

UNIVERSITE DE PROVENCE (AIX-MARSEILLE I)  
ECOLE DOCTORALE SCIENCES POUR L'INGENIEUR :  
MECANIQUE, PHYSIQUE, MICRO ET NANOELECTRONIQUE

## **THESE**

POUR OBTENIR LE GRADE DE

**Docteur d'Aix-Marseille Université**

**Spécialité : Mécanique-Energétique**

Présentée par

**Camille Philip-Alliez**

Née le 12 janvier 1978 à Marseille

**Etude numérique et expérimentale de l'écoulement nasal  
chez les enfants présentant une obstruction nasale**

**Le 5 Décembre 2011**

**JURY**

William Bacon, Université de Strasbourg, Rapporteur

Pierre Canal, Université de Montpellier, Rapporteur

Marc Medale, Université de Provence, Directeur de thèse

Lionel Meister, CNRS IUSTI, Invité

Richard Nicollas, Université de la Méditerranée, Co-directeur de thèse

André Salvadori, Université de la Méditerranée, Examineur

**Thèse effectuée au Laboratoire de l'IUSTI (UMR CNRS 6595)**

## **Remerciements**

**A Monsieur le Professeur Marc Medale,**

Ce qui se conçoit aisément s'énonce clairement. Si je devais choisir une personne pour illustrer ces propos, c'est vers vous que je me tournerais.

**A Monsieur le Professeur Richard Nicollas,**

Ta volonté sans faille a permis de mener à terme ce travail. « *Failureis not an option* » raisonne encore dans ma tête et restera gravé à tout jamais.

**A Lionel Meister,**

Sans toi, ce travail n'aurait pu voir le jour. Ta présence a été indispensable. La découverte d'Iowa City à tes côtés me laisse encore toute rêveuse !

**A Monsieur le Professeur André Salvadori,**

Ce travail est le fruit de votre soutien infailible permanent. Je mesure toute ma chance de travailler à vos côtés.

**A Monsieur le Professeur Pierre Canal,**

C'est une grande joie de vous retrouver à chaque épreuve de ma vie professionnelle, un immense merci qui vient droit du cœur.

**A Monsieur le Professeur William Bacon,**

Vous me faites l'honneur d'être rapporteur de ce travail, que cette thèse soit l'occasion d'exprimer tout mon respect ainsi que mon admiration.

**A Jean-Michel, Jérôme G., Julie, Jérôme V., Marion, Jean-Denis, Pascal C.,**

Un grand merci pour vos encouragements.

**A Jean-Roch,**

La vie tout près de toi est vraiment belle,  
Je ne demande qu'à continuer pour l'éternité.

**A Victor, Louis et Pénélope,**

Les piliers de ma vie, vous êtes mes étincelles d'amour !

**A Mathilde,**

Bellissima, Beautiful, Bella, Multa, Hübsch...  
Il n'y a pas d'adjectif pour te décrire, ma princesse aux beaux yeux verts,  
chaque minute auprès de toi m'irradie de joie.

**A Emmanuel,**

Le grand frère rêvé,  
Qui préfère se fracturer les deux tibias plutôt que de rater une balle,  
C'est pour nous les doubles de tennis endiablés qui n'en finissent plus !

**A Papou et Manoum,**

Qui ont fait le choix de ne regarder que le côté positif de chaque situation,  
Votre vitalité est un enchantement !

**A Damienne et Gaëlle,**

Vous êtes des amies exceptionnelles, et je profite de l'occasion pour vous  
chanter combien je vous aime!

# TABLE DES MATIERES

<b>CHAPITRE 1 INTRODUCTION.....</b>	<b>1</b>
1.1 Préambule.....	1
1.2 Revue de la littérature.....	3
1.2.1 Anatomie des fosses nasales.....	3
1.2.2 Physiologie de la ventilation nasale.....	10
1.2.3 Obstruction nasale.....	17
1.2.4 Aérodynamique des cavités nasales.....	20
1.3 Synthèse.....	25
<b>CHAPITRE 2 : PATIENTS, MATERIELS ET METHODES.....</b>	<b>27</b>
2.1 Objectifs.....	27
2.2 Patients.....	27
2.3 Partie expérimentale : Rhinomanométrie Antérieure Active (RAA).....	28
2.3.1 Définition et intérêt.....	28
2.3.2 Bases physiques .....	28
2.3.3 Réalisation de l'examen.....	29
2.4 Partie numérique : modélisation aérodynamique.....	33
2.4.1 Recueil de données tomodynamométriques.....	33
2.4.2 Modélisation géométrique : reconstruction 3D sous ITK SNAP® .....	35
2.4.3 Maillage volumique du domaine de calcul.....	39
2.4.4 Conditions limites, propriétés du fluide.....	40
2.4.5 Calcul de l'écoulement.....	40
2.4.6 Post-traitement des résultats.....	41
2.5 Synthèse.....	43
<b>CHAPITRE 3 RESULTATS ET DISCUSSION.....</b>	<b>45</b>
3.1 Etude numérique.....	45
3.2 Etude de patients porteurs d'une obstruction nasale.....	48
3.3 Synthèse.....	66
3.4 Discussion.....	66

<b>CHAPITRE 4 CONCLUSION ET PERSPECTIVES.....</b>	<b>72</b>
<b>REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....</b>	<b>74</b>
<b>ANNEXE 1.....</b>	<b>77</b>
<b>ANNEXE 2.....</b>	<b>80</b>
<b>GLOSSAIRE.....</b>	<b>81</b>

# CHAPITRE 1 INTRODUCTION

## 1.1 Préambule

Les voies aériennes sont les conduits permettant le passage de l'air au cours de la ventilation depuis les orifices du nez et de la bouche jusqu'aux alvéoles pulmonaires. Elles sont classées en voies extrathoraciques (voies aériennes supérieures : nez, bouche, pharynx, larynx) et intrathoraciques (trachée, bronches, bronchioles terminées par les alvéoles pulmonaires). Le sujet de cette thèse concerne l'écoulement aérien dans les fosses nasales chez l'enfant porteur d'obstruction nasale.

Les Voies Aériennes Supérieures (VAS) tiennent une place importante dans l'accomplissement de la fonction ventilatoire. Les cavités nasales sont bien plus que deux cavités situées au centre du visage. En effet, en plus d'être la première voie de passage de l'air inhalé, elles conditionnent le gaz respiratoire qui passe ensuite dans les voies aériennes intrathoraciques avant d'arriver dans les alvéoles pulmonaires où les échanges gazeux (air/sang) vont se produire. Dans les cavités nasales, l'air est réchauffé, humidifié et filtré afin de protéger les voies aériennes. Le nez peut donc être considéré comme la première ligne de défense du système respiratoire. La connaissance de l'écoulement dans les cavités nasales jusqu'à l'entrée de la trachée, est donc essentielle pour la compréhension des mécanismes du transport et notamment lorsque ceux-ci sont altérés par des anomalies structurales (anatomiques) ou des altérations fonctionnelles. L'obstruction nasale correspond à une sensation subjective de gêne à l'écoulement de l'air dans les cavités nasales. Son épidémiologie est mal connue mais elle pourrait concerner jusqu'à 30% de la population<sup>1</sup>. Aucun examen objectif ne permet de quantifier cette gêne nasale. **L'une des difficultés essentielles est de vouloir objectiver une fonction dont l'appréciation par le patient comme par le soignant est éminemment subjective.** L'impression de confort ou d'inconfort que peut procurer la ventilation nasale est d'ailleurs une notion sujette à d'importantes variations inter et intra-individuelles, fonction de conditions personnelles (anatomique, physiologique, pathologique...) ou de circonstances environnementales (température, hygrométrie, altitude...). Pour le clinicien Oto-rhino-laryngologiste (ORL), disposer de méthodes permettant d'évaluer la fonctionnalité des voies nasales est important à la fois pour le diagnostic et pour définir l'acte thérapeutique. De plus, il est essentiel que ces méthodes d'investigation soient aussi peu invasives que possible et qu'elles ne requièrent qu'un minimum de coopération de la part des sujets évalués, minimisant ainsi la composante

subjective.

Le diagnostic d'obstruction nasale repose sur l'interrogatoire qui peut être complété d'une exploration fonctionnelle, la Rhinomanométrie Antérieure Active (RAA).

La RAA se définit comme l'ensemble des techniques permettant la mesure simultanée du débit et des variations de pression que subit l'écoulement aérien en traversant les cavités nasales. Elle permet le calcul de la résistance nasale qui est l'indice ou paramètre le plus utilisé à l'heure actuelle. Elle se propose d'objectiver un symptôme aussi subjectif que l'obstruction nasale. Véritable exploration fonctionnelle respiratoire, elle ne se conçoit que comme le complément d'un interrogatoire et d'un examen clinique et endoscopique préalable. Par ailleurs, si l'enfant présente une configuration anatomique particulière des VAS, les résultats de la RAA peuvent être modifiés et sans corrélation avec l'obstruction nasale. De ce fait, plusieurs questions peuvent être posées : faut-il améliorer le protocole de RAA et si oui, comment ? La simulation numérique peut-elle permettre d'améliorer le diagnostic d'obstruction nasale dans ces cas particuliers ?

Avec les avancées concomitantes de l'imagerie médicale, des techniques numériques de reconstruction 3D, et des logiciels de calcul numérique des écoulements, les simulations numériques d'écoulements gazeux peuvent fournir des descriptions de l'écoulement nasal humain en prenant en compte toute la complexité des cavités nasales.

Profitant de l'expérience du laboratoire I.U.S.T.I. (Institut Universitaire des Systèmes Thermiques Industriels, UMR CNRS 6595) sur les travaux de modélisation du larynx et de la trachée<sup>2,3,4</sup>, il a paru intéressant d'appliquer cette démarche à une autre partie des voies aériennes : les fosses nasales.

L'objectif de ce travail est de fournir un modèle d'aide au diagnostic de l'obstruction nasale pour tous les patients. Dans les cas où la RAA ne permet pas un diagnostic certain de l'obstruction nasale, la simulation numérique permettrait, après avoir identifié les situations anatomiques particulières, d'obtenir une approche fonctionnelle objective en confirmant ou non le diagnostic de la RAA.

La méthode utilisée pour ce travail de thèse consiste en une résolution complète des équations de Navier-Stokes dans des géométries reconstruites en 3D, c'est-à-dire ayant bénéficié d'un traitement numérique pour extraire les contours puis créer les maillages surfaciques et volumiques.

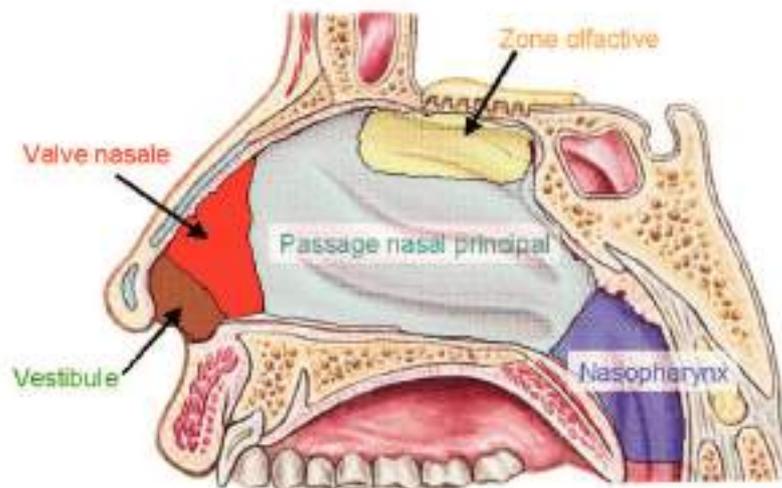
Le développement d'outils de mesure objectifs est un enjeu capital pour déterminer les stratégies thérapeutiques optimales et pour évaluer les résultats des traitements. La modélisation par ordinateur de la dynamique des flux aériens au sein des fosses nasales à

partir de reconstructions tomodensitométriques tridimensionnelles peut présenter des applications cliniques. Une de ses applications permettrait à l'ORL de visualiser l'écoulement post-opératoire virtuellement. Ainsi, les simulations numériques ne seraient plus utilisées seulement comme des outils de compréhension de l'écoulement gazeux mais comme des outils cliniques.

## 1.2 Revue de la littérature

### 1.2.1 Anatomie des Fosses Nasales

Les cavités nasales constituent la partie initiale des Voies Aériennes Supérieures (VAS) et de l'appareil respiratoire. Sur la figure 1, la cavité nasale, vue de profil, peut être subdivisée en plusieurs parties. La partie visible sur le visage correspond à la « narine externe » plus communément appelée « nez ». Les voies aériennes nasales sont constituées de deux cavités (fosses nasales), qui sont à peu près de tailles égales (environ 12 cm de long et 4 cm de haut maximum), et séparées par une cloison nasale ou septum. Après l'entrée des narines vient le vestibule nasal qui mène à la région de la valve nasale. Juste après la région de la valve se situe le passage nasal principal. Vers l'arrière, les deux cavités nasales se rejoignent dans le nasopharynx à partir d'où les voies aériennes ne forment plus qu'un seul et unique conduit (larynx, trachée) menant vers les voies aériennes proximales. Les différentes régions anatomiques citées ci-dessus, ainsi que leurs fonctions, vont être décrites succinctement dans les deux premières parties de ce chapitre.



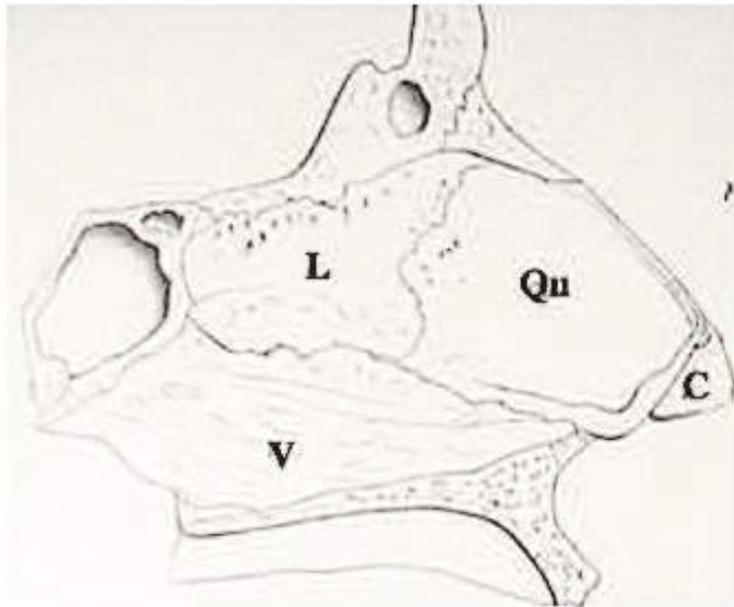
**Figure 1 :** Vue sagittale des différentes régions anatomiques caractéristiques de la paroi latérale d'une cavité nasale humaine<sup>5</sup>.

## Structure externe

C'est la partie visible à laquelle on donne le nom courant de « nez ». L'air entre dans chaque fosse nasale par une ouverture sur l'extérieur de forme ovale appelée « narine ». Juste après les narines, on trouve une région dilatée en forme d'entonnoir nommée vestibule.

## Septum nasal

La cloison nasale divise les voies nasales en deux cavités à peu près identiques. Elle se compose d'éléments cartilagineux et osseux (Fig. 2). Elle est formée par la lame perpendiculaire de l'ethmoïde (ou lame criblée) en haut et par le vomer en bas. Au cartilage de la cloison est attaché en avant, de part et d'autre, le segment interne du cartilage de l'aile du nez qui délimite du côté interne l'orifice de chaque narine.



**Figure 2** : Vue sagittale du septum nasal<sup>5</sup>.

**L** : Lame perpendiculaire de l'ethmoïde

**V** : Vomer

**Qu** : Cartilage quadrangulaire

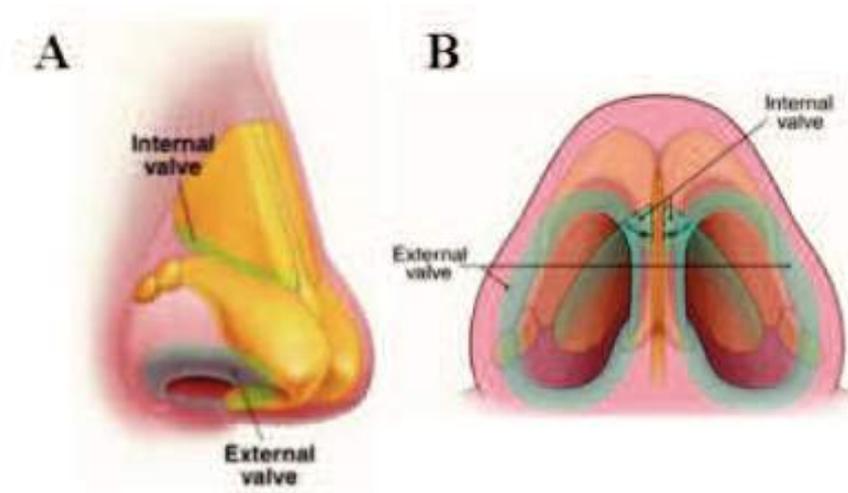
**C** : Cartilage alaire

## Vestibule nasal

Le vestibule nasal est le terme utilisé couramment pour désigner l'entrée des cavités nasales (Fig. 1). A l'entrée du vestibule, on observe de volumineux poils ou vibrisses qui constituent un premier filtre pour les particules de grand diamètre (supérieur à 10  $\mu\text{m}$ ).

## Valves nasales

Les valves nasales (Fig. 3) sont localisées à la partie antérieure du nez. Elles sont divisées en deux parties externe et interne.



