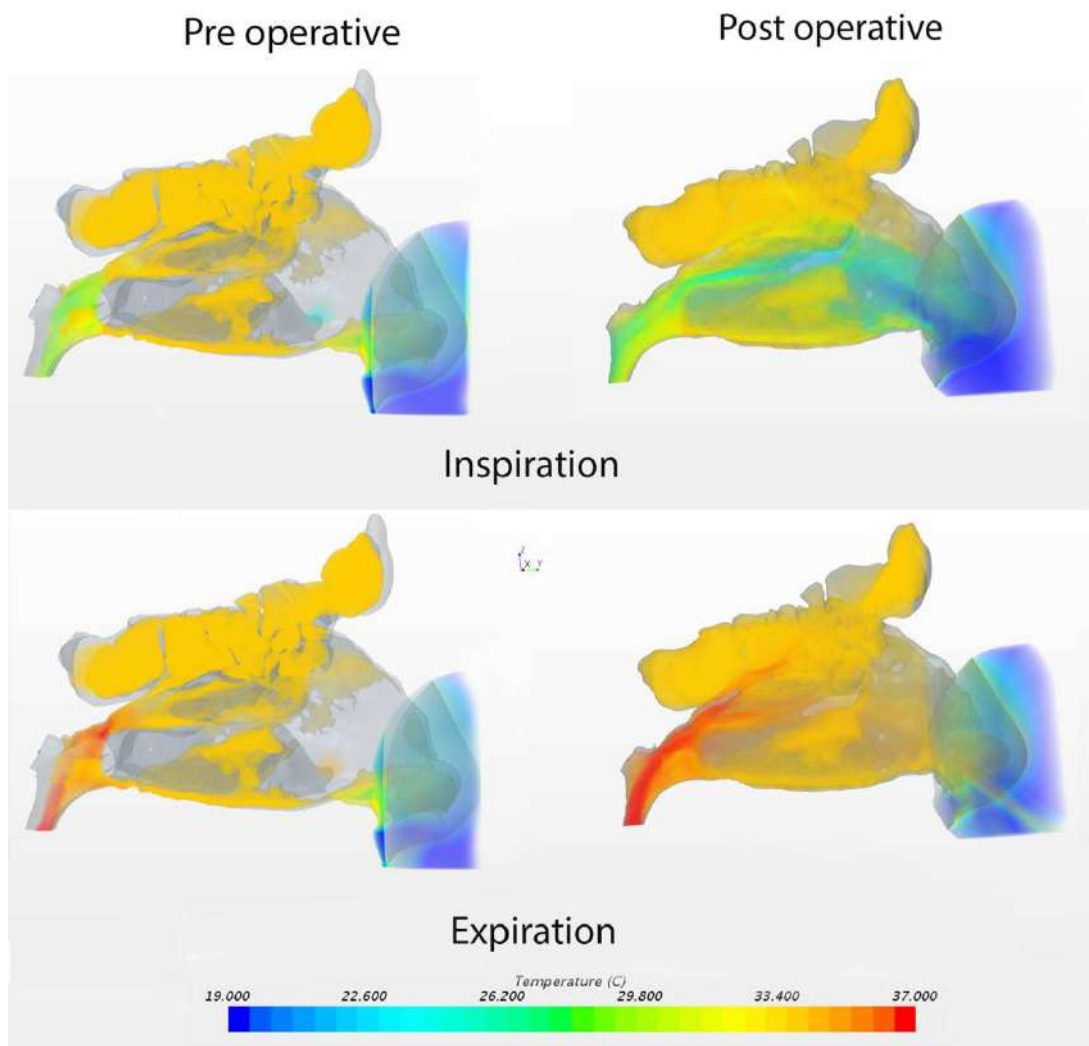


Figure 5.8. Représentation de la température au cours d'un écoulement instationnaire, sur les modèles pré-opératoire et post-opératoire. Après chirurgie, à l'inspiration, la plupart du débit aérien est retrouvée au méat moyen. Cependant, à l'expiration, la répartition du flux d'air est répartie plus harmonieusement.

Leur principal inconvénient reste le temps nécessaire aux calculs (environ 1 semaine sur 16 processeurs, pour 15 secondes de respiration simulée). En attendant une amélioration de la puissance informatique, les calculs stationnaires restent une solution donnant déjà beaucoup d'informations. Les différences entre les calculs stationnaires et instationnaires doivent être explorées dans le cadre de l'ON. Dans une étude préliminaire, Hörscher *et al.* avaient trouvé les plus

grandes différences entre calculs stationnaires et instationnaires à la phase de transition entre inspiration et expiration ⁸².

Comparaison avec d'autres études

Peu d'études ont évalué la CV dans le domaine de l'ON ^{18,43,83}. Bien que beaucoup d'articles se soient intéressés à la physiologie nasale grâce à la CFD, cette étude est la première, à notre connaissance, à comparer modèles CV et PS en utilisant l'ensemble des variables CFD et avec des calculs instationnaires ^{16,45,84,85}.

Parmi les études existantes, certaines se sont intéressées aux turbinectomies virtuelles (inférieures ou moyennes), montrant d'importantes modifications dans l'écoulement et le conditionnement de l'air ^{35,37}.

Dans le domaine des DS, Frank-Ito *et al.* ont comparé des modèles CV et PS en utilisant les résistances nasales, le débit d'air et les pressions chez 10 patients ⁴³. Ils n'ont pas retrouvé de différence statistiquement significative entre les modèles CV et PS en comparant les résistances ($p=0.059$) et les débits ($p=0.074$). En comparant les modèles CV et PS à l'inspiration au modèle pré-opératoire, ils retrouvaient toujours des différences statistiquement significatives ($p<0.05$). Ils ont également montré que leur protocole de CV avait tendance à surestimer la correction des débits. Dans notre étude, la CV a surtout surestimé la correction de la pression totale (localisation n°1 et 2).

Rhee *et al.* ont testé différentes CV chez un patient présentant une ON multifactorielle et ont montré que la réduction de la résistance nasale était principalement due à la septoplastie et à la réduction du volume des cornets inférieurs (-50.2%, versus -4.9% pour un geste sur la valve nasale seule) ¹⁸. Évidemment, tout dépend du modèle utilisé. Cependant, ces résultats sont intéressants et montrent comment, dans le futur, la CV pourra aider les chirurgiens dans leur décision thérapeutique et dans

la stratégie chirurgicale. Dans une étude précédemment publiée, Rhee *et al.* ont également montré que la CV pouvait donner des résultats fiables ⁸⁶. En utilisant la CV, Garcia *et al.* ont démontré que les DS antérieures sont plus impliquées dans l'ON que les DS postérieures ⁸³. Cependant, ces études n'incluaient qu'un patient et n'évaluaient que la résistance nasale, les débits et la pression à l'aide de calculs stationnaires. D'autres variables CFD, comme le heat flux, doivent être prises en compte lors des études numériques.

Par ailleurs, certains auteurs ont souligné que la répétition des cycles respiratoires lors des simulations est importante pour comprendre la physiologie nasale et éviter la perte d'information ⁴¹.

Perspectives

Des progrès considérables sont encore nécessaires, nécessitant l'intégration d'autres données permettant l'amélioration des modèles ou des calculs.