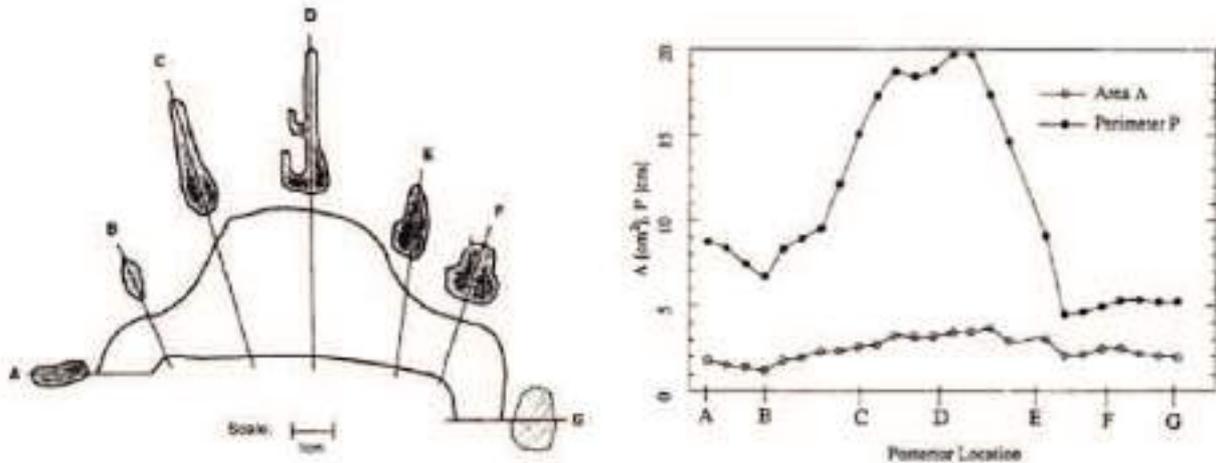
**Figure 3 :** Valves nasales interne et externe<sup>5</sup>.

La valve nasale externe est formée par la columelle, le plancher narinaire et le bord du nez (bord caudal du cartilage inférieur latéral). Les muscles nasaux dilatent cette portion lors de l'inspiration.

D'après Hirschberg<sup>6</sup> et coll., la valve nasale interne est responsable d'environ 50% de la résistance à l'écoulement nasal. Elle est située à la jonction de la partie supérieure du septum et de la partie supérieure du cartilage latéral. Elle correspond à l'extrémité étroite de l'entonnoir formé par le vestibule. La valve nasale interne est la plus connue et souvent appelée simplement « valve nasale ». Cette dénomination sera adoptée dans toute la suite de ce travail.

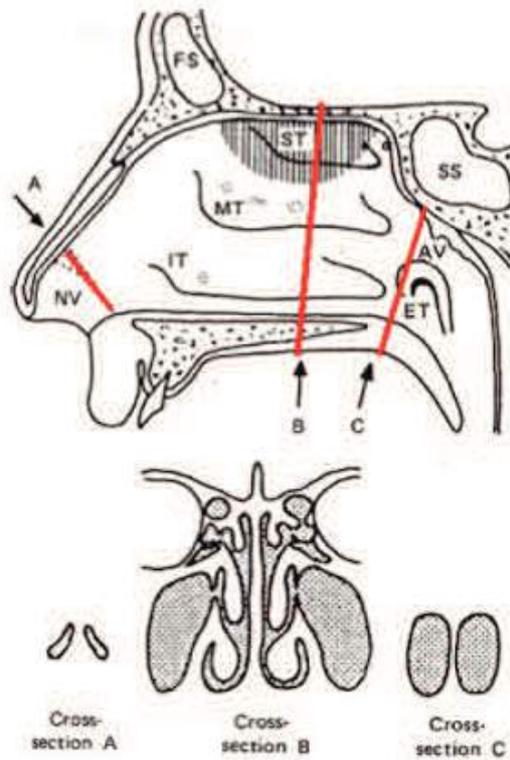
## Passage nasal principal

Immédiatement après la valve nasale, l'aire de la section transversale des voies aériennes nasales augmente sensiblement jusqu'à la région appelée « passage nasal principal ». Dans cette région, l'aire des sections transversales varie peu tandis que le périmètre de ces sections augmente très fortement<sup>7</sup> (Fig. 4).



**Figure 4 :** Evolution du périmètre et de l'aire des sections transversales le long de la cavité nasale servant de modèle pour les études expérimentales entreprises par Schreck et coll<sup>7</sup>.

A ce jour, la majorité des études sur l'anatomie des cavités nasales a été réalisée chez l'adulte. Le passage nasal principal s'y étend sur à peu près 5 cm jusqu'à la partie postérieure de la cavité nasale. Les voies aériennes y ont environ 1 à 3 mm de large dans cette zone, et la distance entre le plancher osseux et le toit de la cavité nasale est approximativement de 4 cm. La paroi latérale des cavités nasales est irrégulière et porte des lames osseuses recouvertes d'une muqueuse érectile. Ces lames osseuses s'étendent d'avant en arrière tout en s'étalant dans la cavité nasale, divisant ainsi le flux respiratoire. Ce sont les cornets inférieurs, moyens et supérieurs. Ces cornets délimitent les méats inférieurs moyens et supérieurs (Fig. 5 et 6), définis comme étant la surface recouverte par le cornet homonyme. Le méat supérieur présente l'orifice d'entrée des cellules ethmoïdales postérieures et du sinus sphénoïdal. Le méat moyen, est un véritable carrefour sinusal qui permet la communication entre le sinus maxillaire, les cellules ethmoïdales antérieures et les fosses nasales. Enfin, dans le méat inférieur se trouve l'orifice inférieur du canal lacrymo-nasal.



**Figure 5 :** Coupe sagittale des fosses nasales<sup>8</sup>. Les sections transversales passant par (A) l’orifice interne, (B) le milieu de la cavité nasale, et (C) les choanes. La zone hachurée dans le dessin du haut correspond à la zone olfactive ; NV au vestibule nasal ; IT au cornet inférieur (« Inferior Turbinate » en anglais) ; MT au cornet moyen (« Middle Turbinate » en anglais) ; ST au cornet supérieur (« Superior Turbinate » en anglais) ; FS aux sinus frontaux ; SS au sinus sphénoïdal ; AV aux végétations adénoïdes ; ET à l’orifice de la trompe d’Eustache.

Les sinus maxillaires sont situés dans le massif facial, de chaque côté des fosses nasales où ils sont en contact par l’intermédiaire de l’ostium du sinus maxillaire qui est de taille variable (2 à 5 mm de diamètre) et se trouve situé dans le méat moyen. Ce méat moyen est le carrefour des orifices de drainage de la plus grande partie des sinus constitués des sinus maxillaires, frontaux et ethmoïdaux antérieurs.

### **Nasopharynx**

Les cavités nasales se rejoignent dans le nasopharynx (Fig. 1) situé au-dessus du palais mou (ou voile du palais). Il communique avec les cavités nasales par le biais des choanes et avec la cavité auditive par le biais de la trompe d’Eustache. Les amygdales pharyngées sont situées dans la paroi postérieure du nasopharynx.

## **Sinus paranasaux** (Fig. 6)

Les sinus paranasaux (maxillaire, ethmoïde, frontal et sphénoïde) sont des cavités situées dans les os de la face.

Les différents sinus peuvent être succinctement décrits comme :

### - Sinus maxillaires

Les sinus maxillaires sont au nombre de deux et sont situés de part et d'autre des cavités nasales. Les ostia (ou orifices) maxillaires se drainent par une ouverture en forme de fente située dans les voies aériennes nasales et permettent aussi d'aérer les sinus.

### - Cellules ethmoïdales

Le labyrinthe ethmoïdal est formé par un grand nombre de cellules (8 à 15) qui constituent chacune un petit sinus avec son orifice et sa voie de drainage. Elles sont séparées les unes des autres par des cloisons très fines.

### - Sinus frontaux

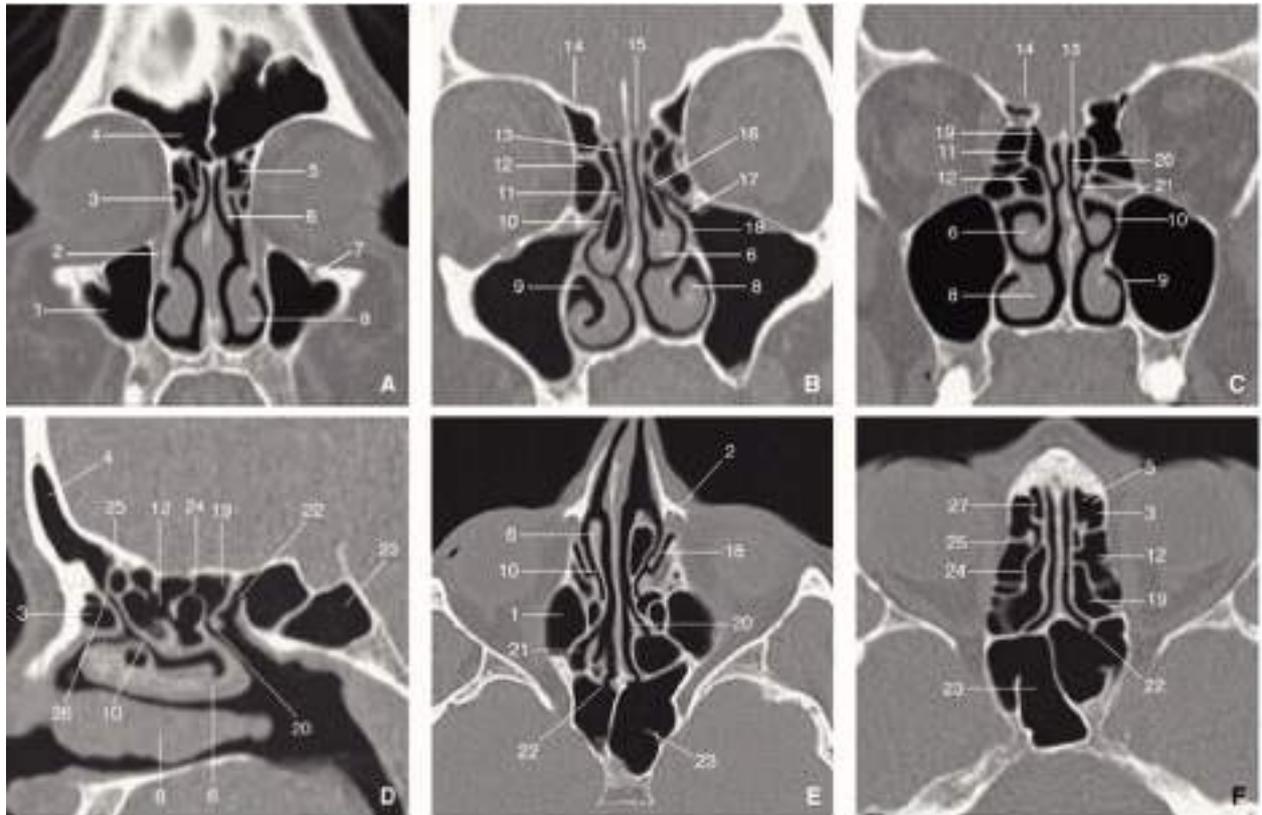
Leur anatomie est très variable, mais de manière générale il y a deux cavités sinusiennes situées dans l'épaisseur de l'os frontal et qui ont la forme d'un entonnoir pointant vers le bas. Les sinus frontaux s'ouvrent dans le méat moyen via le canal naso-frontal.

### - Sinus sphénoïdaux

La pneumatisation de ce sinus, comme celle du sinus frontal, est très variable.

## **Anatomie Radiologique**<sup>9</sup> (Fig. 6)

La tomодensitométrie (TDM) par acquisition hélicoïdale offre une analyse anatomique détaillée, multiplans, des structures nasales et sinusiennes et des variations de pneumatisation qui peuvent modifier les rapports sinusiens. Elle ne trouve sa place qu'au terme d'un examen clinique et rhinoscopique, et n'est donc pas de réalisation systématique. Elle permet d'obtenir une vision plus précise de la morphologie et du contenu des cavités naso-sinusiennes.



**Figure 6** : Radioanatomie tomodensitométrique (TDM) des cavités nasosinusienne. Les reconstructions multiplans obtenues par acquisition hélicoïdale permettent une étude détaillée des cavités aériques nasosinusienne<sup>9</sup>.

**A, B, C.** Reconstructions coronales par le toit ethmoïdofrontal.

**D.** Reconstruction sagittale par le toit ethmoïdofrontal.

**E, F.** Reconstructions axiales par les méats moyens (E) et les masses latérales ethmoïdales (F).

- |                           |                                    |   |
|---------------------------|------------------------------------|---|
| 1. Sinus maxillaire       | 11. Racine d'attache               | 20. Cornet supérieur                    |
| 2. Canal lacrymonasal     | 12. Cellule bullaire               | 21. Méat supérieur du cornet moyen      |
| 3. Cellule unciformienne  | 13. Fente olfactive                | 22. Ostium sphénoïdal                   |
| 4. Sinus frontal          | 14. Toit ethmoïdofrontal           | 23. Sinus sphénoïdal                    |
| 5. Cellule méatique       | 15. Lame criblée                   | 24. Racine cloisonnante du cornet moyen |
| 6. Cornet moyen           | 16. Canal infundibulaire           | 25. Racine de la bulle                  |
| 7. Foramen infraorbitaire | 17. Ostium maxillaire              | 26. Canal naso-frontal                  |
| 8. Cornet inférieur       | 18. Processus unciformien          | 27. Racine de l'unciforme               |
| 9. Méat inférieur         | 19. Cellule ethmoïdale postérieure |   |
| 10. Méat moyen            |                                    |   |

### 1.2.2 Physiologie de la ventilation nasale

L'ambivalence fréquente des discours sur la respiration conduit à retenir les définitions suivantes :

- respiration : chacune des réactions oxydatives cellulaires productrices d'énergie (avec transfert d'oxygène et production de gaz carbonique et d'eau comme produit terminaux) ;
- hématoxe : échanges gazeux pulmonaires convertissant le sang veineux en sang artériel ;
- ventilation : renouvellement de l'air dans les voies aërières.

Toutefois l'hématoxe, placentaire in utero, ne devient pulmonaire qu'à la naissance. Comme peut le montrer l'examen doppler au cours de l'échographie anténatale, la dynamique ventilatoire commence vers la 12<sup>ème</sup> semaine de vie intra-utérine. La ventilation fœtale exerce son action morphogénétique sur les voies aërières sans relation avec l'hématoxe. La ventilation est donc une fonction distincte de l'hématoxe et de la respiration.

Dans des conditions normales et notamment au repos, chez le sujet sain, la seule voie respiratoire physiologique est la voie nasale. Talmant<sup>10</sup> définit la ventilation nasale optimale comme une ventilation spontanée exclusivement nasale au repos, y compris la nuit, en décubitus pendant le sommeil. La ventilation orale est un complément utilisé en cas de besoins accrus (exercices musculaires, stress...) ou dans le cas évident d'une obstruction nasale. Talmant<sup>11</sup> souligne l'importance d'installer une habitude de ventilation nasale dès le plus jeune âge, car l'expérience lui a montré qu'il était très difficile d'effacer ce qu'il qualifie d'empreinte corticale laissée par la ventilation orale.

En plus d'être l'entrée des voies respiratoires, les fosses nasales assurent plusieurs fonctions essentielles : olfaction, défense immunologique, purification par filtration, réchauffement et humidification de l'air inhalé. Ces trois dernières fonctions correspondent à des mécanismes de défense qui protègent la structure délicate du système respiratoire inférieur (poumons). La physiologie du nez se caractérise aussi par un phénomène vasomoteur nommé cycle nasal.

#### **Olfaction**

La fonction olfactive trouve son origine dans la stimulation de récepteurs sensoriels spécifiques, situés sur le plafond ou voûte de la fosse nasale, par les molécules aromatiques véhiculées par le courant aérien de recirculation qui balaye la partie supérieure des cavités nasales.

Des changements dans l'anatomie de la zone olfactive (méat supérieur sous la lame criblée) et de la région de la valve nasale affecteront fortement l'allure de l'écoulement de l'air et le transport des particules odorantes à travers la zone olfactive, avec des effets importants sur la fonction olfactive<sup>12</sup>.

### **Immunologie**

La muqueuse nasale joue un rôle dans le contrôle de l'infection. Plusieurs mécanismes peuvent altérer la fonction immunologique du nez<sup>13</sup>. L'intégrité de la muqueuse et la protection contre les infections sont assurées par la combinaison de facteurs anatomiques, de la sécrétion normale de mucus avec notamment présence d'anticorps et de substances antibactériennes, et de cellules du système immunitaire.

### **Purification d'air**

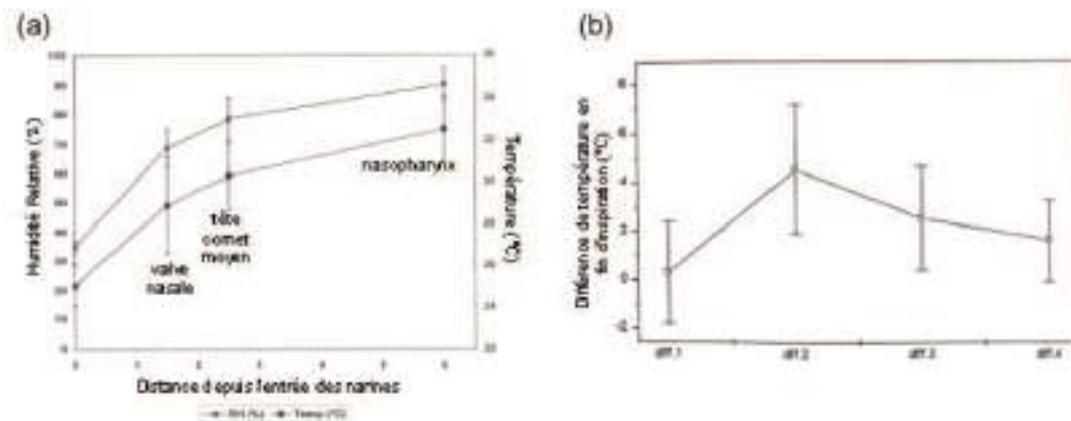
La purification est réalisée par filtration à travers les vibrisses et par l'épuration muco-ciliaire. Normalement, le nez est le principal site de déposition des particules dans les voies aériennes, mais l'efficacité du filtre nasal dépend largement du diamètre des particules inhalées : plus leur diamètre est grand, plus le dépôt initial est important. Les particules ayant un diamètre supérieur à 12 µm sont filtrées alors que les particules de 2 à 12 µm sont éliminées par l'épuration micro-ciliaire<sup>14</sup>.

### **Humidification et réchauffement de l'air**

Le conditionnement de l'air est assuré par plusieurs mécanismes et présente un certain nombre de caractéristiques<sup>8</sup> :

- la muqueuse nasale présente de nombreuses sinuosités et la silhouette en forme de fente de la cavité nasale assure un contact étroit entre l'air inhalé et la muqueuse de la paroi ;
- la cavité nasale présente une grande surface d'échange réalisée sans augmentation notable de section<sup>7</sup>;
- l'échange de chaleur est facilité par la grande quantité de sang artériel circulant dans les anastomoses artérioveineuses, mécanisme analogue à l'eau chaude circulant dans un radiateur<sup>15</sup>;
- il y a aussi humidification au niveau des fosses nasales en raison des cellules à mucus, lequel est composé d'eau (95%), d'éléments minéraux (2%) et d'éléments organiques (3%)<sup>8</sup>. La muqueuse nasale possède une grande capacité de sécrétion.

Ce conditionnement nasal a pour but de préparer l'air pour les échanges gazeux qui ont lieu dans les alvéoles à une température de 37°C et un taux d'humidité relative de 100%. Dans le nasopharynx, la température de l'air est d'approximativement de 34°C (Fig. 7(a)<sup>16</sup>) soit à peu près 3°C de moins que la température de l'air dans les poumons (~37°C) et son taux d'humidité relative d'environ 80%. D'après Keck et coll.<sup>17</sup>, la plus forte augmentation en température de l'air se produit entre le vestibule et la région de la valve (~4,5°C, Fig. 7(b)). Autrement dit, la plus grande partie du processus de réchauffement et d'humidification de l'air est accomplie avant que celui-ci ne quitte la région des cornets c'est à dire avant qu'il n'atteigne le nasopharynx.



**Figure 7 :**

(a) Profil de température et d'humidité relative dans la cavité nasale en fin d'inspiration. La température et l'humidité relative de l'air ambiant sont indiquées à la distance 0 cm<sup>16</sup>.

(b) Différences de températures enregistrées en fin d'inspiration entre la température ambiante et le vestibule nasal (diff. 1), le vestibule et la région de la valve nasale (diff. 2), la région de la valve et la tête du cornet moyen (diff. 3), et la tête du cornet moyen et le nasopharynx (diff. 4)<sup>17</sup>.

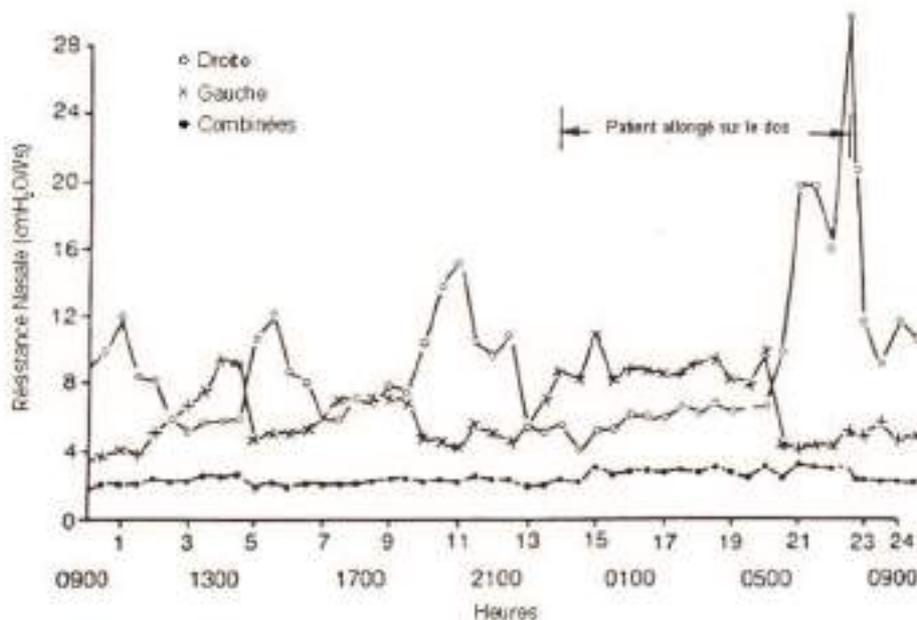
### Cycle nasal

Le cycle nasal est un phénomène physiologique qui a été décrit et nommé pour la première fois par Kayser<sup>18</sup> à la fin du XIX<sup>ème</sup> siècle. Il a mesuré la résistance nasale en chronométrant le temps nécessaire pour qu'un certain volume d'air bien défini soit inspiré par le nez puis expulsé par la cavité orale. Kayser<sup>18</sup> a trouvé des mesures régulières pour la résistance nasale globale mais la résistance de chaque cavité nasale prise séparément variait beaucoup.

Dans une cavité nasale, la muqueuse turbinale est le siège de variations cycliques de la vasomotricité (vasodilatation ou vasoconstriction du tissu érectile) qui évoluent

alternativement en sens opposé dans les deux cavités nasales. Ainsi, lorsque la muqueuse des fosses nasales est en état de turgescence par vasodilatation, la muqueuse de l'autre côté est en état de rétractation par vasoconstriction. En conséquence, la résistance nasale unilatérale fluctue entre une obstruction relative et une perméabilité optimale. Cependant la réciprocity entre les deux cotés permet de maintenir la résistance nasale totale constante, expliquant l'absence de sensation d'obstruction nasale. De ce fait, il a été établi que l'écoulement d'air passant par les cavités nasales est normalement asymétrique en raison des changements alternatifs de la résistance nasale dans chaque narine.

Environ 80% de la population montre un cycle nasal régulier<sup>19</sup>. Physiologiquement, environ toutes les 1 à 5 heures<sup>20</sup>, on assiste à une ouverture totale du lit vasculaire dans la muqueuse d'une des fosses nasales qui gonfle fortement et limite l'accès de l'air qui emprunte alors l'autre fosse nasale. Ainsi régulièrement chaque fosse nasale est mise partiellement au repos (Fig. 8).

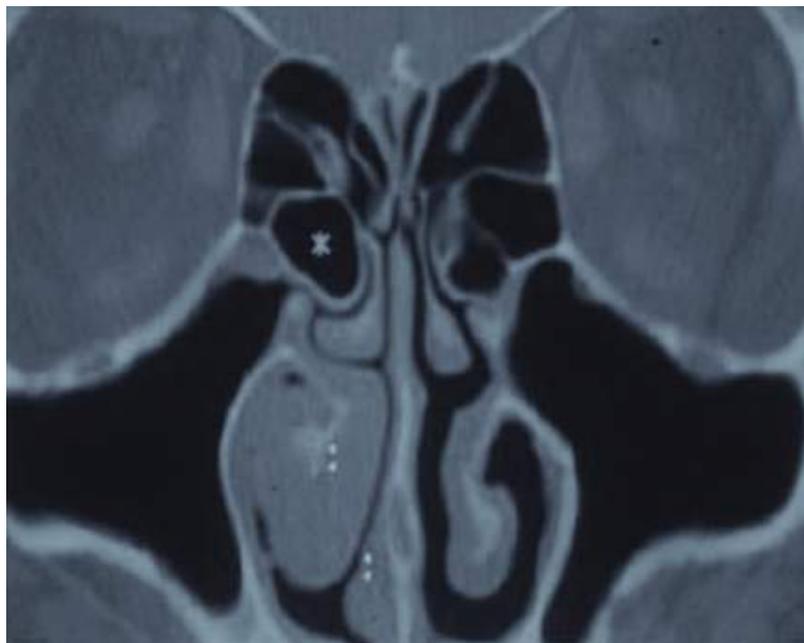


**Figure 8** : Visualisation de la perte de charge en centimètre d'eau par litre par seconde dans chaque narine et pour les deux narines au cours du temps<sup>21</sup>.

La durée et l'amplitude du cycle nasal sont variables d'un individu à l'autre, et varient aussi en fonction de l'âge. Chez l'enfant, la durée des cycles est plus courte. Chez l'adolescent, les phases sont plus amples. Après quarante ans, l'amplitude diminue mais la durée augmente. Ce cycle nasal varie sans cesse, sous l'influence de l'environnement (humidité, chaleur), de

caractéristiques individuelles (surpoids, hypertension, vasodilatation qui ont pour effet de diminuer la perméabilité nasale) ou encore des effets systémiques de médicaments.

L'essentiel du cycle nasal a lieu dans le cornet inférieur. Il se gorge et se vide de sang successivement grâce à la présence d'un système de corps caverneux avec des vaisseaux de capacitance (Fig. 9). Cette régulation de congestion est imperceptible. La distribution du flux d'air dans les deux narines n'est donc pas la même au cours du temps, le flux d'air étant plus important alternativement dans une fosse que dans l'autre. La dilatation du cornet inférieur provoque un obstacle au passage de l'air dans l'une des deux narines.



**Figure 9 :** Tomodensitométrie en coupe coronale. Le cycle nasal physiologique se traduit par une asymétrie de la muqueuse (x) recouvrant le cornet inférieur et le pied du septum nasal<sup>22</sup>.

Néanmoins, il semble que 5% de la population n'a pas un tel cycle sans pour autant s'en plaindre.

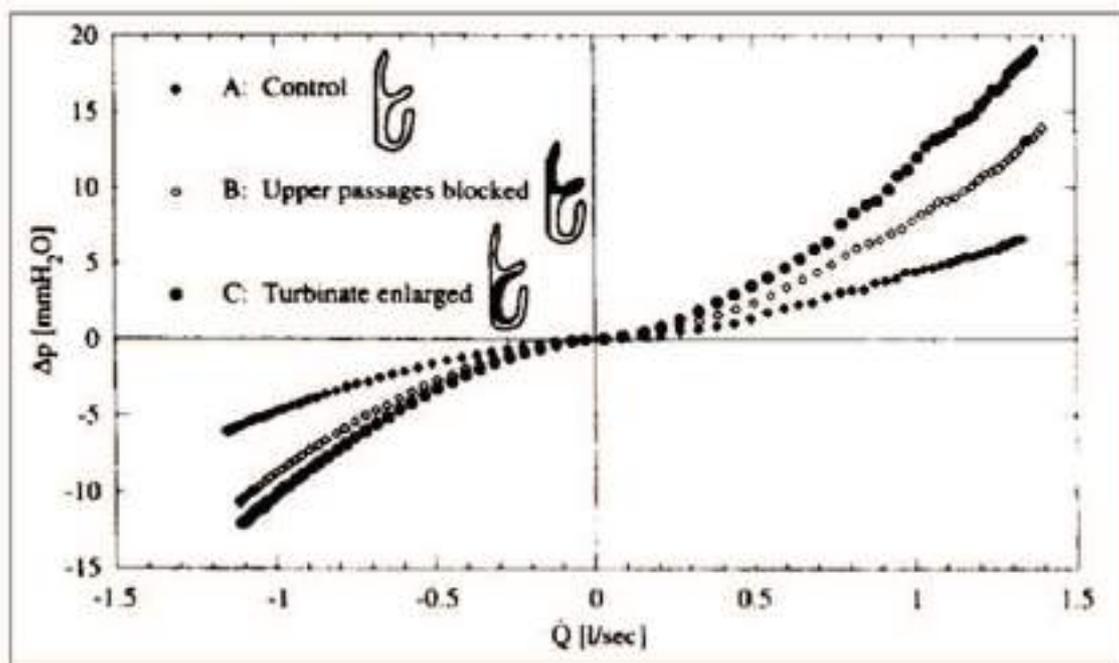
Les deux systèmes, ortho et para-sympathiques, interviennent avec une prédominance du premier dans la fosse nasale en vaso-constriction, et du second dans celle en vasodilatation. L'hypothalamus paraît être responsable des variations cycliques du tonus des fibres ortho et para-sympathiques. Le déterminisme du cycle nasal reste obscur mais il semble intimement lié aux fonctions de conditionnement de l'air inspiré : réchauffement du côté turgescent, humidification du côté rétracté.

Loin d'être un simple conduit inerte, le nez est en fait un organe dynamique qui subit des modifications physiologiques. Chaque narine est alternativement le siège d'une succession de congestions et décongestions de la muqueuse naso-sinusienne.

### Influence de la congestion et du gonflement de la muqueuse

Schreck<sup>7</sup> s'est intéressé à l'influence de la congestion de la fosse nasale et séparément à l'influence du gonflement de la muqueuse sur la perte de charge.

Pour modéliser une congestion, il bouche partiellement avec de l'argile le méat supérieur, la section passe alors de 2,71 à 1,9 centimètres carré. Il mesure à l'aide de capteurs de pression la perte de charge dans une section (Fig.10). Il constate alors une augmentation de la résistance. De même, il augmente le volume du cornet inférieur afin de modéliser un gonflement de la muqueuse respiratoire. La section fluide passe de 2,71 à 2,46 centimètre carré et là aussi la résistance nasale augmente.



**Figure 10** : Perte de charge ( $\Delta p$ ) en fonction du débit ( $Q$ ) dans une fosse nasale pour différentes congestions<sup>7</sup>.

Cette modélisation de phénomènes physiologiques n'a été malheureusement effectuée que sur une coupe. Toutefois, elle montre que la diminution de la section de passage lors de la phase de gonflement du cornet inférieur provoque une augmentation de la perte de charge dans la fosse nasale, ce qui augmente la difficulté à respirer par la narine congestionnée, et induit peut être l'alternance respiratoire.

## Les écoulements d'air dans les fosses nasales

La trajectoire des écoulements d'air dans les fosses nasales est toujours sujette à controverse, bien que l'opinion de Masing<sup>23</sup> soit la plus communément admise. Ainsi pour cet auteur, le courant respiratoire pénètre dans la narine à 60° et se divise en plusieurs filets qui balayent les méats et les espaces entre les cornets. Lors de l'inspiration normale, un courant aérien va pénétrer dans la fente olfactive en décrivant une trajectoire semi-circulaire. Pour Proetz<sup>24</sup>, le courant inspiratoire longe les faces internes des cornets et ne pénètre pas dans les méats. Seul, le courant expiratoire turbulent atteint les méats et les ostia sinusiens.

Proctor<sup>25</sup>, à partir d'études sur des modèles expérimentaux, établit le schéma suivant : au cours de l'inspiration de repos, l'air passe verticalement en montant à travers les orifices narinaux à une vitesse de 2 à 3 m/s. Le flux converge sur environ 1,5 cm jusqu'à la terminaison du vestibule. A cet endroit, la convergence entraîne la constitution d'un flux narinaire et la direction du flux change, passant de verticale à horizontale. Là, se situe la partie la plus rapide et la plus résistive de toute la voie aérienne. La vitesse du flux est alors de 12 à 18 m/s. Une fois cette région franchie, le flux pénètre dans la fosse nasale proprement dite, où la section est beaucoup plus grande. La diminution de la vitesse et le changement de direction tendent à perturber ce flux. La plus grande partie du flux aérien continue horizontalement le long du méat moyen sur environ 8 cm à la vitesse de 2 à 3 m/s. Une plus petite partie passe le long du plancher nasal. Des turbulences se forment dans la région olfactive.

Il semble à l'heure actuelle définitivement prouvé que le tiers inférieur des fosses nasales constitue la zone ventilatoire principale mais que tout le nez, y compris sa partie inférieure, est intéressé par le passage du flux aérien au cours de la respiration.

Jones<sup>14</sup> a clairement démontré que près de 80 % des résistances nasales se constituait dans le segment 0 - 2,8 cm de la fosse nasale. Il souligne ainsi le rôle fondamental de la région de la valve. La résistance nasale représente plus de la moitié de la résistance totale de l'arbre respiratoire. Toute diminution de la perméabilité nasale engendre rapidement une gêne ventilatoire.