Certains auteurs intègrent l'humidité dans leur simulation ⁷⁰. L'hygrométrie doit être prise en compte car l'humidification est une des fonctions principales du nez et pourrait jouer un rôle important dans la gêne exprimée par les patients. L'humidité, calculée en CFD, pourrait être corrélée à la perception du patient, particulièrement dans les cas de syndrome du nez vide.

Le plus grand défi est la création d'un modèle déformable. Des modifications architecturales apparaissent durant l'inspiration et l'expiration, en particulier au niveau de la valve nasale. Plus ou moins importante en fonction des patients, la déformabilité des cartilages et des tissus mous a déjà été évaluée *in vivo* et est caractérisée par le module de Young ^{87,88}. Nous travaillons actuellement à la création d'un modèle de nez virtuel déformable.

Par ailleurs, la démocratisation de la CFD passera par son automatisation, pour pouvoir l'utiliser en routine clinique. Les techniques de deep learning pourraient aider à surmonter le problème de la

résolution des équations de Navier-Stokes ⁸⁹. Dès lors que ces avancées technologiques seront à disposition, l'association de la CV et de la CFD pourra rapidement devenir un outil indispensable pour le chirurgien ORL.

Limites

Notre étude ne comprend que 2 patients, à cause du manque d'examens post-opératoires disponibles. En effet, nous ne réalisons pas de scanner post-opératoire systématique car cet examen expose le patient à une irradiation supplémentaire et inutile.

5.5. Conclusion

Dans notre étude, la CV a fourni des résultats comparables aux résultats post-opératoires. Dans un futur proche, la CV et la CFD seront des outils importants à maîtriser pour le chirurgien ORL. Nous sommes convaincus que la CFD peut améliorer la compréhension de la physiologie nasale et peut, dans des cas sélectionnés, aider à choisir la meilleure stratégie avant une intervention chirurgicale.

6. PERSPECTIVES

Afin de pouvoir utiliser la CFD en routine clinique comme procédé diagnostique et afin de planifier au mieux les chirurgies, plusieurs améliorations sont à prévoir :

- concernant le modèle de nez virtuel : dans un futur proche, nous espérons être capable de fournir un modèle numérique reproduisant l'ensemble des propriétés fonctionnelles et architecturales du nez humain. Sur le plan fonctionnel, nous souhaitons intégrer l'hygrométrie au modèle numérique et reproduire un modèle de cycle nasal. Sur le plan architectural, nous envisageons de créer un modèle de nez déformable lors des phases inspiratoires et expiratoires.
- concernant l'ingénierie et le calcul : nous souhaitons automatiser la procédure ou même utiliser l'intelligence artificielle.

6.1. Amélioration du modèle

6.1.1 L'humidité

Une grande partie des apports hydriques quotidiens servent à humidifier l'air inspiré. La quasi-totalité de cette humidification se fait au niveau des fosses nasales ⁹⁰. Il est probable que le défaut d'humidification de l'air joue un rôle important dans la genèse d'une ON, comme par exemple dans le syndrome du nez vide. Peu d'études se sont intéressées à la simulation numérique de cette humidification et aucune n'a exploré son lien avec le ressenti du patient ^{35,70,91}. Or, la sensibilité au froid de la muqueuse nasale doit être augmentée par un taux d'humidification élevé ⁵².

6.1.2. Intégration du cycle nasal

Le cycle nasal constitue un biais majeur en CFD, la modification de volume des cornets inférieurs au cours du temps engendrant des variations conformationnelles elles-mêmes responsables d'une modification des résultats numériques obtenus. Afin de contrôler au mieux ce biais, il serait souhaitable de pouvoir simuler un cycle nasal plus ou moins important en fonction de la gêne exprimée par le patient. Des modifications virtuelles de volume des cornets inférieurs à partir d'un scanner réalisé à un instant t permettraient de reproduire ce cycle.

6.1.3. Création d'un modèle de nez virtuel déformable

Les dysfonctions de la valve nasale sont fréquemment à l'origine d'une ON². Un collapsus de l'aile du nez peut aboutir à un rétrécissement de la filière respiratoire, lors de l'inspiration. Ce collapsus n'est pas modélisable numériquement, car les modèles utilisés considèrent que les parois nasales sont rigides. Cependant, il est possible d'imposer au logiciel un coefficient de déformabilité des parois. Ce coefficient de déformabilité est appelé module de Young ou module d'élasticité (longitudinale). Il représente la constante qui relie la contrainte de traction (ou de compression) et le début de la déformation d'un matériau élastique isotrope et varie en fonction de la constitution intrinsèque des tissus et de leur épaisseur. Quelques études se sont intéressées à ce coefficient de déformabilité au niveau nasal^{87,88}. Bien que leurs résultats soient intéressants, il est difficile de les appliquer pour une étude numérique CFD. Un module de Young calculé pour le cartilage latéral supérieur ne peut être appliqué à l'ensemble de l'aire de la valve, par exemple. Nous essayons actuellement de séparer la pyramide nasale en plusieurs zones déformables ou non (Figure 6.1).

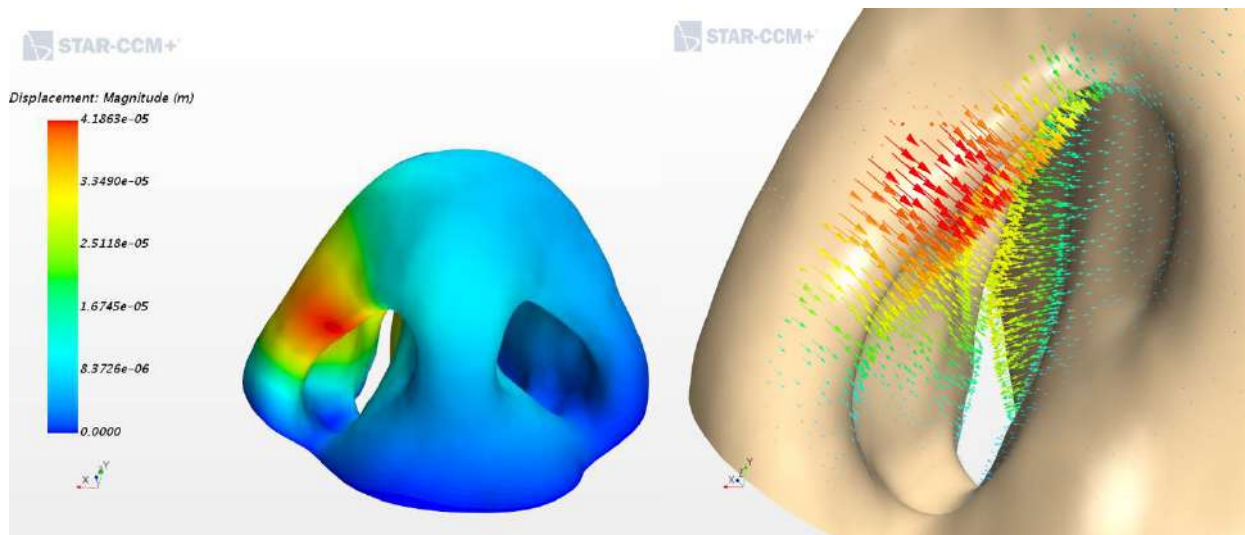


Figure 6.1. Simulation de parois déformables lors de l'inspiration. Un coefficient de déformabilité a été défini, et on retrouve un collapsus de la valve interne et externe du côté droit pour ce patient.