### 1.2.3. Obstruction nasale

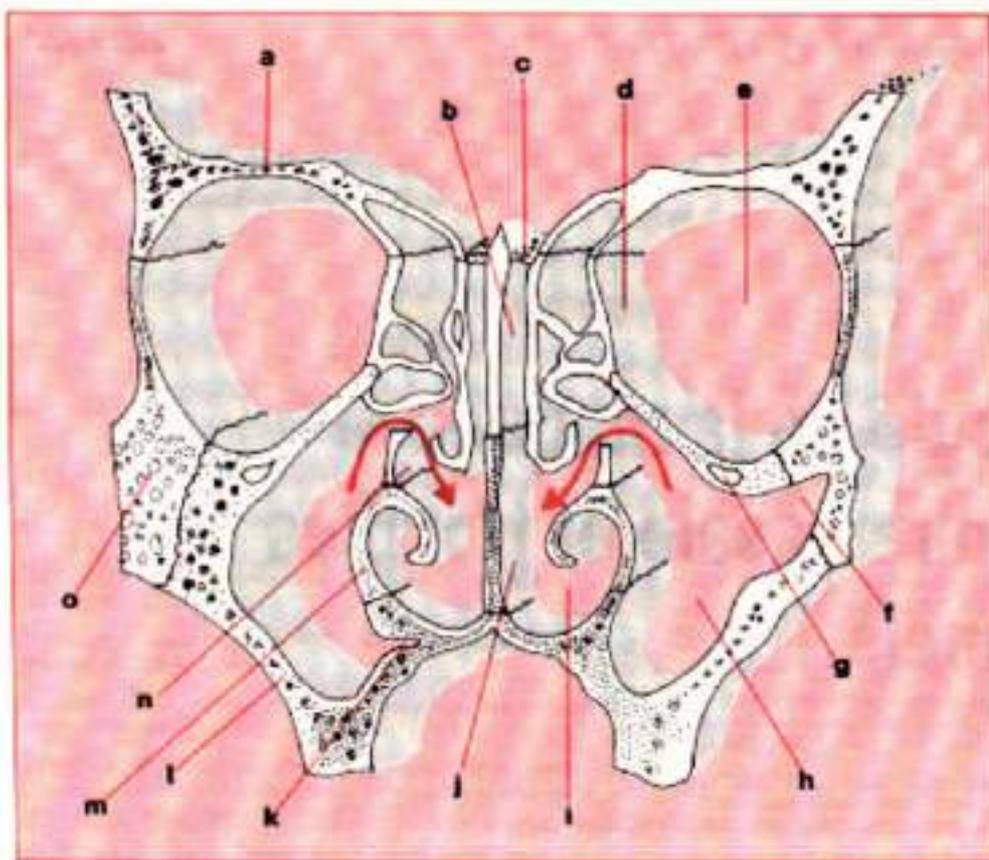
Elle correspond à une sensation subjective de gêne à l'écoulement de l'air dans les cavités nasales. Son épidémiologie est mal connue mais elle pourrait concerner environ 30% de la population<sup>1</sup>. Aucun examen objectif ne permet de quantifier cette gêne nasale. Le clinicien est obligé de se contenter des résultats de l'interrogatoire pour évaluer la sensation nasale. Toutefois, deux examens peuvent aider à quantifier le débit de l'air qui traverse la cavité nasale (RAA) et les zones de rétrécissement que rencontre l'air lors de son passage dans la cavité nasale (rhinomanométrie acoustique). La corrélation entre les mesures de perte de charge effectuées par RAA et cette sensation subjective d'obstruction nasale n'est pas simple. Plusieurs raisons peuvent le justifier. Tout d'abord, parce que l'on mesure par des grandeurs physiques une sensation, un peu comme si l'on mesurait la douleur, mais aussi parce que les mesures obtenues en RAA correspondent à une partie seulement du cycle respiratoire. En fait dans la sensation d'obstruction nasale, les résistances n'interviennent pas seules mais certainement aussi la forme, la direction et le conditionnement des courants aériens, comme d'ailleurs le contact entre l'air et le mucus. Dès lors que le conditionnement thermique et hydrique est mal assuré, la gêne à l'écoulement de l'air inspiré n'est pas nécessairement une obstruction mécanique. Tout au moins la sensation d'obstruction nasale n'est pas proportionnelle à une réduction de section de passage dans ce cas.

Ainsi, l'interrogatoire et l'examen endonasal, couplés à ces explorations, peuvent guider le clinicien dans la recherche de la nature de l'obstacle à la ventilation nasale qui peut être architecturale (déviation septale), résultant d'une pathologie inflammatoire (cornet inférieur, végétations adénoïdes) ou mixte. Ces obstacles peuvent détériorer l'écoulement de l'air en créant des zones relativement étroites ou totalement obstruées. A l'heure actuelle, il existe très peu d'études sur l'évaluation objective de l'obstruction nasale chez l'enfant, à savoir le cœur de notre sujet.

Abstraction faite des causes tumorales ou des malformations graves, quatre structures sont susceptibles d'engendrer une obstruction nasale dysfonctionnelle : la valve nasale, le cartilage alaire ou latéral inférieur, le cornet inférieur, le septum. Si les trois premières sont mobiles, mobilisables où à volume variable, la cloison est, quant à elle, fixe.

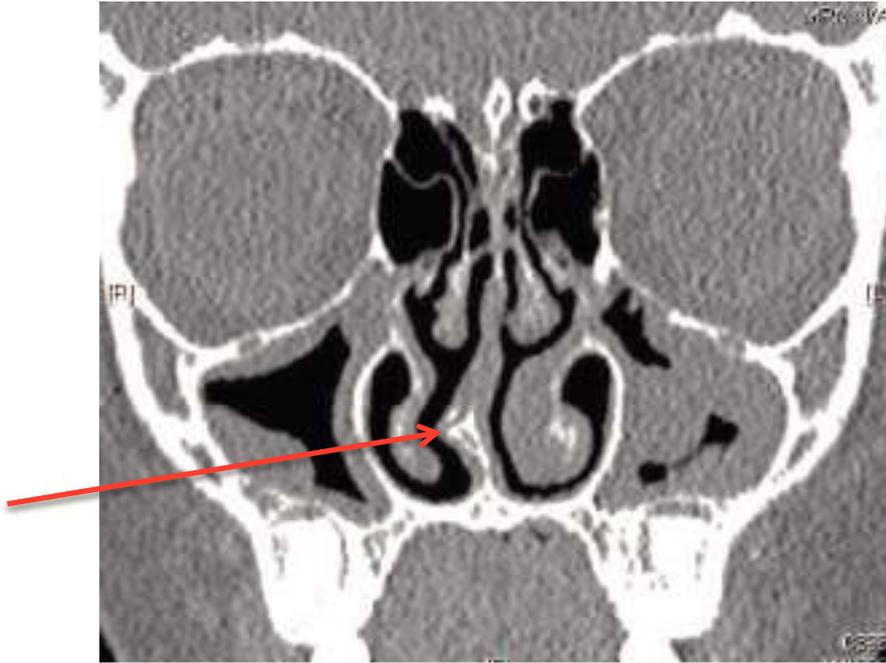
## Déviations septales

La cloison nasale (Fig. 11) séparant les deux cavités nasales est généralement rectiligne. Si elle n'est pas droite mais inclinée vers la droite ou la gauche, on parle alors de déviation de la cloison nasale. Une telle déformation provoque une diminution du diamètre de l'une des deux cavités et peut ainsi créer une gêne respiratoire. Une déviation de la cloison nasale (Fig. 12) peut aussi affecter le cycle nasal. Un des traitements consiste à effectuer une septoplastie (repositionnement septal).



**Figure 11** : Coupe frontale du massif facial passant par l'ostium du méat moyen<sup>5</sup>.

- a. Frontal ; b. Lame perpendiculaire de l'ethmoïde ; c. Lame criblée de l'ethmoïde ; d. Os planum
- e. Orbite ; f. Prolongement malaire ; g. Canal sous-orbitaire ; h. Sinus maxillaire.
- i. Fosse Nasale ; j. Vomer ; k. Prolongement palatin inférieur ; l. Maxillaire ; m. Cornet inférieur ; n. Apophyse unciforme ; o. Malaire.



**Figure 12** : Coupe frontale de scanner illustrant une déviation de la cloison nasale vers la droite.

### **Anomalies turbinales**

Les anomalies turbinales responsables d'obstruction nasale concernent le plus souvent le cornet inférieur. La principale anomalie est l'augmentation de son volume. Le traitement des hypertrophies turbinales est soit médical soit chirurgical. Le geste consiste soit à remodeler ou repositionner le cornet (turbinoplastie) soit à le réséquer (turbinectomie) de façon partielle ou totale.

La ventilation nasale a une influence essentielle sur la morphogenèse dento-maxillo-faciale. Les anomalies surviennent la plupart du temps dans les premières années de la vie et, même si elles sont transitoires, l'adulte garde les stigmates de cette obstruction nasale passagère. En outre, une obstruction nasale passagère précoce peut induire une ventilation orale définitive. La remarquable plasticité des os membraneux de la face durant la croissance justifie le dépistage et le traitement précoce de toute obstruction nasale persistante. Cette attitude thérapeutique préventive conduit à réduire les besoins de correction ultérieure par orthopédie dento-faciale ou par chirurgie orthognathique.

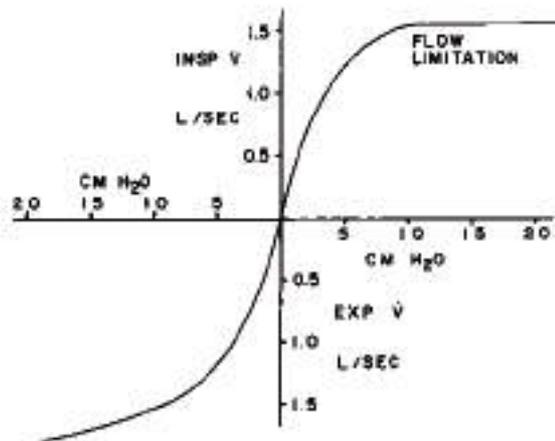
#### 1.2.4 Aérodynamique des cavités nasales

La compréhension de l'écoulement nasal de l'air est une tâche complexe qui requiert une bonne connaissance des lois qui régissent la dynamique des fluides. Différentes méthodes de mesures ont été utilisées soit sur des sujets vivants, soit sur des modèles physiques ou numériques de cavités nasales, afin d'acquérir une meilleure compréhension de la physiologie et de la dynamique des écoulements gazeux dans les VAS.

##### Mesures *in vivo*

Les mesures effectuées sur des sujets vivants se limitent à des mesures de relations pression-débit trans-nasales qui n'apportent que des informations globales sur la dynamique des écoulements gazeux dans les voies aériennes nasales, mais sont tout de même nécessaires avant de se lancer dans une étape plus complexe. Ces relations sur sujets vivants ne sont généralement obtenues que par des techniques de rhinomanométrie antérieure ou postérieure. Ces méthodes sont basées sur la mesure *in vivo* du débit respiratoire à l'entrée d'une narine et sur la mesure de la variation de pression entre l'entrée de la narine et l'extrémité distale du nez. Le rapport entre la pression et le débit définit la résistance à l'écoulement.

D'après Proctor<sup>13</sup>, pour un débit de 400 ml/s, la différence de pression entre l'air ambiant et le pharynx varie entre 0,3 et 1,3 cm H<sub>2</sub>O (30 et 130 Pa) chez les sujets sains (Fig. 13). La résistance nasale représente environ 50% de la résistance totale des voies aériennes. Les cavités nasales peuvent être modélisées comme deux résistances placées en parallèle. Les composants de la résistance nasale peuvent être divisés en trois parties : le vestibule nasal, la valve nasale et le cavum nasal. La résistance n'est pas seulement très variable d'un individu à un autre mais est aussi influencée par de nombreux facteurs environnementaux et intrinsèques au sujet. Ces facteurs incluent l'action des muscles nasaux, la position du corps (l'état de la vascularisation nasale est affecté par la gravité), la quantité et le caractère des sécrétions, l'exercice physique, la pression partielle de dioxyde de carbone dans l'air respiré, la température de l'air ambiant et la présence de certains polluants dans l'air ambiant. La majorité de la résistance nasale est produite dans les tous premiers centimètres des cavités nasales.



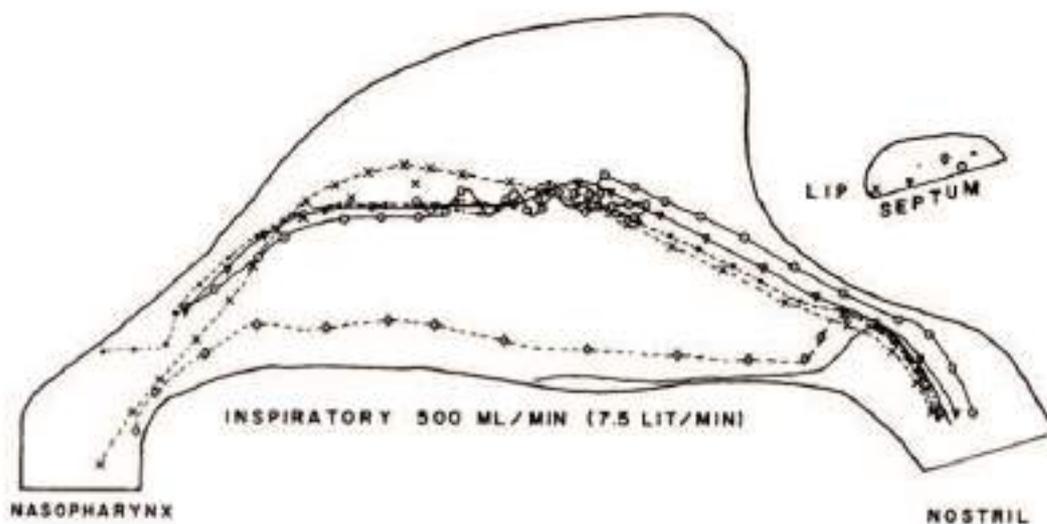
**Figure 13 :** Relations pression-débit inspiratoire (en haut à droite) et expiratoire (en bas à gauche) dans le nez à l'effort maximum<sup>13</sup>.

### Mesures *in vitro* sur modèles physiques

Les mesures réalisées sur des sujets vivants imposent un certain nombre de contraintes. Le fait de ne pas pouvoir visualiser les flux gazeux à l'intérieur même des cavités nasales limite les informations que l'on peut obtenir et qui permettraient d'avoir une meilleure compréhension de l'écoulement du gaz ou des particules aérogènes. C'est pourquoi, en complément de ces études *in vivo*, des études *in vitro* ont été réalisées sur des modèles physiques tridimensionnels (3D) de cavités nasales humaines. Les premiers modèles sont issus de cadavres (constituant ainsi une réplique plus ou moins proche de la réalité *in vivo*) dans lesquels une seule cavité nasale a été prélevée et où le septum a été remplacé par une plaque plane transparente permettant d'observer le comportement de l'écoulement gazeux. La visualisation de ces écoulements dans ces modèles a principalement été effectuée grâce à de la fumée ou bien encore un liquide dans lequel du colorant ou des particules ont été injectés.

La plupart des modèles ayant servi pour certaines études expérimentales décrites succinctement ci-après, correspondent à des modèles de fosses nasales humaines unilatérales reconstruites à une échelle au moins trois fois plus grande que la taille réelle pour une meilleure observation. Ces modèles sont le plus souvent en Plexiglas transparent permettant ainsi de visualiser les écoulements mais aussi, par exemple, de déterminer les profils de vitesses stationnaires.

Swift et Proctor<sup>26</sup> ont effectué les premières mesures de vitesse quantitatives *in vitro* dans les années 70 sur des modèles transparents de cavités nasales humaines en utilisant des tubes de Pitot miniatures introduits dans le flux d'air au travers d'une cloison nasale plate. Les mêmes mesures ont aussi été effectuées avec de l'eau. La Figure 14 représente la répartition des lignes de courant inspiratoire d'air établi par cet auteur<sup>10</sup>. Son modèle montre un écoulement laminaire en entrée de la narine, et ce, même pour des valeurs élevées de débits du fait de la stabilité inhérente du flux convergent qui existe au point d'entrée de la région de la valve nasale. La constriction de la région de la valve nasale agit comme une tuyère dirigeant le jet d'air inspiré vers le passage nasal principal. Pour Swift et Proctor<sup>26</sup>, la majorité du flux s'écoule entre le méat moyen et le septum, juste au-dessus du cornet inférieur. Seule une faible quantité de l'air entrant par la narine du côté de la cloison nasale s'écoule le long du plancher nasal. Ils ont aussi montré qu'une petite portion de ce flux formait un tourbillon stationnaire dans la partie supérieure de la cavité nasale correspondant à la zone olfactive.

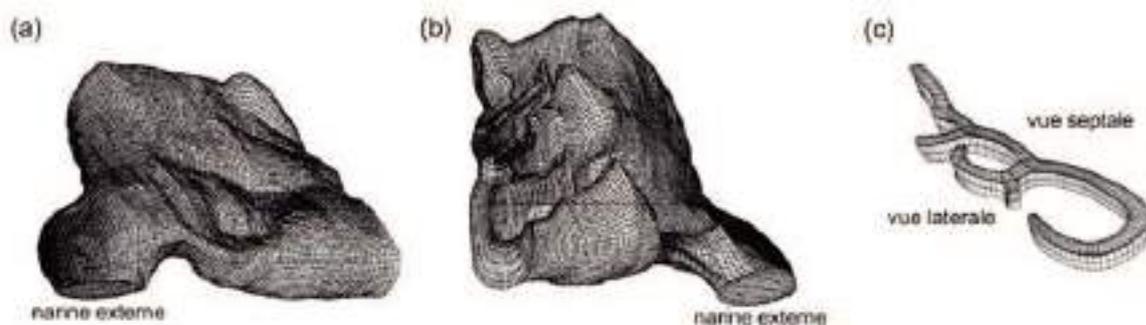


**Figure 14** : Lignes représentant les écoulements inspiratoires d'air à partir des modèles utilisés par Proctor<sup>13</sup>. La majorité de l'écoulement est située entre la cloison nasale et le méat moyen. La région de la valve nasale s'étend sur la zone où les lignes commencent à se courber.

## Modèles numériques

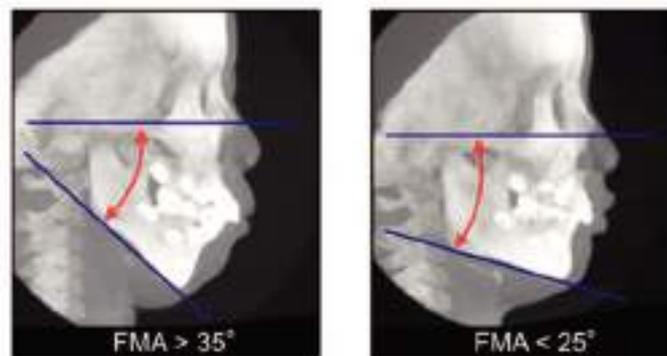
Du fait des possibilités restreintes des capteurs et autres instruments de mesures expérimentaux et de l'intrusion occasionnée par leur mise en place, les observations expérimentales ne permettent pas une description complète et locale de l'écoulement. Ceci explique l'intérêt grandissant pour les outils logiciels. Depuis le début des années 90, de nombreuses études numériques sur les écoulements gazeux dans les VAS ont commencé à émerger grâce au développement des outils de simulation numérique et à la puissance croissante des ordinateurs permettant d'effectuer ces études numériques. Les techniques de CFD (Computational Fluid Dynamics) présentent l'avantage de donner des détails locaux qui ne pourraient être approchés par les mesures in vivo ou in vitro du fait de la difficulté d'introduire des capteurs en nombre suffisant dans de telles géométries.

Keyhani et coll.<sup>27</sup> ont développé un modèle anatomique 3D aux éléments finis d'une cavité nasale humaine droite (Fig. 15). La reconstruction 3D a été effectuée à l'aide du logiciel VIDA (Volumetric Image Display and Analysis, Cardiothoracic Imaging Research Section, University of Pennsylvania) et les champs de vitesse ont été obtenus par la résolution des équations de Navier-Stokes pour les écoulements stationnaires incompressibles laminaires grâce au logiciel FIDAP (Fluid Dynamics International Inc., Evanston, IL). C'est la première fois qu'une étude numérique est publiée dans laquelle les résultats sont comparés aux résultats expérimentaux effectués auparavant sur la même géométrie de cavité nasale. Les résultats numériques pour un débit inspiratoire mononasal de 125 ml/s, montrent que le flux principal se situe le long du plancher nasal avec une vitesse maximale de 4 m/s dans la région de la valve nasale. Dans la région olfactive, les vitesses maximale et moyenne sont respectivement de 1,7 et 0,9 m/s avec environ 10% du flux inspiratoire total qui circule dans cette zone.

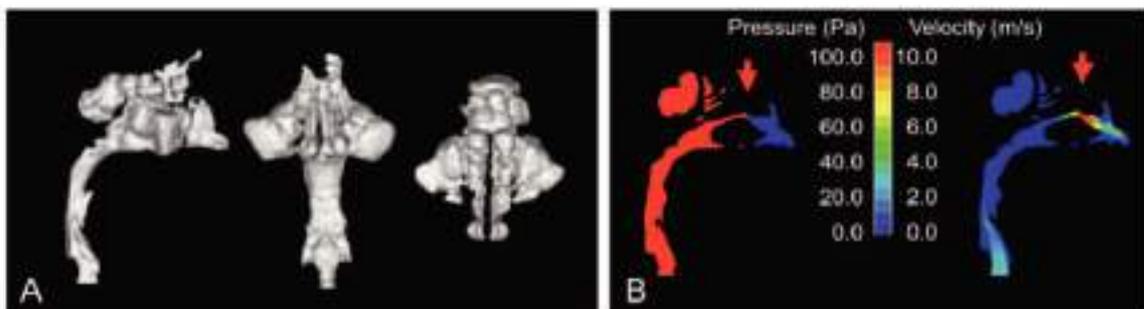


**Figure 15 :** (a) Vue médiale du maillage 3D en éléments finis du modèle de cavité nasale droite de Keyhani et coll.<sup>27</sup>. (b) Vue latérale du maillage (c) Coupe frontale du maillage.

Iwasaki et coll.<sup>28</sup> ont réalisé chez les enfants porteurs de malocclusion de classe II, une étude basée sur la simulation numérique au sujet de l'obstruction des voies aériennes supérieures à partir de Cone Beam. Les quatorze enfants de l'étude ont été classés en deux groupes : dolichofacial et brachyfacial selon la valeur de l'angle Plan de Francfort / Plan mandibulaire (FMA). D'après les résultats de l'étude, la taille des voies aériennes supérieures entre ces deux groupes n'est statistiquement pas différente. En revanche, les valeurs de perte de charge et de vitesse sont plus élevées chez les dolichofaciaux.



**Figure 16<sup>28</sup>** : Téléradiographies de profil reconstruites à partir du New Tom Scan permettant de classer les enfants en 2 groupes : dolichofacial (à gauche) et brachyfacial (à droite) selon la valeur de FMA.



**Figure 17<sup>28</sup>** : Images des voies aériennes supérieures d'un enfant dolichofacial présentant une obstruction nasale. **A** : Reconstruction 3D des voies aériennes supérieures issues de Cone Beam<sup>29</sup>. **B** : L'élévation de la vitesse et la perte de charge mettent en évidence l'obstruction nasale.

Ainsi, la simulation numérique permet à la fois de poser le diagnostic d'obstruction nasale ainsi que sa quantification.

### 1.3 Synthèse

L'obstruction nasale n'est pas toujours facile à quantifier chez l'enfant et même chez l'adolescent. Notre but est d'objectiver de manière fiable l'obstruction nasale chez l'enfant porteur d'obstruction nasale.

La perméabilité nasale est déterminée à la fois par l'architecture nasale et la muqueuse qui recouvre celle-ci. Sur la face latérale de la cavité nasale, il y a, de haut en bas, trois cornets dans chaque cavité nasale, dont l'origine embryologique est différente. Le cornet inférieur, contrairement aux cornets moyen et supérieur a un squelette recouvert d'une muqueuse érectile qui est formée d'un réseau vasculaire anastomotique. En situation normale, il existe un cycle nasal qui régule la perméabilité nasale. La muqueuse nasosinusienne, et en particulier le cornet inférieur, subissent un cycle alternatif de vasodilatation et de vasoconstriction dont la résultante donne une sensation de perméabilité nasale confortable. Cet équilibre est modifié par la température ambiante, la posture, les pathologies inflammatoires chroniques allergiques ou non. Une déviation septale retentit d'autant plus sur la respiration qu'elle est antérieure.

Suite aux études dans le domaine de modélisation du larynx du nouveau-né et des sténoses trachéales congénitales réalisées par le service d'ORL de la Timone en collaboration avec le laboratoire IUSTI, il a paru intéressant en tant qu'orthodontiste de l'hôpital de la Timone de poursuivre les travaux dans ce même laboratoire en modélisant les fosses nasales pour fournir un outil d'aide objectif au diagnostic de l'obstruction nasale.

Les mesures de la fonction respiratoire effectuées sur des sujets vivants ne donnent accès qu'à des valeurs globales (résistance nasale principalement) qui ne permettent pas de rendre compte de la dynamique et du caractère spatial (3D) des écoulements gazeux dans les VAS. Pour répondre au besoin de connaissances plus spécifiques et locales concernant l'écoulement nasal, de nombreuses mesures ont été réalisées sur des modèles de cavités nasales humaines post mortem ou de modèles physiques reconstruits à partir de données IRM ou tomodensitométriques de patients avec des degrés variables de simplification. Ces études ont pu fournir des descriptions de l'écoulement nasal humain sans toutefois prendre en compte l'entière complexité des cavités nasales dans leur contexte *in vivo*. Depuis les années 90 d'autres types d'études ont émergé avec les avancées croisées de l'imagerie médicale, des techniques numériques de reconstruction 3D, et des logiciels de calcul numérique des écoulements. Ces études sont basées sur des simulations numériques d'écoulements gazeux à

l'aide de modèles numériques 3D reconstruits de cavités nasales humaines. Les modèles étudiés ont la particularité d'avoir été reconstruits à partir de données *in vivo* issues de patients. Ces différentes études numériques ont rarement été accompagnées par des mesures expérimentales sur le même modèle de VAS permettant de les valider. De plus, les géométries 3D restaient relativement approximatives voire idéalisées puisque reconstruites à partir de coupes espacées de seulement 1 à 4 mm donc ne permettant pas de voir des détails inférieurs à ces dimensions.

Afin de relier les plus récentes avancées en matière d'imagerie médicale scannographique aux méthodes de résolutions numériques des équations de Navier-Stokes, des chercheurs du laboratoire IUSTI (Unité mixte de recherche du CNRS), en collaboration avec les services d'ORL et de radiologie pédiatriques de l'hôpital de la Timone ont permis de caractériser des écoulements gazeux dans la géométrie des voies respiratoires reconstruite en 3D. Le but de ce projet est de poser un diagnostic fiable de l'obstruction nasale pour chaque patient. La simulation numérique pourrait dans les cas où un doute diagnostique persiste, aider l'ORL dans l'établissement du diagnostic d'obstruction nasale.

## **CHAPITRE 2 : PATIENTS, MATERIELS ET METHODES**

### **2.1 Objectifs**

Quelle que soit la morphologie des fosses nasales, l'élément essentiel dans la problématique de l'obstruction est celui de l'appréciation de leur fonctionnalité. Autorisent-elles un passage d'air suffisant et adapté aux besoins physiologiques du patient et qui, de plus, lui soit confortable ? Il va donc s'agir de mesurer le plus précisément possible une pression, une résistance, un débit d'air, déterminés par l'état de perméabilité des fosses nasales et qui en soient ainsi le reflet.

Les mesures expérimentales (RAA) ainsi que les modélisations numériques ont été effectuées sur six patients porteurs d'obstruction nasale afin de déterminer une éventuelle corrélation entre les deux outils de diagnostic. L'objectif est d'obtenir un diagnostic fiable de l'obstruction nasale. Plusieurs questions sont soulevées :

- est-ce que la RAA permet pour ces six cas d'obtenir un diagnostic fiable de l'obstruction nasale ?
- la simulation numérique peut-elle aussi fournir pour certains cas un diagnostic objectif de l'obstruction nasale ?

### **2.2 Patients**

Notre étude porte sur six enfants, qui ont bénéficié d'une consultation ORL à l'hôpital enfants de la Timone. Au cours de cette consultation, la RAA a permis de confirmer l'obstruction nasale. Un scanner du massif facial a été réalisé pour chacun des six enfants immédiatement suivi d'une nouvelle RAA. Le délai entre ces deux examens devait être pour des raisons physiologiques (cycle nasal) le plus court possible (inférieur à une demi-heure). Ce scanner va nous permettre de construire une modélisation des fosses nasales en 3D qui sera la géométrie à partir de laquelle l'étude de l'écoulement sera réalisée.

Un tableau récapitulatif nous renseigne sur l'âge et le sexe de chacun des six enfants étudiés.

<b>Patients</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	<b>6</b>
<b>Sexe</b>	<b>M</b>	<b>M</b>	<b>F</b>	<b>M</b>	<b>M</b>	<b>M</b>
<b>Age à la consultation (ans)</b>	<b>8</b>	<b>9</b>	<b>15</b>	<b>14</b>	<b>10</b>	<b>13</b>

**Tableau 1** : Age et sexe des enfants de l'étude.

## **2.3 Partie expérimentale : Rhinomanométrie Antérieure Active (RAA)**

### **2.3.1 Définition et intérêt**

La RAA est définie comme l'ensemble des techniques mesurant simultanément le débit et les variations de pression que subit l'écoulement d'air en traversant les cavités nasales<sup>22</sup>. Elle permet le calcul de la résistance nasale qui est l'indice ou paramètre le plus utilisé à l'heure actuelle. Sa réalisation a pour but d'objectiver un symptôme aussi subjectif que l'obstruction nasale. Véritable exploration fonctionnelle respiratoire, elle n'est réalisée que comme le complément d'un interrogatoire et d'un examen clinique et endoscopique préalables, dans le cadre d'obstructions nasales dysfonctionnelles. Enfin, la RAA ne doit pas être utilisée dans le cadre des obstructions d'origine tumorale, ou des causes malformatives graves comme les imperforations choanales dont le diagnostic reste éminemment morphologique.

### **2.3.2 Bases physiques**

Lorsqu'un écoulement d'air traverse un conduit avec un débit  $Q$ , du fait des forces de frottement se crée une perte mécanique sous la forme d'une chute de pression. Il s'ensuit une différence entre la pression à l'entrée du conduit (P.E.) qui devient supérieure à la pression à la sortie du conduit (P.S.). Cette différence de pression est appelée « perte de charge » et s'exprime par la formule :

$$\Delta P = PE - PS$$

La perte de charge varie principalement en fonction de 3 paramètres :

- la géométrie, aussi bien dans ses dimensions que dans sa forme ;
- la vitesse d'écoulement dont elle dépend. Ce qui explique que l'exploration d'une obstruction nasale doit se faire en respiration calme sous peine d'augmenter artificiellement le  $\Delta P$  ;
- le régime d'écoulement laminaire ou turbulent. Lorsqu'un fluide circule dans un conduit cylindrique lisse, on admet que l'écoulement est laminaire tant que le nombre de Reynolds ne dépasse pas 2000. Ce nombre de Reynolds est défini par la relation suivante :

$$Re = \frac{UD}{\nu}$$

où :  $U$  est la vitesse caractéristique de l'écoulement,  $D$  est la dimension caractéristique de l'écoulement, et  $\nu$  est la viscosité cinématique du fluide en écoulement. Il existe trois sortes de régimes pour les écoulements développés : laminaire ( $Re < 2000$ ), turbulent ( $Re > 3000$ ) et de transition.

Dans le cas général d'un écoulement d'un fluide réel, il existe deux types de pertes de charge :

- régulières : qui sont dues aux frottements du fluide sur toute la surface ;
- singulières : qui sont dues aux changements de section ;

Lors de l'écoulement d'air dans les fosses nasales, ces deux types de perte de charge coexistent.

### 2.3.3 Réalisation de l'examen

Concernant la réalisation des mesures, seules les rhinomanométries actives (où le patient respire spontanément sans insufflation passive d'air) sont employées à l'heure actuelle. Deux méthodes sont à considérer : la rhinomanométrie antérieure active (RAA) et la rhinomanométrie postérieure active (RPA). Elles utilisent le même principe, à savoir un masque naso-buccal où sont mesurés le débit aérien et la pression narinaire. En revanche, la pression choanale est mesurée dans la narine controlatérale pour la RAA (Fig. 18) et dans la cavité buccale pour la RPA. Du fait de l'obstruction d'une des deux narines, la

rhinomanométrie antérieure ne permet pas l'étude simultanée des deux fosses nasales. Elle n'est évidemment pas réalisable en cas de perforation septale. La résistance totale (RT) ne peut être obtenue directement mais à partir des résistances droite et gauche (RD et RG), par analogie électrique, selon la formule :

$$\frac{1}{RT} = \frac{1}{RG} + \frac{1}{RD}$$

$$RT = \frac{RG \times RD}{RG + RD}$$

Comme le préconise le C.I.S.R.<sup>30</sup>, les résistances nasales sont le plus souvent calculées pour une pression différentielles déterminée de 150 Pa. Elles peuvent être déterminées de façon simplifiée par la relation suivante :

$$R = \frac{\Delta P}{Q}$$

la résistance s'exprimera en Pascal/ml/seconde.

L'appareil utilisé dans le présent travail est un rhinomanomètre de modèle Atmos 300, constitué d'un pneumotacomètre pour la mesure des flux, un transducteur de pression, un écran graphique LCD et une imprimante. Il est capable de donner les valeurs des pressions, flux et résistance de chaque fosse nasale, pendant l'inspiration et l'expiration. Tout le système est contrôlé par un micro-ordinateur pour l'acquisition, calcul et présentation des données alphanumériques et graphiques (Fig. 18). Tous les examens ont été réalisés, après calibrage de l'appareil sur un échantillon d'enfants porteurs d'obstruction nasale, par les infirmières de consultation ORL.



**A**



**B**

**Figure 18** : La Rhinomanométrie Antérieure Active (RAA) : protocole de réalisation.

**A** La RAA comporte un masque naso-buccal mesurant le débit nasal et la pression à l'entrée des narines ainsi que le capteur mesurant la pression choanale.

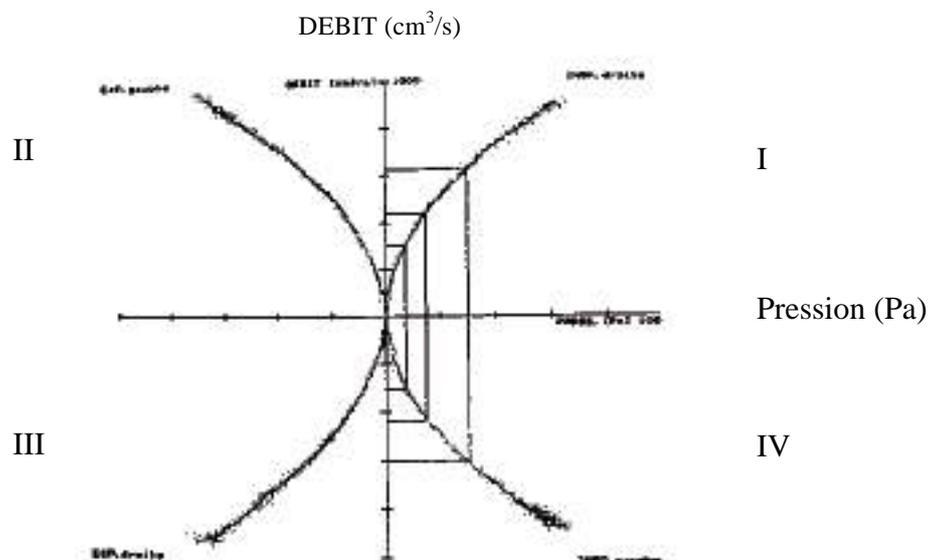
Collection personnelle du Pr. Nicollas.