Sur l'image de droite, on peut voir les vecteurs de déformation.

Ces procédures sont encore expérimentales mais constituent une base solide pour de futurs travaux.

6.2. Amélioration des temps de calcul, automatisation de la procédure et intelligence artificielle

Les principaux obstacles à l'utilisation de la CFD en routine clinique est le temps nécessaire à la réalisation des calculs et la lourdeur de la procédure.

Concernant l'amélioration des temps de calcul, deux solutions sont envisageables.

- Premièrement, l'augmentation de la puissance de calcul. La loi de Moore stipule que la puissance de calcul des ordinateurs devrait doubler tous les 18 mois jusqu'en 2030⁹². Des « superordinateurs » existent déjà mais leur accès et les coûts de fonctionnement très élevés (consommation électrique notamment) sont, et seront, un obstacle certain à leur utilisation dans le monde médical en dehors des projets de recherche. Cependant, l'augmentation de la puissance de calcul accessible devrait

permettre de résoudre des calculs stationnaires en quelques minutes seulement. Or, il n'est pas toujours nécessaire de réaliser des calculs instationnaires. Des projets de recherche comparant résultats stationnaires et instationnaires sont à l'étude.

- La deuxième solution contourne le problème en s'affranchissant de la résolution des équations de mécanique des fluides : c'est le deep learning^{89,93,94}. Les avancées biomédicales récentes, dans tous les domaines de la santé, génèrent des bases de données importantes (de l'imagerie médicale au séquençage génomique, etc...). Le deep learning consiste à apprendre à un ordinateur à intégrer l'ensemble de ces données pour pouvoir déduire et proposer la solution la plus acceptable⁹⁵. En ophtalmologie par exemple, les techniques de deep learning permettent aux ordinateurs d'être extrêmement performants dans les diagnostics de pathologies rétinienne, et parfois même d'être plus performant que le diagnostic humain⁹⁶. Si le remplacement des médecins et la disparition de l'examen clinique n'est pas à l'ordre du jour, nous devons très rapidement apprendre à utiliser ces outils qu'il convient de voir comme une aide au diagnostic ou à la prise de décision. Dans notre cas, le deep learning permettrait d'apprendre à un ordinateur les solutions des calculs en fonction du domaine de calcul, c'est-à-dire en fonction de l'anatomie naso-sinusienne du patient. Ainsi, en analysant seulement la géométrie du domaine de calcul, l'ordinateur pourrait fournir les solutions adéquates. Nous avons pris contact avec l'équipe de l'INRIA (l'Institut National de Recherche dédié aux sciences du numérique) et du GENCI (Grand Equipement National de Calcul Intensif) afin de débiter une collaboration.

Concernant l'automatisation de la procédure, un travail en association avec les ingénieurs doit être entrepris afin de rendre les logiciels plus intuitifs et faciles d'utilisation. La première étape consistera à automatiser les procédures les plus simples, comme la segmentation tridimensionnelle ou la

définition des conditions limites. De nouveaux logiciels font leur apparition mais nous n'avons pas encore pu les utiliser⁹⁷.

CONCLUSION

La simulation numérique des écoulements permet de mieux comprendre la physiopathologie des cavités nasosinusiennes. Nous avons montré que les variables numériques avaient un lien avec les données cliniques habituellement utilisées mais aussi avec le ressenti du patient, notamment grâce à l'étude des transferts de chaleur (heat flux). Par ailleurs, la modification tridimensionnelle des modèles utilisés permet de simuler une intervention chirurgicale. Ces protocoles de chirurgies virtuelles ont montré, dans nos travaux, une similitude importante avec les résultats postopératoires. La chirurgie virtuelle pourrait alors être une aide à la décision thérapeutique pour le praticien, mais aussi apporter une explication visuelle claire et appropriée au patient sur les résultats pouvant être attendus par une intervention chirurgicale. Toutefois, la CFD se heurte encore à de nombreux écueils, principalement en raison de la complexité de ses protocoles. Les progrès technologiques à venir et la collaboration avec l'industrie biomédicale pourraient permettre une démocratisation et un essor de cette technologie, afin de pouvoir l'utiliser en routine clinique.

REFERENCES

1. Vilar-Sancho, B. Rhinoseptoplasty. *Aesthetic Plast. Surg.* **8**, 61–65 (1984).
2. Clark, D. W., Del Signore, A. G., Raithatha, R. & Senior, B. A. Nasal airway obstruction: Prevalence and anatomic contributors. *Ear. Nose. Throat J.* **97**, 173–176 (2018).
3. Hsu, D. W. & Suh, J. D. Anatomy and Physiology of Nasal Obstruction. *Otolaryngol. Clin. North Am.* **51**, 853–865 (2018).
4. Most, S. P. & Rudy, S. F. Septoplasty: Basic and Advanced Techniques. *Facial Plast. Surg. Clin. N. Am.* **25**, 161–169 (2017).
5. Sowder, J. C., Thomas, A. J. & Ward, P. D. Essential Anatomy and Evaluation for Functional Rhinoplasty. *Facial Plast. Surg. Clin. N. Am.* **25**, 141–160 (2017).
6. Rhee, J. S., Sullivan, C. D., Frank, D. O., Kimbell, J. S. & Garcia, G. J. M. A Systematic Review of Patient-Reported Nasal Obstruction Scores: Defining Normative and Symptomatic Ranges in Surgical Patients. *JAMA Facial Plast. Surg.* **16**, 219 (2014).
7. Lara-Sánchez, H., Álvarez Nuño, C., Gil-Carcedo Sañudo, E., Mayo Iscar, A. & Vallejo Valdezate, L. Á. Assessment of nasal obstruction with rhinomanometry and subjective scales and outcomes of surgical and medical treatment. *Acta Otorrinolaringol. Esp.* **68**, 145–150 (2017).
8. Lindemann, J., Tsakiropoulou, E., Konstantinidis, I. & Lindemann, K. Normal aging does not deteriorate nose-related quality of life: Assessment with “NOSE” and “SNOT-20” questionnaires. *Auris. Nasus. Larynx* **37**, 303–307 (2010).
9. Erskine, S. E. *et al.* SNOT-22 in a control population. *Clin. Otolaryngol. Off. J. ENT-UK Off. J. Neth. Soc. Oto-Rhino-Laryngol. Cervico-Facial Surg.* **42**, 81–85 (2017).
10. Geißler, K. & Guntinas-Lichius, O. [Rhinomanometry and acoustic rhinometry]. *Laryngorhinootologie.* **94**, 8–9 (2015).
11. Pendolino, A. L. *et al.* Comparison between unilateral PNIF and rhinomanometry in the evaluation of nasal cycle. *Rhinology* **56**, 122–126 (2018).
12. Vogt, K. *et al.* The new agreement of the international RIGA consensus conference on nasal airway function tests. *Rhinol. J.* **56**, 133–143 (2018).
13. Vogt, K., Wernecke, K.-D., Behrbohm, H., Gubisch, W. & Argale, M. Four-phase rhinomanometry: a multicentric retrospective analysis of 36,563 clinical measurements. *Eur. Arch. Oto-Rhino-Laryngol. Off. J. Eur. Fed. Oto-Rhino-Laryngol. Soc. EUFOS Affil. Ger. Soc. Oto-Rhino-Laryngol. - Head Neck Surg.* **273**, 1185–1198 (2016).
14. Keyhani, K., Scherer, P. W. & Mozell, M. M. Numerical simulation of airflow in the human nasal cavity. *J. Biomech. Eng.* **117**, 429–441 (1995).
15. Leite, S. H. P., Jain, R. & Douglas, R. G. The clinical implications of computerised fluid dynamic modelling in rhinology. **8**

16. Kimbell, J. S., Frank, D. O., Laud, P., Garcia, G. J. M. & Rhee, J. S. Changes in nasal airflow and heat transfer correlate with symptom improvement after surgery for nasal obstruction. *J. Biomech.* **46**, 2634–2643 (2013).
17. Rygg, A. & Longest, P. W. Absorption and Clearance of Pharmaceutical Aerosols in the Human Nose: Development of a CFD Model. *J. Aerosol Med. Pulm. Drug Deliv.* **29**, 416–431 (2016).
18. Rhee, J. S. Role of Virtual Surgery in Preoperative Planning: Assessing the Individual Components of Functional Nasal Airway Surgery. *Arch. Facial Plast. Surg.* **14**, 354 (2012).
19. Patel, R. G. Nasal Anatomy and Function. *Facial Plast. Surg. FPS* **33**, 3–8 (2017).
20. Frye, R. E., Rosin, D. F., Morrison, A. R., Leon-Sarmiento, F. E. & Doty, R. L. Modulation of the ultradian human nasal cycle by sleep stage and body position. *Arq. Neuropsiquiatr.* **75**, 9–14 (2017).
21. Radulesco, T., Hazbri, D., Dessi, P., Adalian, P. & Michel, J. Geometric morphometric contribution to septal deviation analysis. *Surg. Radiol. Anat.* (2019). doi:10.1007/s00276-019-02235-6
22. Teixeira, J., Certal, V., Chang, E. T. & Camacho, M. Nasal Septal Deviations: A Systematic Review of Classification Systems. *Plast. Surg. Int.* **2016**, 7089123 (2016).
23. Bloching, M. B. Disorders of the nasal valve area. *GMS Curr. Top. Otorhinolaryngol. Head Neck Surg.* **6**, Doc07 (2007).
24. Ziai, H. & Bonaparte, J. P. Reliability and construct validity of the Ottawa valve collapse scale when assessing external nasal valve collapse. *J. Otolaryngol. - Head Neck Surg.* **47**, (2018).
25. Velasquez, N., Thamboo, A., Habib, A.-R. R., Huang, Z. & Nayak, J. V. The Empty Nose Syndrome 6-Item Questionnaire (ENS6Q): a validated 6-item questionnaire as a diagnostic aid for empty nose syndrome patients. *Int. Forum Allergy Rhinol.* **7**, 64–71 (2017).
26. Chhabra, N. & Houser, S. M. The diagnosis and management of empty nose syndrome. *Otolaryngol. Clin. North Am.* **42**, 311–330, ix (2009).
27. Coste, A., Dessi, P. & Serrano, E. Empty nose syndrome. *Eur. Ann. Otorhinolaryngol. Head Neck Dis.* **129**, 93–97 (2012).
28. Floyd, E. M., Ho, S., Patel, P., Rosenfeld, R. M. & Gordin, E. Systematic Review and Meta-analysis of Studies Evaluating Functional Rhinoplasty Outcomes with the NOSE Score. *Otolaryngol.--Head Neck Surg. Off. J. Am. Acad. Otolaryngol.-Head Neck Surg.* **156**, 809–815 (2017).
29. Stewart, M. G. *et al.* Development and validation of the Nasal Obstruction Symptom Evaluation (NOSE) scale. *Otolaryngol.--Head Neck Surg. Off. J. Am. Acad. Otolaryngol.-Head Neck Surg.* **130**, 157–163 (2004).
30. Lipan, M. J. & Most, S. P. Development of a severity classification system for subjective nasal obstruction. *JAMA Facial Plast. Surg.* **15**, 358–361 (2013).
31. Jiang, C., Wong, F., Chen, K. & Shi, R. Assessment of surgical results in patients with empty

nose syndrome using the 25-item Sino-Nasal Outcome Test Evaluation. *JAMA Otolaryngol.-- Head Neck Surg.* **140**, 453–458 (2014).

32. Radulesco, T. *et al.* Correlations between Computational Fluid Dynamics and clinical evaluation of nasal airway obstruction due to septal deviation: an observational study. *Clin. Otolaryngol. Off. J. ENT-UK Off. J. Neth. Soc. Oto-Rhino-Laryngol. Cervico-Facial Surg.* (2019). doi:10.1111/coa.13344

33. Papon, J. F. Les explorations fonctionnelles respiratoires nasales – Objective monitoring of nasal ventilation. 4

34. Michel, J. Contributions à l'Etude des cavités naso-sinusiennes de l'adulte par la morphométrie géométrique et la simulation numérique des écoulements. 2015. Faculté de Médecine de Marseille

35. Hariri, B. M., Rhee, J. S. & Garcia, G. J. M. Identifying patients who may benefit from inferior turbinate reduction using computer simulations: Patients Who Benefit From Turbinectomy. *The Laryngoscope* **125**, 2635–2641 (2015).

36. Chen, X. B., Lee, H. P., Chong, V. F. H. & Wang, D. Y. Numerical Simulation of the Effects of Inferior Turbinate Surgery on Nasal Airway Heating Capacity. *Am. J. Rhinol. Allergy* **24**, e118–e122 (2010).

37. Dayal, A., Rhee, J. S. & Garcia, G. J. M. Impact of Middle versus Inferior Total Turbinectomy on Nasal Aerodynamics. *Otolaryngol. Neck Surg.* **155**, 518–525 (2016).

38. Gaberino, C., Rhee, J. S. & Garcia, G. J. M. Estimates of nasal airflow at the nasal cycle mid-point improve the correlation between objective and subjective measures of nasal patency. *Respir. Physiol. Neurobiol.* **238**, 23–32 (2017).

39. Lindemann, J., Tsakirpoulou, E., Scheithauer, M. O., Konstantinidis, I. & Wiesmiller, K. M. Impact of menthol inhalation on nasal mucosal temperature and nasal patency. *Am. J. Rhinol.* **22**, 402–405 (2008).

40. Patel, R. G., Garcia, G. J. M., Frank-Ito, D. O., Kimbell, J. S. & Rhee, J. S. Simulating the Nasal Cycle with Computational Fluid Dynamics. *Otolaryngol.-Head Neck Surg.* **152**, 353–360 (2015).

41. de Gabory, L., Reville, N., Baux, Y., Boisson, N. & Bordenave, L. Numerical simulation of two consecutive nasal respiratory cycles: toward a better understanding of nasal physiology: Simulation of nasal physiology. *Int. Forum Allergy Rhinol.* **8**, 676–685 (2018).