**B** Le Rhinomanomètre Atmos 300 avec trois masques de tailles différentes.

D'après les données actuelles de la littérature<sup>22</sup>, les résistances nasales totales supérieures à 0,30 Pa/ml/s et unilatérales supérieures à 0,60 Pa/ml/s sont considérées comme pathologiques. Un commentaire doit cependant être fait quand à la distribution de ces valeurs dans une population saine. Jones<sup>28</sup> et Dessi<sup>29</sup> ont constaté que des valeurs élevées pouvaient se rencontrer chez des sujets asymptomatiques, confirmant si besoin était que la rhinomanométrie, à l'instar d'autres explorations fonctionnelles, doit toujours être confrontée à l'examen clinique. De même, il existe des faux négatifs, ce qui complexifie la fiabilité du diagnostic. D'autre part, aucune différence statistiquement significative n'a été mise en évidence entre les deux sexes.

Différentes précautions sont nécessaires afin d'éviter les erreurs de mesures. Le protocole à respecter est le suivant :

- une pièce calme, bien aérée, à l'abri des rayons solaires ;
- une température ambiante de 20° (+/-3) avec un taux d'hygrométrie de l'ordre de 50% (+/- 25%) ;
- que le sujet soit assis confortablement ;
- expliquer clairement le déroulement de l'examen au patient (l'anxiété pouvant diminuer les résistances nasales) ;
- pratiquer les mesures sur un sujet au repos (un exercice musculaire même minime peut entraîner une décongestion nasale significative). Le C.I.S.R<sup>30</sup> préconise, d'ailleurs, un repos préalable de 30 minutes ;
- utiliser un masque facial et des embouts adaptés à la taille des orifices narinaires du patient ;
- que le sujet respire calmement, régulièrement. A cet égard, soulignons l'intérêt d'utiliser un appareil qui affiche en temps réel la courbe pression-débit sous forme d'un graphe (Fig. 19), dans le but de déceler immédiatement toute erreur de mesure.



**Figure 19** : Courbe pression-débit chez un sujet normal.

L'examen de base comprend quatre types de mesure, effectuées selon les recommandations précédentes. Chaque mesure repose sur l'enregistrement d'au moins cinq cycles respiratoires (inspiration-expiration), les appareils modernes calculant automatiquement les valeurs moyennes des débits, pressions, et des résistances. La représentation standard (Fig. 19) est une image en miroir utilisant quatre quadrants avec l'inspiration à droite de l'axe du débit (en ordonnée) et l'expiration à gauche, les quadrants I et III pour la fosse nasale droite et les quadrants II et IV pour la fosse nasale gauche.

Les mesures s'effectuent après un mouchage doux permettant de vider les cavités nasales de leurs sécrétions. On réalise successivement les mesures des deux cavités nasales. La résistance totale est automatiquement affichée par l'appareil.

En raison du cycle nasal, lors du changement de côté de la turgescence des tissus vaso-érectiles, la résistance individuelle de chaque cavité nasale peut varier d'un facteur quatre. En conséquence, une variation brutale de la résistance d'une mesure à l'autre peut correspondre au cycle nasal.

Les variations de mesure sont fréquentes et source d'erreur chez un même individu ou une population donnée. La concordance entre la sensation de respiration nasale subjective et les valeurs des résistances nasales en rhinomanométrie n'est pas constante. Ces variations imposent la réalisation de l'examen à des temps différents et une standardisation de la technique selon les recommandations du C.I.S.R<sup>30</sup>.

## **2.4 Partie numérique : modélisation aérodynamique**

La construction d'un modèle numérique est un processus comportant plusieurs étapes dont la chronologie sera toujours la même quel que soit le domaine exploré en mécanique des fluides.

Ces étapes successives sont :

- construction du modèle géométrique ;
- réalisation d'un maillage qui constitue l'étape de discrétisation du modèle géométrique précédemment construit ;
- définition des conditions aux limites qui est la première étape vers la résolution du problème ;
- choix du modèle d'écoulement, du fluide, et de ses propriétés physiques ;
- calcul de l'écoulement par résolution numérique de systèmes algébriques ;
- post-traitement des résultats obtenus.

Nous allons suivre ces différentes étapes afin d'obtenir un modèle d'aide au diagnostic de l'obstruction nasale.

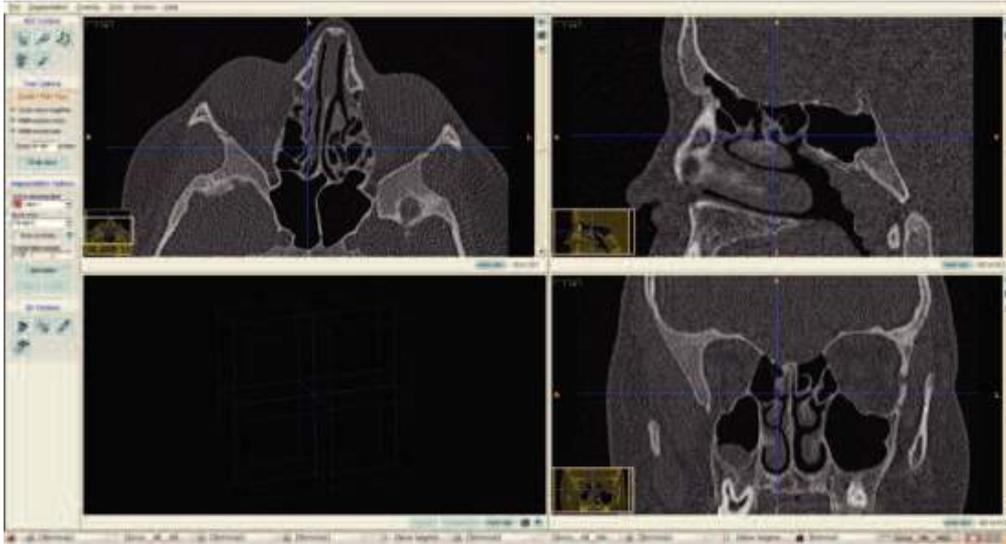
#### **2.4.1 Recueil de données tomодensitométriques**

La construction de la géométrie 3D et du maillage surfacique a été entièrement réalisée via le logiciel commercial ITK-SNAP<sup>31</sup> qui est un logiciel de reconstruction 3D.

Une collecte de données humaines prospectives a été effectuée, provenant du service de radiologie de l'Hôpital enfants de la Timone à Marseille, entre 2010 et 2011. Nous avons pu recueillir des données tomодensitométriques des fosses nasales de six enfants âgés de huit à quinze ans. L'ensemble des examens tomодensitométriques a été réalisé selon une procédure standard, utilisant un scanner double source hélicoïdal Siemens à 64 barrettes. Les paramètres techniques de réglage du scanner ont été les suivants :

- matrice d'acquisition : 512 x 512 pixels (plan horizontal (x,y)) ;
- taille des pixels dans le plan horizontal : 0,3 mm x 0,6 mm ;
- épaisseur de coupe : de 0,6 mm selon l'axe z (vertical).

Lors de ces examens tomодensitométriques, les patients sont en position de décubitus dorsal sur la table du scanner. Les données recueillies correspondent à des piles d'images au format DICOM (Digital Imaging in Communications and Medecine) (Fig. 20). Pour chaque patient, le jeu de données comprend plusieurs images espacées de 0,6 mm. L'épaisseur de coupe est de 0,6 mm, et ne peut pas descendre en deçà pour limiter le risque d'irradiation.

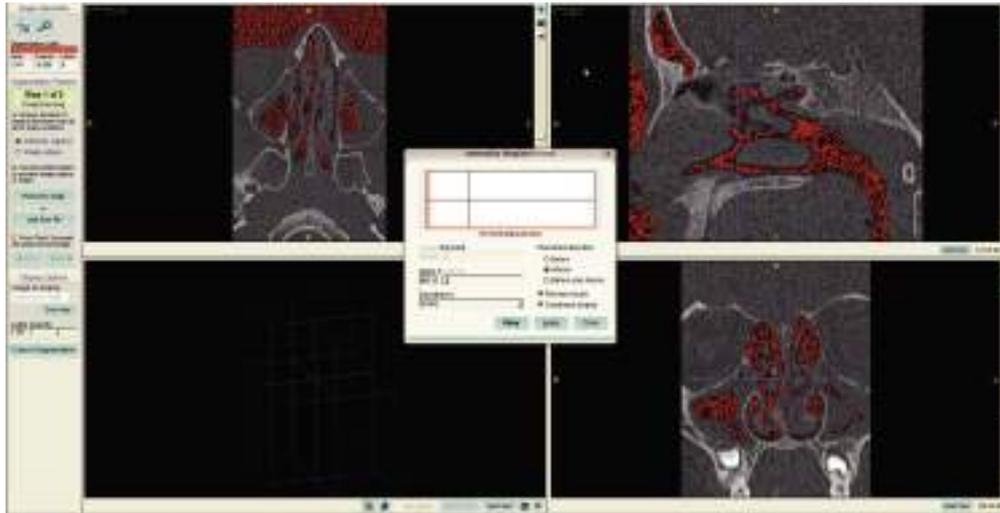


**Figure 20** : Recueil d'images de scanners des fosses nasales avec le logiciel ITK-SNAP<sup>®31</sup>.

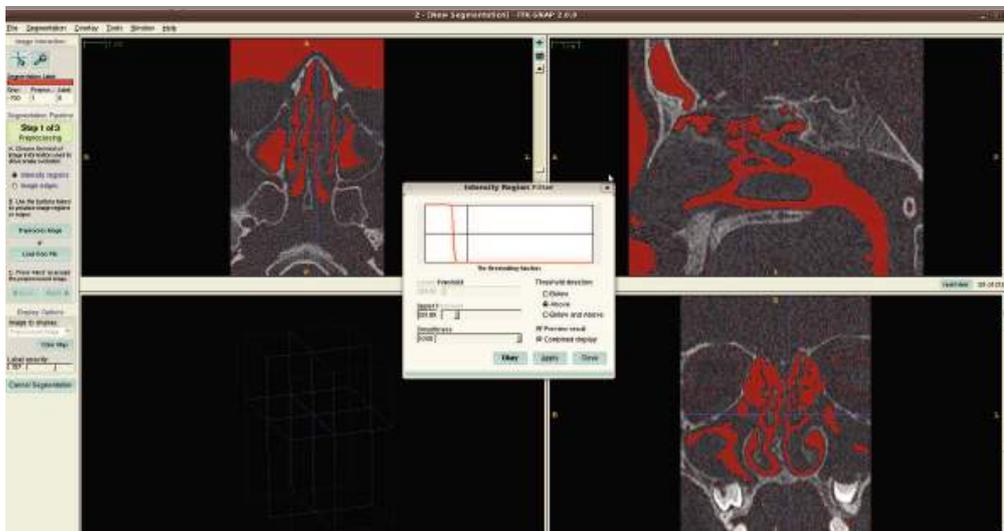
#### **2.4.2 Modélisation géométrique : reconstruction 3D sous ITK-SNAP<sup>®31</sup>**

La génération du modèle surfacique est réalisée grâce au logiciel de segmentation d'images ITK-SNAP<sup>®31</sup> qui permet de superviser le processus de segmentation. Ce logiciel utilise une méthode semi-automatique de compétition de régions, basée sur l'évolution d'un contour actif 3D (Level Set<sup>31</sup>).

Le processus de segmentation d'images permet de séparer une image en plusieurs zones. Les points connexes ayant des propriétés similaires (intensité de gris) vont être réunis dans le même ensemble. L'algorithme utilisé procède par croissance de régions. Cette technique consiste à regrouper des points voisins pour former des régions de plus en plus importantes. Pendant le seuillage, les régions ainsi sélectionnées sont visualisées sur les trois coupes (transversale, coronale et sagittale). Cela permet à l'utilisateur d'évaluer la qualité du seuillage (Fig. 21) 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.



A



B



C

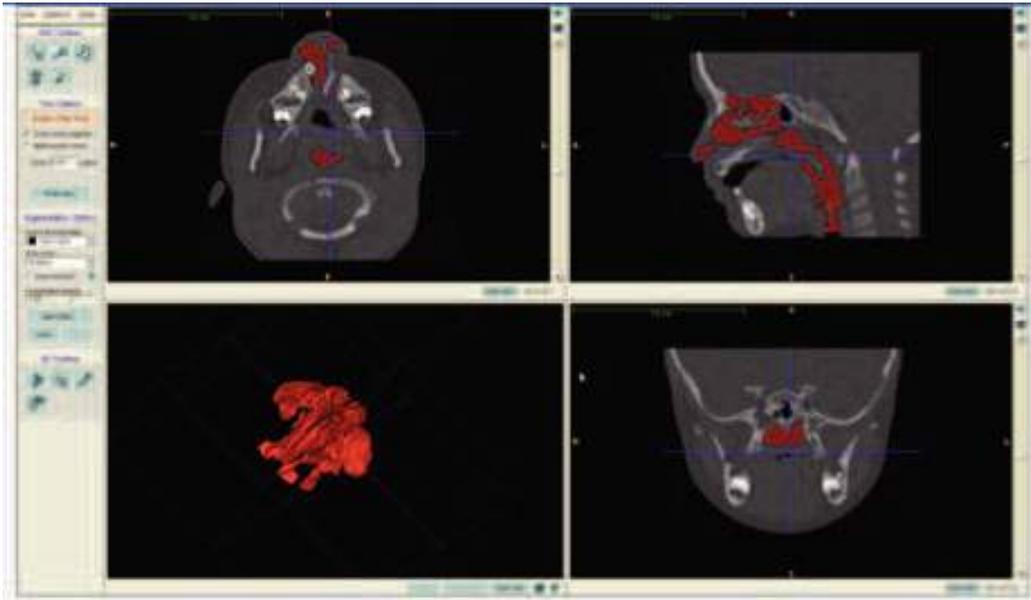
**Figure 21** : Représentation de l'effet du seuil de segmentation sur la reconstruction 3D d'une géométrie de VAS d'un patient. **A** : le seuil est jugé insuffisant. **B** : le seuil est jugé correct. **C** : le seuil est jugé « par excès ».

La région d'intérêt sélectionnée va permettre de limiter le domaine d'évolution du contour actif (ensemble de points que l'on va déplacer pour obtenir une forme). Le contour actif (bulle) est placé à l'entrée des narines. Il va se dilater pour remplir la lumière des fosses nasales, en s'arrêtant aux zones de fort gradient d'intensité. Plusieurs problèmes peuvent rendre la segmentation difficile voire impossible :

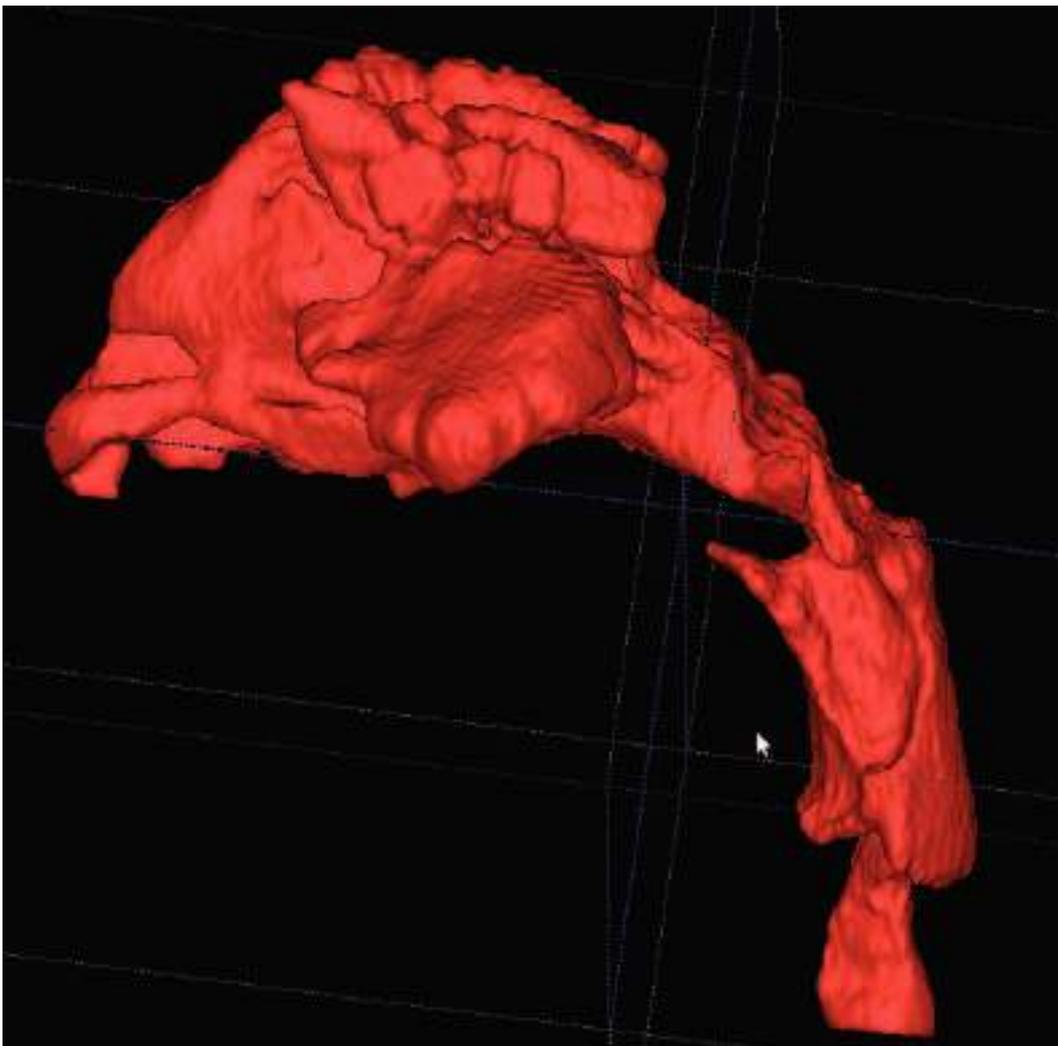
- la présence d'artéfacts dûs aux mouvements éventuels que pourraient faire le patient lors de l'examen tomodensitométrique soit en bougeant soit en respirant. Les images deviennent légèrement floues dans certaines régions ;
- la présence d'artéfacts dus aux amalgames dentaires qui interfèrent lors de l'absorption des rayons X ;
- la présence de mucus sur les parois pouvant rendre difficile la détermination des contours exacts des fosses nasales ;
- l'extrême finesse des parois ;
- choix de la rugosité et de l'expansion du contour actif : deux paramètres régulent le comportement de l'expansion du contour actif, le paramètre de rugosité et celui de pression. Une analogie pourrait 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 les zones de rétrécissement.