42. Rhee, J. S., Book, D. T., Burzynski, M. & Smith, T. L. Quality of life assessment in nasal airway obstruction. *The Laryngoscope* **113**, 1118–1122 (2003).

43. Frank-Ito, D. O., Kimbell, J. S., Laud, P., Garcia, G. J. M. & Rhee, J. S. Predicting Postsurgery Nasal Physiology with Computational Modeling: Current Challenges and Limitations. *Otolaryngol. Neck Surg.* **151**, 751–759 (2014).

44. Li, C. *et al.* Computational fluid dynamics and trigeminal sensory examinations of empty nose syndrome patients: Computational and Trigeminal Studies of ENS. *The Laryngoscope* **127**, E176–E184

(2017).

45. Shadfar, S. *et al.* Characterization of Postoperative Changes in Nasal Airflow Using a Cadaveric Computational Fluid Dynamics Model: Supporting the Internal Nasal Valve. *JAMA Facial Plast. Surg.* **16**, 319 (2014).
46. Moher, D. *et al.* Preferred reporting items for systematic review and meta-analysis protocols (PRISMA-P) 2015 statement. *Syst. Rev.* **4**, 1 (2015).
47. Casey, K. P., Borojeni, A. A. T., Koenig, L. J., Rhee, J. S. & Garcia, G. J. M. Correlation between Subjective Nasal Patency and Intranasal Airflow Distribution. *Otolaryngol. Neck Surg.* **156**, 741–750 (2017).
48. Kim, S. K., Heo, G. E., Seo, A., Na, Y. & Chung, S.-K. Correlation between nasal airflow characteristics and clinical relevance of nasal septal deviation to nasal airway obstruction. *Respir. Physiol. Neurobiol.* **192**, 95–101 (2014).
49. Li, C. *et al.* Investigation of the abnormal nasal aerodynamics and trigeminal functions among empty nose syndrome patients: Abnormal nasal aerodynamics in ENS patients. *Int. Forum Allergy Rhinol.* **8**, 444–452 (2018).
50. Liu, T. *et al.* Effects of septal deviation on the airflow characteristics: Using computational fluid dynamics models. *Acta Otolaryngol. (Stockh.)* **132**, 290–298 (2012).
51. Lu, J., Han, D. & Zhang, L. Accuracy evaluation of a numerical simulation model of nasal airflow. *Acta Otolaryngol. (Stockh.)* **134**, 513–519 (2014).
52. Sullivan, C. D., Garcia, G. J. M., Frank-Ito, D. O., Kimbell, J. S. & Rhee, J. S. Perception of Better Nasal Patency Correlates with Increased Mucosal Cooling after Surgery for Nasal Obstruction. *Otolaryngol. Neck Surg.* **150**, 139–147 (2014).
53. Zhao, K. *et al.* Regional peak mucosal cooling predicts the perception of nasal patency: Mucosal Cooling and Nasal Patency. *The Laryngoscope* **124**, 589–595 (2014).
54. Hsu, H. C. *et al.* Evaluation of nasal patency by visual analogue scale/nasal obstruction symptom evaluation questionnaires and anterior active rhinomanometry after septoplasty: a retrospective one-year follow-up cohort study. *Clin. Otolaryngol. Off. J. ENT-UK Off. J. Neth. Soc. Oto-Rhino-Laryngol. Cervico-Facial Surg.* **42**, 53–59 (2017).
55. Chen, X. B., Lee, H. P., Chong, V. F. H. & Wang, D. Y. Assessments of nasal bone fracture effects on nasal airflow: A computational fluid dynamics study. *Am. J. Rhinol. Allergy* **25**, e39–43 (2011).
56. Keeler, J. & Most, S. P. Measuring Nasal Obstruction. *Facial Plast. Surg. Clin. N. Am.* **24**, 315–322 (2016).
57. Naughton, J. P., Lee, A. Y., Ramos, E., Wootton, D. & Stupak, H. D. Effect of Nasal Valve Shape on Downstream Volume, Airflow, and Pressure Drop: Importance of the Nasal Valve Revisited. *Ann. Otol. Rhinol. Laryngol.* **127**, 745–753 (2018).
58. Barone, M., Cogliandro, A., Di Stefano, N., Tambone, V. & Persichetti, P. A systematic review

of patient-reported outcome measures after rhinoplasty. *Eur. Arch. Oto-Rhino-Laryngol. Off. J. Eur. Fed. Oto-Rhino-Laryngol. Soc. EUFOS Affil. Ger. Soc. Oto-Rhino-Laryngol. - Head Neck Surg.* **274**, 1807–1811 (2017).

59. Pawar, S. S., Garcia, G. J. M., Kimbell, J. S. & Rhee, J. S. Objective measures in aesthetic and functional nasal surgery: perspectives on nasal form and function. *Facial Plast. Surg. FPS* **26**, 320–327 (2010).

60. Zhao, K., Blacker, K., Luo, Y., Bryant, B. & Jiang, J. Perceiving nasal patency through mucosal cooling rather than air temperature or nasal resistance. *PLoS One* **6**, e24618 (2011).

61. Inthavong, K. *et al.* Geometry and airflow dynamics analysis in the nasal cavity during inhalation. *Clin. Biomech. Bristol Avon* (2017). doi:10.1016/j.clinbiomech.2017.10.006

62. Roithmann, R. *et al.* Acoustic rhinometry, rhinomanometry, and the sensation of nasal patency: a correlative study. *J. Otolaryngol.* **23**, 454–458 (1994).

63. Chandra, R. K., Patadia, M. O. & Raviv, J. Diagnosis of nasal airway obstruction. *Otolaryngol. Clin. North Am.* **42**, 207–225, vii (2009).

64. Naito, K., Komori, M., Kondo, Y., Takeuchi, M. & Iwata, S. The effect of L-menthol stimulation of the major palatine nerve on subjective and objective nasal patency. *Auris. Nasus. Larynx* **24**, 159–162 (1997).

65. Kahana-Zweig, R. *et al.* Measuring and Characterizing the Human Nasal Cycle. *PLoS One* **11**, e0162918 (2016).

66. Aksoy, F. *et al.* Role of nasal muscles in nasal valve collapse. *Otolaryngol.--Head Neck Surg. Off. J. Am. Acad. Otolaryngol.-Head Neck Surg.* **142**, 365–369 (2010).

67. Nyte, C. P. Hyaluronic acid spreader-graft injection for internal nasal valve collapse. *Ear. Nose. Throat J.* **86**, 272–273 (2007).

68. Xavier, R., Azeredo-Lopes, S. & Papoila, A. Spreader grafts: functional or just aesthetical? *Rhinology* **53**, 332–339 (2015).

69. Kim, S. K., Na, Y., Kim, J.-I. & Chung, S.-K. Patient specific CFD models of nasal airflow: Overview of methods and challenges. *J. Biomech.* **46**, 299–306 (2013).

70. Balakin, B. V., Farbu, E. & Kosinski, P. Aerodynamic evaluation of the empty nose syndrome by means of computational fluid dynamics. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* **20**, 1554–1561 (2017).

71. Villwock, J. A. & Kuppersmith, R. B. Diagnostic Algorithm for Evaluating Nasal Airway Obstruction. *Otolaryngol. Clin. North Am.* **51**, 867–872 (2018).