Le choix du seuil de segmentation est donc une étape cruciale dans le traitement des données provenant de patients vivants. En effet, lors de la segmentation 2D, le contour de la géométrie est défini sur chaque coupe scanner. Une bonne connaissance de l'anatomie est nécessaire pour valider le choix du seuil de segmentation afin de reconstruire une géométrie 3D aussi réelle que possible (Fig. 22, 23).

Il faut noter qu'une fois le domaine extrait, aucun algorithme de lissage n'a été appliqué au maillage surfacique pour ne pas modifier de façon critique la réalité anatomique des modèles. Le fichier contenant ce maillage surfacique 3D est alors enregistré au format STL, format standard utilisé dans le domaine de la stéréolithographie, qui décrit la géométrie de surface d'un objet en trois dimensions.



**Figure 22** : La segmentation est achevée, et le résultat 3D est obtenu.



**Figure 23** : Maillage surfacique des fosses nasales issu du logiciel ITK SNAP<sup>®31</sup>.

### 2.4.3 Maillage volumique du domaine de calcul

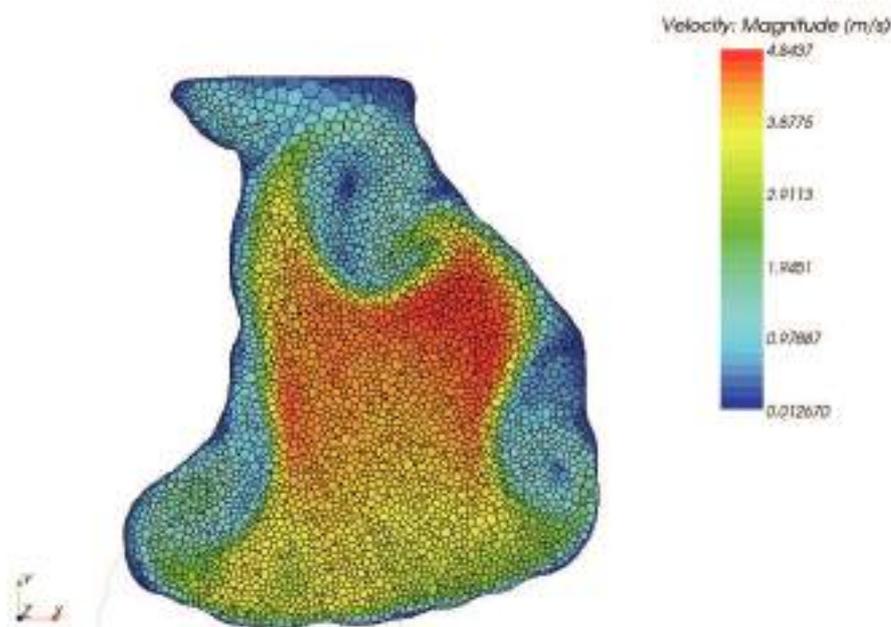
Une fois le maillage surfacique créé par ITK-SNAP<sup>®31</sup>, celui-ci est exporté dans le logiciel STAR-CCM+<sup>®</sup> qui est un code commercial édité par la société CD-Adapco (www.cd-adapco.com). C'est le logiciel qui a été utilisé pour calculer l'écoulement. Les calculs de Computational Fluid Dynamics (CFD) permettent de simuler l'écoulement des fluides, grâce à la résolution numérique des systèmes d'équations régissant ces différents phénomènes. La méthode des volumes finis utilisée par le logiciel STAR-CCM+<sup>®</sup>, consiste à discrétiser le domaine de l'écoulement en une multitude de volumes puis d'effectuer des bilans (Equations de Navier-Stokes) sur ces volumes. Cette méthode est dite conservative : le flux entrant dans un volume donné est égal au flux sortant du volume adjacent.

La première étape en CFD consiste à discrétiser le domaine de calcul correspondant à la géométrie complexe en un certain nombre de cellules dont l'ensemble est appelé maillage. Pour mailler le domaine de calcul, nous choisissons une dimension de base pour la taille des cellules. Les cellules sont des polyèdres de treize à quinze faces. Ainsi, pour l'ensemble de notre étude, la taille de base du maillage est de 0,3 mm. Le maillage volumique généré est composé d'environ 2,5 millions de cellules (Fig. 24 et 25). Une taille de maille inférieure augmente le temps de calcul de manière significative sans apporter de précision supplémentaire.

Les deux entrées du domaine sont représentées par les narines droite et gauche et la sortie par la limite entre l'oropharynx et le rinopharynx.



**Figure 24** : Vue du maillage volumique avec les deux entrées narinaires droite et gauche.



**Figure 25 :** Coupe d'un domaine de calcul pour montrer l'allure générale du maillage. La couleur correspond à des vitesses dans un écoulement caractéristique.

#### 2.4.4 Conditions limites, propriétés du fluide

Les conditions limites sont les conditions au bord du domaine et définissent la relation entre l'écoulement simulé et l'extérieur du domaine de calcul. Dans notre étude, les conditions limites sont :

- une différence de pression entre l'entrée (« pressure-inlet ») et la sortie (« pressure-outlet ») de 150 Pa ;
- les parois sont considérées comme indéformables et non glissantes. La vitesse d'écoulement aux parois est considérée comme nulle.

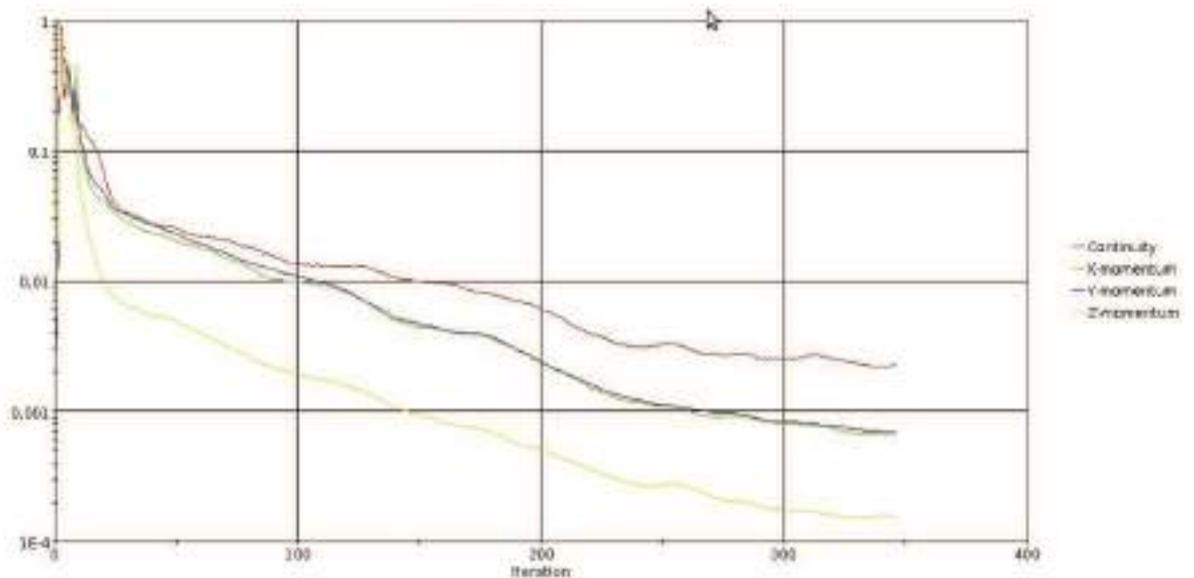
Dans nos simulations numériques, le gaz utilisé est de l'air dont la densité est de  $1,161 \text{ kg/m}^3$  et la viscosité cinématique de  $1,8 \text{ m}^2/\text{s}$ .

#### 2.4.5 Calcul de l'écoulement

Les simulations numériques ou CFD permettent de calculer l'écoulement d'un fluide grâce à la résolution des équations de conservation qui régissent le comportement des fluides. Ces équations concernent la conservation de la masse, de la quantité de mouvement, et de l'énergie. L'ensemble de ces équations est appelé : équations de Navier-Stokes<sup>32, 33</sup> (Annexe 1).

Le logiciel STAR-CCM+® permet la résolution des systèmes d'équations itérativement au sein de chaque cellule jusqu'à atteindre une solution convergée du problème global de départ. Un calcul est convergent si l'erreur décroît continuellement au cours des itérations. Il a convergé lorsque toutes les itérations ne produisent plus de changements significatifs sur les variables. Le résidu correspond à la somme, sur toutes les cellules du maillage, des erreurs effectuées sur l'équation discrétisée en question lorsque les variables déterminées par le calcul sont réintégrées dans l'équation discrétisée. La convergence du calcul est visible graphiquement au cours de la simulation par l'affichage de l'évolution des résidus au cours des itérations (Fig. 26).

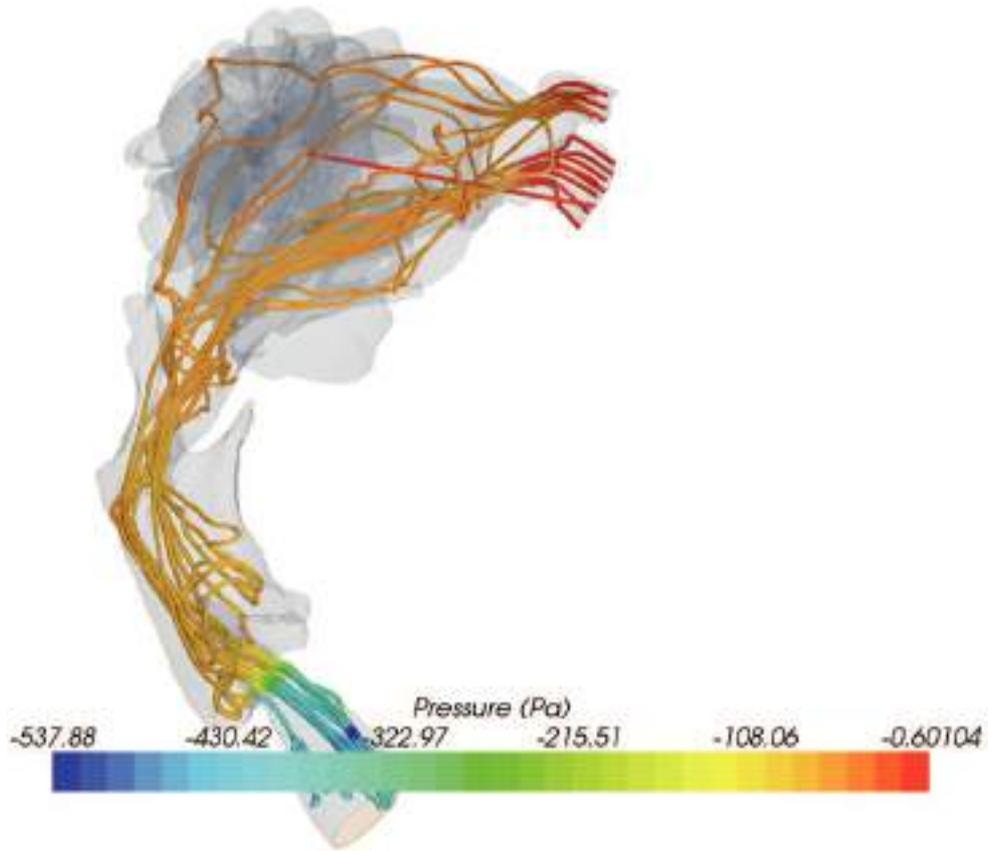
En résolvant ces équations, sont calculées les variables de la phase continue (fluide), telles les pressions et les vitesses.



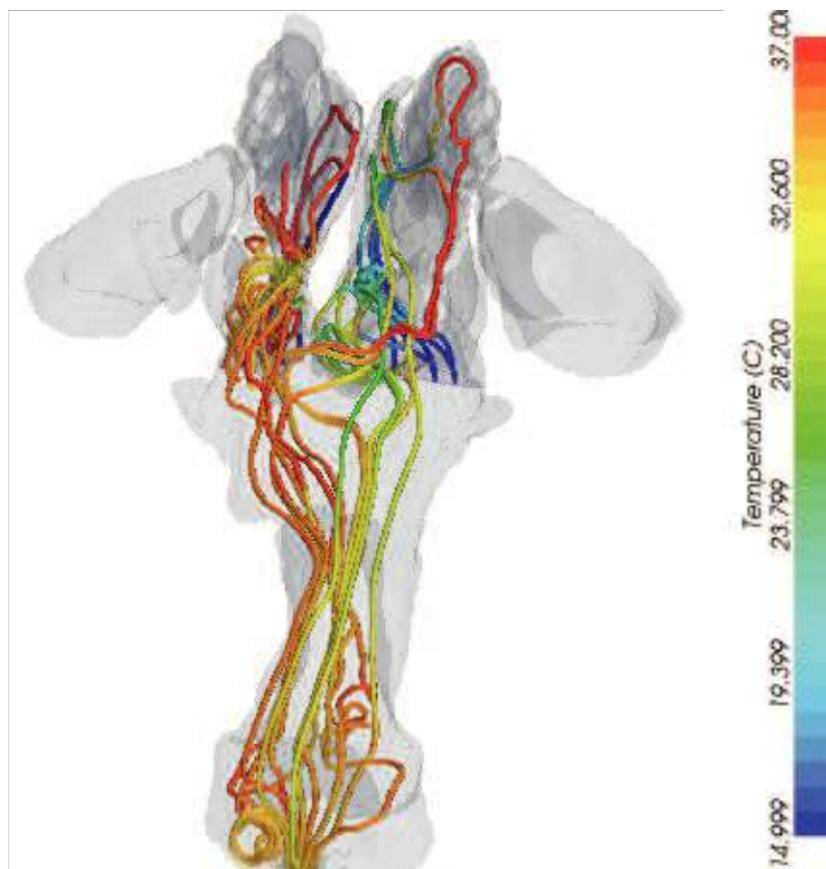
**Figure 26 :** Evolution des résidus au cours des itérations d'une simulation.

#### 2.4.6 Post-traitement des résultats

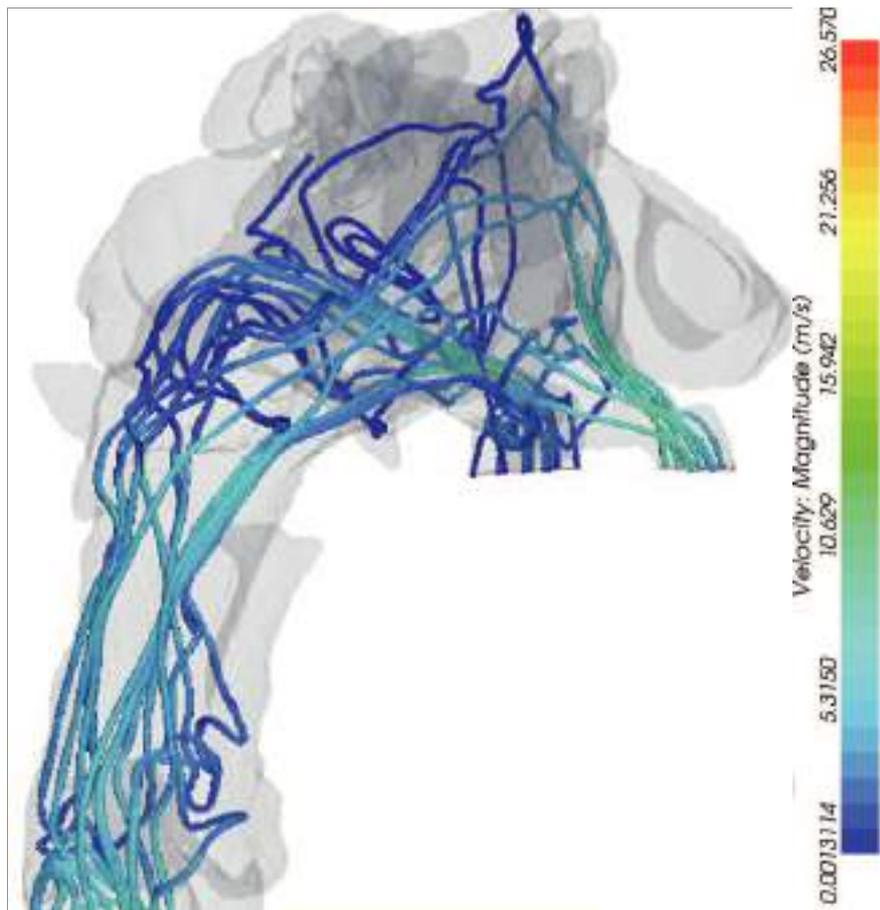
Une ligne de courant est le lieu des points tangents aux vecteurs vitesses en tout point d'un domaine. Ainsi, les lignes de courant donnent la possibilité d'avoir une vision générale d'un écoulement. Les lignes de courant peuvent être colorées par la vitesse, la température et la pression (Fig. 27, 28, 29).