72. Kimbell, J. S. *et al.* Computed nasal resistance compared with patient-reported symptoms in surgically treated nasal airway passages: A preliminary report. *Am. J. Rhinol. Allergy* **26**, 94–98 (2012).

73. Zachow, S., Muigg, P., Hildebrandt, T., Doleisch, H. & Hege, H.-C. Visual Exploration of Nasal

Airflow. *IEEE Trans. Vis. Comput. Graph.* **15**, 1407–1414 (2009).

74. Maalouf, R. *et al.* A functional tool to differentiate nasal valve collapse from other causes of nasal obstruction: the FRIED test. *J. Appl. Physiol. Bethesda Md 1985* **121**, 343–347 (2016).
75. Akerlund, A., Millqvist, E., Oberg, D. & Bende, M. Prevalence of upper and lower airway symptoms: the Skövde population-based study. *Acta Otolaryngol. (Stockh.)* **126**, 483–488 (2006).
76. Osborn, J. L. & Sacks, R. Chapter 2: Nasal obstruction. *Am. J. Rhinol. Allergy* **27 Suppl 1**, S7-8 (2013).
77. van Egmond, M. M. H. T., Rongen, J. J., Hedeman, C. J. T., van Heerbeek, N. & Rovers, M. M. Septoplasty versus non-surgical management for nasal obstruction due to a deviated nasal septum in adults: A modelling study of cost-effectiveness. *Clin. Otolaryngol. Off. J. ENT-UK Off. J. Neth. Soc. Oto-Rhino-Laryngol. Cervico-Facial Surg.* **44**, 53–62 (2019).
78. Cardell, L.-O. *et al.* TOTALL: high cost of allergic rhinitis-a national Swedish population-based questionnaire study. *NPI Prim. Care Respir. Med.* **26**, 15082 (2016).
79. Leong, S. C. A review of the implications of computational fluid dynamic studies on nasal airflow and physiology. *Rhinol. J.* **48**, (2010).
80. Pawar, S. S., Garcia, G. J. M. & Rhee, J. S. Advances in Technology for Functional Rhinoplasty. *Facial Plast. Surg. Clin. N. Am.* **25**, 263–270 (2017).
81. Di, M.-Y. *et al.* Numerical Simulation of Airflow Fields in Two Typical Nasal Structures of Empty Nose Syndrome: A Computational Fluid Dynamics Study. *PLoS ONE* **8**, e84243 (2013).
82. Hörschler, I., Schröder, W. & Meinke, M. On the assumption of steadiness of nasal cavity flow. *J. Biomech.* **43**, 1081–1085 (2010).
83. Garcia, G. J. M., Rhee, J. S., Senior, B. A. & Kimbell, J. S. Septal Deviation and Nasal Resistance: An Investigation using Virtual Surgery and Computational Fluid Dynamics. *Am. J. Rhinol. Allergy* **24**, e46–e53 (2010).
84. Hildebrandt, T., Goubergrits, L., Heppt, W., Bessler, S. & Zachow, S. Evaluation of the Intranasal Flow Field through Computational Fluid Dynamics. *Facial Plast. Surg.* **29**, 093–098 (2013).
85. Ozlugedik, S. *et al.* Numerical Study of the Aerodynamic Effects of Septoplasty and Partial Lateral Turbinectomy. *The Laryngoscope* **118**, 330–334 (2008).
86. Rhee, J. S. Toward Personalized Nasal Surgery Using Computational Fluid Dynamics. *Arch. Facial Plast. Surg.* **13**, 305 (2011).
87. Bonaparte, J. P. & Campbell, R. Assessment of Pliability and Elasticity of the External Nasal Skin in Patients With Unilateral Nasal Valve Collapse: A Static Biomechanical Evaluation. *JAMA Facial Plast. Surg.* **20**, 475 (2018).
88. Griffin, M., Premakumar, Y., Seifalian, A., Butler, P. E. & Szarko, M. Biomechanical Characterization of Human Soft Tissues Using Indentation and Tensile Testing. *J. Vis. Exp.* (2016).

89. Miyanawala, T. P. & Jaiman, R. K. An Efficient Deep Learning Technique for the Navier-Stokes Equations: Application to Unsteady Wake Flow Dynamics. (2017).
90. Keck, T., Leiacker, R., Riechelmann, H. & Rettinger, G. Temperature Profile in the Nasal Cavity. *The Laryngoscope* **110**, 651–654 (2000).
91. Cannon, D. E., Frank, D. O., Kimbell, J. S., Poetker, D. M. & Rhee, J. S. Modeling nasal physiology changes due to septal perforations. *Otolaryngol.--Head Neck Surg. Off. J. Am. Acad. Otolaryngol.-Head Neck Surg.* **148**, 513–518 (2013).
92. Cumming, D. R. S., Furber, S. B. & Paul, D. J. Beyond Moore's law. *Philos. Trans. R. Soc. Math. Phys. Eng. Sci.* **372**, 20130376–20130376 (2014).
93. Min, S., Lee, B. & Yoon, S. Deep learning in bioinformatics. *Brief. Bioinform.* **18**, 851–869 (2017).
94. Cao, C. *et al.* Deep Learning and Its Applications in Biomedicine. *Genomics Proteomics Bioinformatics* **16**, 17–32 (2018).
95. Suzuki, K. Overview of deep learning in medical imaging. *Radiol. Phys. Technol.* **10**, 257–273 (2017).
96. Grewal, P. S., Oloumi, F., Rubin, U. & Tennant, M. T. S. Deep learning in ophthalmology: a review. *Can. J. Ophthalmol.* **53**, 309–313 (2018).
97. Burgos, M. A., Sanmiguel-Rojas, E., del Pino, C., Sevilla-García, M. A. & Esteban-Ortega, F. New CFD tools to evaluate nasal airflow. *Eur. Arch. Otorhinolaryngol.* **274**, 3121–3128 (2017).

LISTE DES ABREVIATIONS

AA-RMM	Rhinomanométrie antérieure active
CFD	Computational Fluid Dynamics
CFD-NR	Résistances nasales calculées par numériquement
CFD-RMM	Rhinomanométrie numérique
CV	Chirurgie virtuelle
CVN	Collapsus de la valve nasale
DS	Déviation septale
ENS	Empty Nose Syndrom (SNV)
EVA	Echelle Visuelle Analogique
HCI	Hypertrophie des cornets inférieurs
LOS	Less obstructed side
MOS	More obstructed side
NOSE	Nasal Obstruction Symptom Evaluation
ON	Obstruction nasale
PS	Post surgery (après intervention chirurgicale)
RMM-NR	Résistances nasales calculées par rhinomanométrie
SNV	Syndrome du nez vide
WSS	Wall shear stress

INDEX DES FIGURES

Chapitre 1

Figure 1.1. Vue latérale droite montrant les différents constituants de la cloison nasale et du nez. Les déviations du cartilage quadrangulaire, du vomer et de la lame perpendiculaire de l'éthmoïde (LPE) sont à l'origine des déviations septales. OPN = os propre du nez ; CLI/CLS = cartilages latéraux supérieurs et inférieurs ; PP Maxillaire = processus palatin du maxillaire.

Figure 1.2. Vue antérieure oblique des cartilages latéraux inférieurs et supérieurs. Cartilage latéral supérieur en vert foncé, cartilage alaire en violet. Les cartilages latéraux forment la charpente supéro-latérale du nez. En vert clair, le septum nasal.

Figure 1.3. Coupe coronale des fosses nasales passant par le cornet inférieur.

Figure 1.4. Dessins des différents types de déviations septales selon Teixeira et al. après revue de la littérature. A gauche, on retrouve les déviations en C, antérieures. A droite, les déviations septales en S, plus complexes mais dont le retentissement fonctionnel est souvent moins important.

Figure 1.5. Vue supérieure schématique des deux grands types de déviations septales selon Radulesco et al., dans une étude menée en morphométrie géométrique avec pose de points-repères²¹. Dans cette étude statistique menée sur 50 patients, on retrouve les deux grands types de déviations septales proposées par Teixeira et al.

Figure 1.6. Schéma montrant des atteintes statiques architecturales de la valve nasale. A gauche : Les déviations septales hautes engendrent une fermeture de la valve nasale en général unilatérale (angle en rouge). A droite : les nez en tension entraînent également une fermeture de la valve nasale, souvent bilatérale.

Figure 1.7. Patient présentant une valve externe dynamique à droite. Lors de l'inspiration, on visualise un collapsus total de la narine droite.

Figure 1.8. Auto-questionnaire NOSE.²⁹

Figure 1.9. Questionnaire SNOT-25.⁹

Figure 1.10. Auto-questionnaire ENS6Q.²⁵

Figure 1.11. Système de rhinomanométrie antérieure active. Pendant le test, le patient respire avec une fosse nasale, l'autre étant volontairement obstruée. Grâce à un capteur de pression et un débitmètre, il est possible de calculer la différence de pression entre l'entrée de la fosse nasale et le rhinopharynx, donc de mesurer la perte de charge ΔP .

Figure 1.12. Examen rhinomanométrique chez un patient sans obstruction nasale en haut, avec des résistances nasales faibles. L'examen en bas montre une obstruction nasale droite importante ($R = 3.74 \text{ Pa.s/mL}$) ayant pour conséquence une horizontalisation de la courbe de la fosse nasale droite (en rouge).

Chapitre 2

Figure 2.1. Scanner en coupe coronale et en fenêtre osseuse, montrant un exemple de déviation septale droite.

Figure 2.2. Importation du scanner dans le logiciel ITK-Snap®. Vue axiale, sagittale et coronale d'un patient présentant une déviation septale droite importante (flèches).

Figure 2.3. Définition des niveaux de gris permettant une discrimination air/tissus. En bleu apparaît toutes les structures tissulaires.

Figure 2.4. Évolution des contours actifs. Progressivement, les bulles (en rose) vont remplir l'air en éliminant les structures tissulaires.

Figure 2.5. Visualisation des volumes d'air après processus de segmentation tridimensionnel.

Figure 2.6. Importation du fichier .stl dans Star-CCM+®

Figure 2.7. Avant (en haut) / après (en bas) lissage léger.

Figure 2.8. Représentation sur une vue de profil de la sphère centrée sur la pointe du nez.

Figure 2.9. Plan de section réalisé à l'entrée de la fosse nasale droite. Le logiciel permet de calculer, par exemple, la quantité d'air inspiré passant par ce plan de section.

Figure 2.10. Domaine de calcul intégrant la sphère et l'air naso-sinusien.

Figure 2.11. Création et visualisation de la coupe pharyngée. Un bloc postérieur était créé puis soustrait au volume de calcul afin d'obtenir une coupe pharyngée nette et dans un plan normal.

Figure 2.12. Maillage volumique polyédral sur la paroi (en haut) et au niveau des coupes de section. Le nombre de cellules au niveau des parois est beaucoup plus important ce qui permet une précision augmentée dans ces zones clés de l'écoulement (en bas).

Figure 2.13. Coupes au sein du domaine de calcul après maillage volumique montrant les éléments constitutants. Cinq à dix millions de cellules constituaient un modèle numérique.

Figure 2.14. Itérations montrant la progression des calculs stationnaire sur Star-CCM+®. Après un certain nombre d'itérations, le résultat des calculs devient stable (oscillations à partir de 190 itérations ici).

Figure 2.15. Pressions et débits en fonction du temps (Voght et al.).

Figure 2.16. Cycle ventilatoire utilisé pour les calculs en instationnaire.

Valeurs de pression d'un cycle ventilatoire d'un adulte, mesurées en laboratoire. La pression négative maximale était de -171 Pa (inspiration), la pression positive maximale de +123 Pa (expiration), sur la plage de temps de 0 à 14 secondes.

Figure 2.17. Heat flux représenté sur la paroi des fosses nasales chez un patient présentant une déviation septale gauche. On peut voir des échanges thermiques moins importants du côté de la déviation septale. Plus la couleur de la paroi tend vers le bleu, plus les échanges thermiques sont importants. Le heat flux peut être assimilé à la sensation d'air frais ressenti par les patients au passage de l'air dans les fosses nasales.

Figure 2.18. Capture d'écran montrant l'analyse de la pression totale (à gauche) et du WSS (à droite), chez un patient présentant une déviation septale gauche importante. Une chute brutale de la pression totale et les valeurs maximales de WSS sont retrouvées en regard de la déviation septale (flèche noire), zone de rétrécissement maximal.

Figure 2.19. En calcul instationnaire, le logiciel permet de visualiser les vitesses de l'écoulement aérien à un temps donné. Le patient présentait ici une obstruction nasale droite quasi-totale : on ne visualise pas d'écoulement au niveau de la fosse nasale droite.

Figure 2.20. Streamlines de la fosse nasale gauche (en haut) et droite (en bas) d'un même patient, colorées en fonction de la pression totale. On peut visualiser un défaut d'écoulement de l'air à droite, associé à une chute brutale de la pression totale liée à un rétrécissement du passage de l'air (flèches noires).

Figure 2.21. En haut : représentation des cross-sections le long des cavités nasales, tous les centimètres depuis l'entrée du nez.

En bas : Exemple d'une cross section étudiant la vitesse, avec sa correspondance scannographique chez un patient présentant un syndrome du nez vide. On retrouve des vitesses augmentées (jaune) dans la fosse nasale la plus atteinte.

Figure 2.22. Un volume d'air fictif a été rajouté (image de droite) sur cette coupe dans la fosse nasale droite, entre la cloison et la paroi latéro-nasale.

Figure 2.23. Exérèse d'un rail septal par StarCCM+®. Après sélection de la surface déviée, des translations successives millimétriques associées à des algorithmes de lissage permettent d'obtenir une surface plane, comme si une résection chirurgicale avait été effectuée.

Figure 2.24. Vue tridimensionnelle antéro-inférieure d'un patient avant (en haut) et après (en bas) chirurgie virtuelle.

Chapitre 3

Figure 3.1. PRISMA flow diagram montrant les étapes permettant la sélection des études.

Figure 3.2. Visualisation de la pression totale à la paroi chez un patient pendant l'inspiration et l'expiration. On visualise qu'il existe une chute de la pression totale importante au niveau de l'aire de la valve nasale, confirmant le rôle majeur de cette zone dans la genèse de l'obstruction nasale. *Hildebrandt et al.*

Figure 3.3. Représentation du WSS chez un patient asymptomatique selon Hildebrandt et al., à l'inspiration et à l'expiration, pour un débit standard (A) ou une maximal (B). La maximum de friction est retrouvé au niveau de l'aire de la valve nasale.

Figure 3.4. Représentation des streamlines selon Hildebrandt et al, colorées en fonction de la vitesse à l'inspiration (gauche) et à l'expiration (droite) chez un patient asymptomatique.

Figure 3.5. Gaberino et al. Technique de correction virtuelle du cycle nasal. Le volume des cornets inférieurs est artificiellement diminué.

Figure 3.6. Corrélation entre les résistances nasales et les scores NOSE et EVA. On retrouve une bonne corrélation pour les deux selon Kimbell et al.

Figure 3.7. Corrélations entre NOSE et l'EVA avec le SAHF50. Les corrélations sont fortes selon Sullivan et al.

Figure 3.8. Représentation de la pression totale dans 4 coupes (cross sections) à l'inspiration. La zone 1 représente le tiers antérieur du nez. La zone B représente les 2/3 postérieurs du nez. On retrouve chez S1 S2 et S3 (les sujets présentant une ON) une chute plus importante de la pression que chez les patients asymptomatiques (N1, N2, N3). Kim et al. 2014

Figure 3.9. Représentation des débits, vitesses et du WSS selon Li et al. avant et après chirurgie chez un patient se plaignant d'un syndrome du nez vide. Il est noté une diminution du WSS après chirurgie dans l'aire du cornet inférieur, alors qu'il est augmenté en regard du méat moyen.

Figure 3.10. Modification de l'écoulement aérien au sein des cavités nasales chez un patient présentant un syndrome du nez vide comparé à un patient sain (Li et al. 2017)

Figure 3.11. Scanner en coupe coronale montrant une variation importante du cycle nasal chez deux patients étudiés par Gaberino et al.

Chapitre 4

Figure 4.1. Zones de mesures des données CFD dans notre étude. P = Pression totale, HF = heat flux; WSS = wall shear stress; T = température.

Figure 4.2. Boîtes à moustache montrant la différence entre le côté le plus (MOS) et le moins (LOS) obstrué pour le point de mesure « HF3 » et la sensation du patient.

Figure 4.3. Perception du patient (ordonnées) vs valeurs de HF3 (abscisses). La droite représente la régression linéaire. Plus la gêne du patient est importante, moins les échanges thermiques entre air et muqueuse le sont.

Figure 4.4. Représentation de la pression totale, du heat flux, du WSS et des streamlines. Le patient présente une ON droite due à une déviation septale. En comparaison avec la fosse nasale gauche, on visualise une chute brutale de la pression totale et une nette diminution des échanges thermiques. La répartition du WSS apparaît également moins homogène.

Figure 4.5. Boîtes à moustaches comparant côtés les plus et moins obstrués pour la pression totale, le heat flux, les températures et le WSS. La différence la plus significative était retrouvée pour HF3.

Figure 4.6. Coupe axiale d'un patient présentant une déviation septale droite. Analyse des températures (à gauche) et de la vitesse (à droite). Les températures sont plus élevées dans la fosse nasale obstruée. Chez ce patient, la déviation septale est si importante que le débit aérien est quasi nul : on retrouve alors une diminution des vitesses.

Figure 4.7. Boîtes à moustache comparant les résistances obtenues par la rhinomanométrie aux résistances calculées en CFD. La différence entre les deux mesures est significative.

Chapitre 5

Figure 5.1. Cycle nasal utilisé pour les calculs instationnaires : une pression statique variable est imposée au rhinopharynx. t_1 correspondait à l'inspiration maximale ($\Delta P = -171$ Pa, $t = 4.15$ sec), t_2 correspondait à la transition entre l'inspiration et l'expiration ($\Delta P = 0$ Pa, $t = 5.25$ sec) et t_3 correspondait à l'expiration maximale ($\Delta P = +126$ Pa, $t = 6.2$ sec).

Figure 5.2. Comparaison des modèles préopératoire (en haut), « chirurgie virtuelle » (au milieu) et « postopératoire » (en bas) sur une vue inférieure et une coupe coronale passant par la zone de la valve nasale. La valve nasale apparaissait légèrement plus élargie après chirurgie virtuelle que sur le modèle postopératoire.

Figure 5.3. Représentation à l'inspiration du patient 1 : a. du heat flux (W/m^2), b. de la pression totale (Pa), c. du wall shear stress (Pa) et d. des lignes de courant en fonction de la température ($^{\circ}C$). Toutes les variables étaient améliorées après chirurgie virtuelle ou après intervention chirurgicale. La principale différence entre chirurgie virtuelle (colonne centrale) et chirurgie (colonne de droite) était retrouvée à la partie antéro-supérieure de la fosse nasale droite. La flèche noire sur le modèle postopératoire montre le défaut de correction. La répartition des streamlines a également été améliorée par les chirurgies.

Figure 5.4. Wall shear stress pour le patient 2. Les valeurs postérieures (localisations n°2 et 3) sont quasi identiques pour tous les modèles.

Figure 5.5. Fosse nasale droite du patient 2. Représentation de la pression totale avant chirurgie et après chirurgie virtuelle (Virtual Surgery) et vraie chirurgie (Post surgery) à l'inspiration et à l'expiration. Avant chirurgie, on retrouve une forte chute de pression en regard de la valve nasale. Après chirurgies (virtuelle et réelle), est noté une amélioration à t1 et t3, particulièrement en regard de la localisation n°1. A l'expiration en revanche, les différences entre les modèles étaient faibles et non significatives.

Figure 5.6. Comparaison entre les rhinomanométries numériques (CFD-RMM, en haut) et les rhinomanométries (en bas), avant chirurgie, après chirurgie virtuelle (virtual surgery) et vraie chirurgie (postsurgery), pour les patients 1 et 2. Les formes des rhinomanométries numériques (CFD-RMM) et de la rhinomanométrie sont comparables. Les modèles chirurgie virtuelle et postopératoires donnent des résultats similaires du côté obstrué (courbes rouges).

Figure 5.7. Comparaison visuelle des flux d'air à l'expiration (t_3) avant et après chirurgies, pour le patient 1. Après chirurgie virtuelle (au milieu) ou réelle (à droite), la distribution de l'air était mieux répartie entre les fosses nasales droites et gauches qu'avant intervention (à gauche). L'échelle colorimétrique est graduée en fonction de la Vitesse de l'écoulement d'air.

Figure 5.8. Représentation de la température au cours d'écoulement instationnaire, sur les modèles préopératoire et post-opératoire. Après chirurgie, à l'inspiration, la plupart du débit aérien est retrouvé au méat moyen. Cependant, à l'expiration, la répartition du flux d'air était répartie plus harmonieusement.

Chapitre 6

Figure 6.1. Simulation de parois déformables lors de l'inspiration. Un coefficient de déformabilité a été défini, et on retrouve un collapsus de la valve interne et externe du côté droit pour ce patient. Sur l'image de droite, on peut voir les vecteurs de déformation.