**Figure 27** : Lignes de courant colorées par la pression en vue de profil.



**Figure 28** : Lignes de courant colorées par la température en vue postérieure.



**Figure 29** : Lignes de courant colorées par la vitesse en vue de profil.

## 2.5 Synthèse

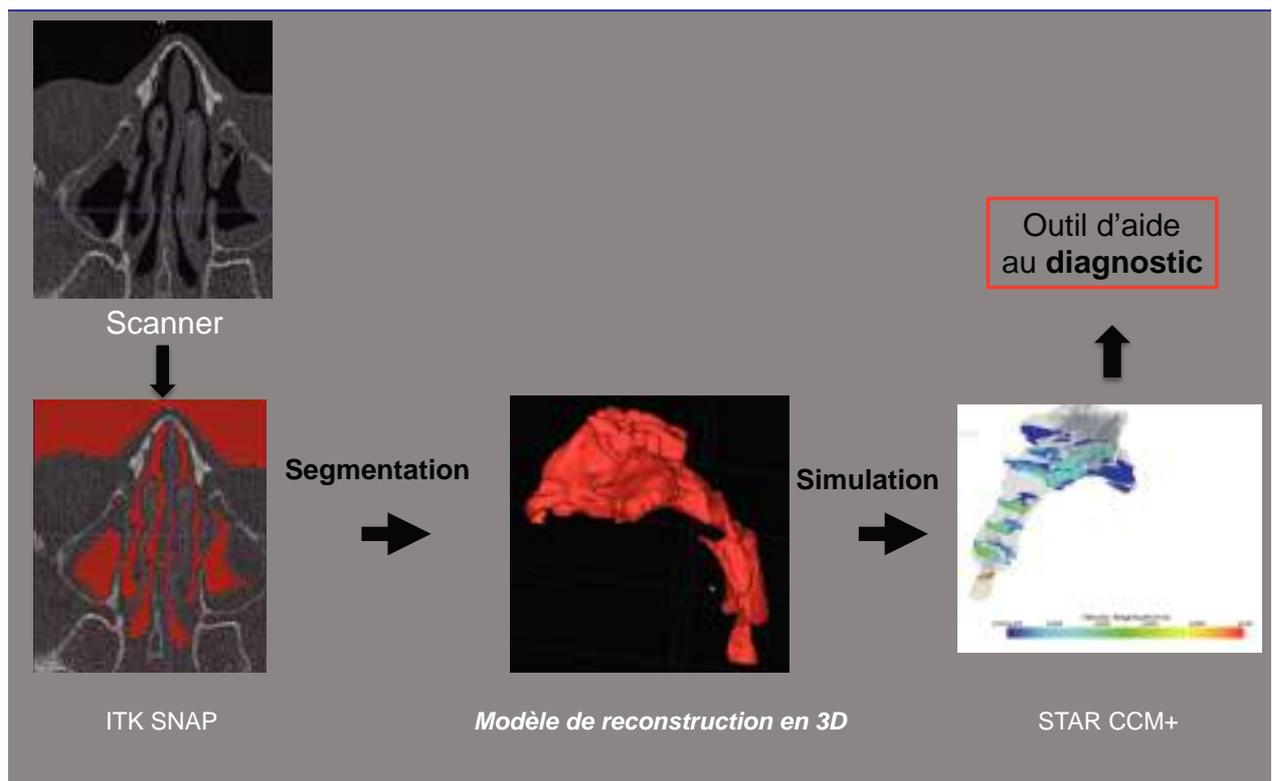
La prévalence des obstructions nasales chroniques dans la population et leurs conséquences hautement probables dans la survenue des troubles de la croissance faciale imposent aux thérapeutes de l'Orthopédie dento-faciale la plus grande vigilance à l'égard de ces pathologies. Sur le plan thérapeutique, elles suggèrent que le rétablissement précoce d'une ventilation nasale optimale est sans doute la meilleure voie pour optimiser le développement de la face en croissance. La résistance nasale peut être mesurée par la Rhinomanométrie Antérieure Active afin de quantifier l'obstruction nasale. Cependant, la sensation d'obstruction nasale est très complexe et la normalité de cette exploration ne signifie pas toujours que le patient n'est pas symptomatique. Comment offrir un complément pertinent d'aide au diagnostic d'obstruction nasale ? La simulation numérique peut dans de nombreux cas apporter une aide au diagnostic d'obstruction nasale.

La première étape (Fig. 30), pour effectuer des simulations numériques d'écoulements dans une géométrie complexe, consiste à créer un modèle numérique 3D représentant cette géométrie, qui constituera le domaine de calcul.

La deuxième étape consiste à résoudre les équations de l'écoulement dans ce domaine de calcul puis à effectuer les simulations en faisant des hypothèses sur le régime d'écoulement.

La description de ces deux étapes, appliquées aux fosses nasales, fait l'objet de ce chapitre.

L'épaisseur de coupe scannographique de 0,6 mm a permis de reconstruire des géométries de manière relativement fine. La finesse des coupes permet d'obtenir un maximum de détails anatomiques. Cette épaisseur de coupe est un bon compromis entre une reconstruction fiable et des doses d'irradiation délivrées acceptables chez l'enfant. Toutefois, l'étape de reconstruction 3D doit être entreprise avec précautions. Le choix du seuil de segmentation est l'étape la plus cruciale si l'on veut que cette reconstruction soit représentative de la réalité physiopathologique.



**Figure 30** : Chaîne de modélisation.

## **CHAPITRE 3 RESULTATS ET DISCUSSION**

L'objectif de notre étude est de permettre l'acquisition d'une méthode fiable pour quantifier les résistances nasales des enfants porteurs d'obstruction nasales. Nous avons voulu vérifier si la simulation numérique permettait de l'atteindre.

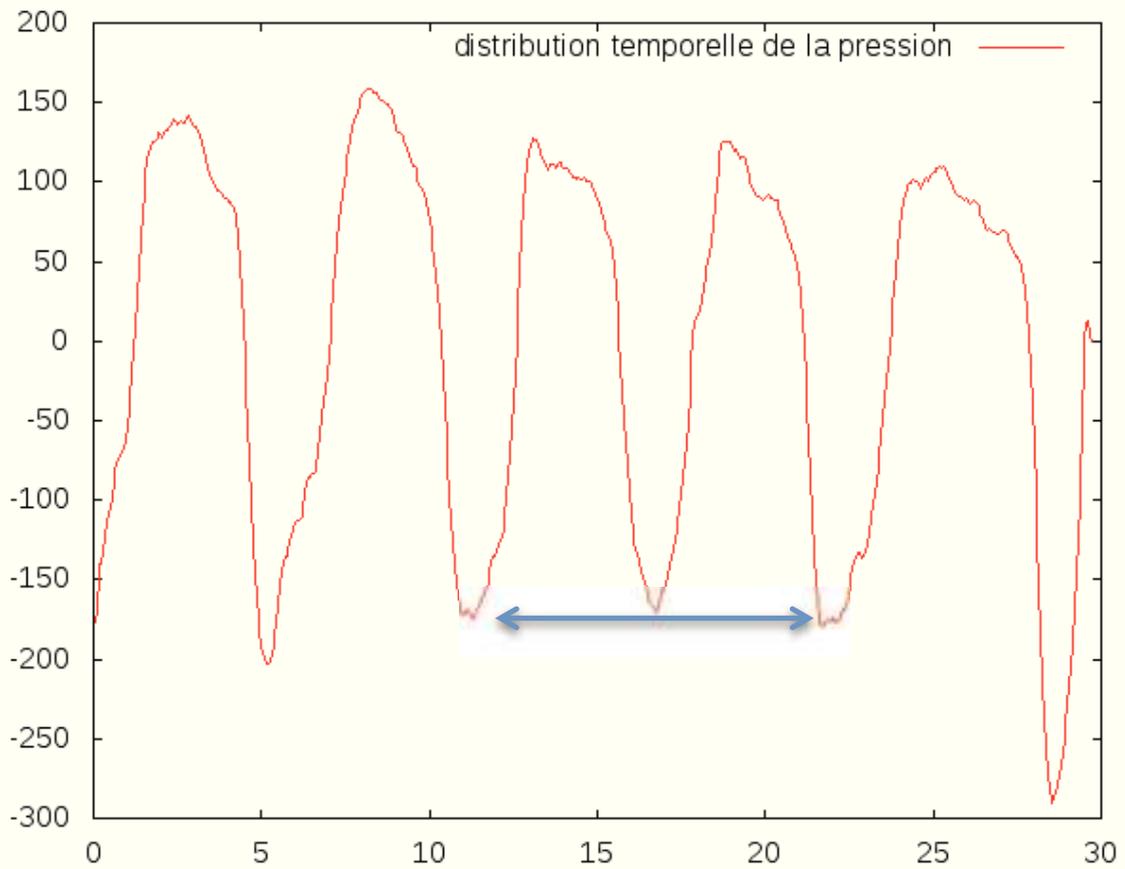
En l'absence de données du cycle respiratoire de l'enfant, nous avons mené au laboratoire IUSTI une campagne de mesures sur des adultes sains afin d'obtenir ces références. La construction du cycle respiratoire chez l'adulte sain, nous a permis de réaliser chez l'enfant porteur d'obstruction nasale avec une géométrie bien connue, une rhinomanométrie numérique (calcul instationnaire). Les résultats des calculs instationnaires ont présenté une excellente analogie avec ceux obtenus en stationnaire. Les calculs stationnaires étant moins coûteux en mémoire et en temps de calcul ont donc été réalisés chez ces six enfants.

Enfin, l'analyse et la synthèse des résultats ont permis l'étude des corrélations entre la simulation numérique et la Rhinomanométrie Antérieure Active.

### **3.1 Démarche numérique**

L'absence de référence sur le cycle respiratoire chez l'enfant, nous a conduit à réaliser une campagne de mesures au laboratoire IUSTI. A partir de mesures expérimentales réalisées avec un capteur de pression sur vingt sujets adultes sains du laboratoire IUSTI, nous avons obtenu les cycles respiratoires de chacun de ces vingt sujets. Il y avait pour chacun d'entre eux en moyenne cinq cycles respiratoires (Fig. 31). Nous avons sélectionné deux cycles respiratoires d'un adulte sain qui paraissait le plus représentatif. Ces mesures constituaient les données d'entrée du modèle numérique pour lequel on va appliquer une pression en fonction du temps sur deux cycles respiratoires. Ces données ont alors été exportées sur une géométrie d'un enfant porteur d'obstruction nasale dont la géométrie était bien connue avec l'aide du logiciel STAR-CCM+<sup>®</sup>. Le calcul instationnaire sur ce modèle alors construit a permis d'obtenir une rhinomanométrie numérique (Fig. 32). La Rhinomanométrie Antérieure Active (Fig. 33) ayant déjà été réalisée chez ce patient, la comparaison avec la rhinomanométrie numérique pouvait être effectuée.

$\Delta P$  (Pa)

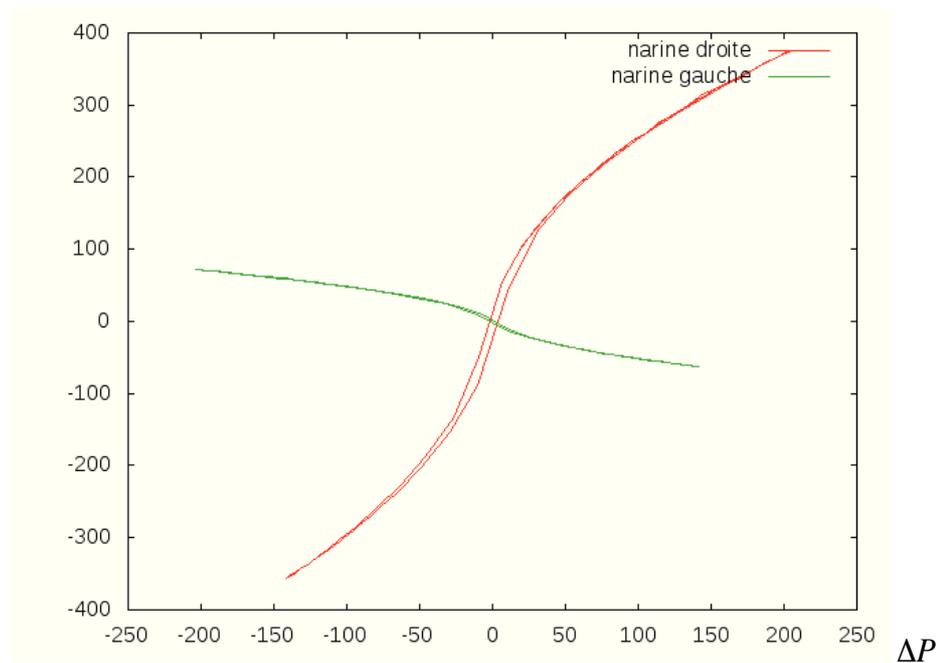


**Temps**  
**(seconde)**

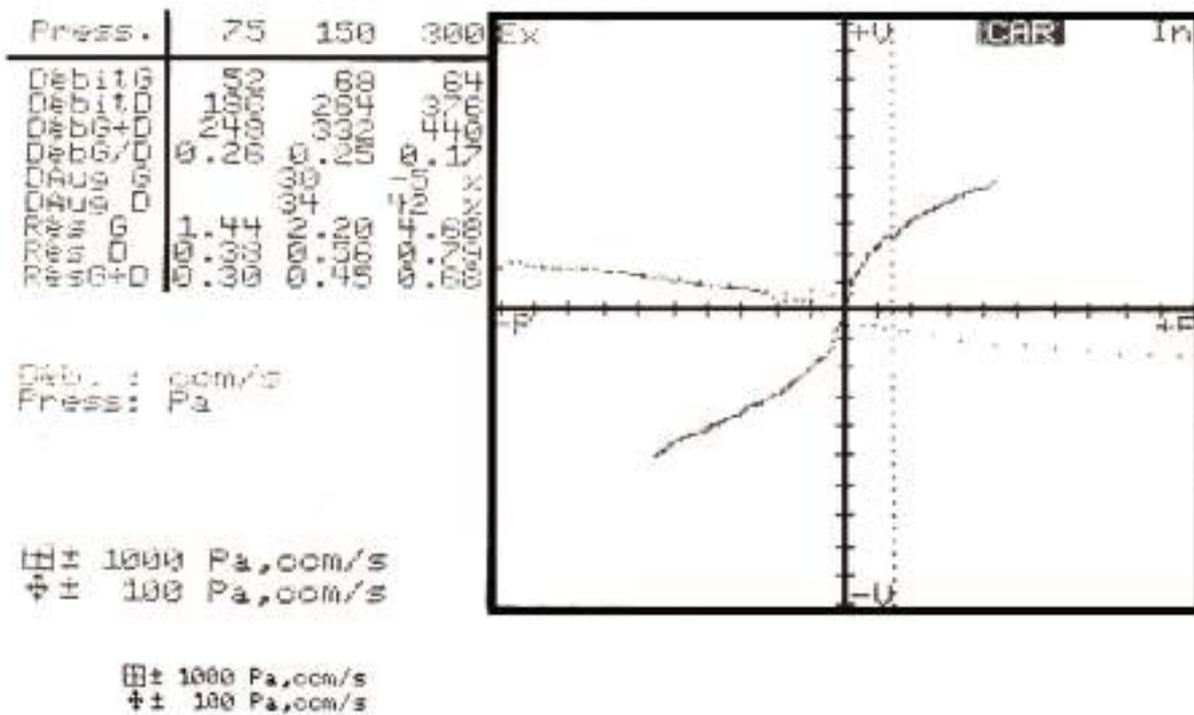
**Figure 31** : Cycles respiratoire d'un adulte sain.

↔ 2 cycles respiratoires = 2 inspirations et 2 expirations.

$Q$



**Figure 32** : Rhinomanométrie numérique d'un enfant porteur d'obstruction nasale obtenue avec le logiciel STAR-CCM+® (calcul instationnaire).



**Figure 33** : RAA de ce même enfant porteur d'obstruction nasale.

	$\Delta P = 75 \text{ Pa}$	$\Delta P = 150 \text{ Pa}$
Débit (cm <sup>3</sup> /s) <b>RAA</b>	<b>196</b>	<b>264</b>
Débit (cm <sup>3</sup> /s) <b>Rhinomanométrie Numérique</b>	<b>200</b>	<b>300</b>

**Tableau 2** : Tableau comparant la RAA et la rhinomanométrie numérique.

La rhinomanométrie numérique présente une allure comparable à celle obtenue avec la RAA lors de la consultation ORL. Les calculs réalisés en instationnaire donnent une indication qualitative et quantitative satisfaisante (Tableau 2), mais ils sont coûteux en temps de calcul et en mémoire. Nous avons donc décidé de réaliser les calculs en stationnaire puisque l'outil utilisé était fiable. Pour chacun des six enfants porteurs d'une obstruction nasale, ont été réalisés une consultation ORL, un scanner du massif facial, une RAA, ainsi qu'une simulation numérique réalisée avec le logiciel STAR-CCM+®.

### **3.2. Etude de patients porteurs d'une obstruction nasale**

#### **3.2.1. Patient 1**

##### **Examen ORL**

Le patient consulte pour une obstruction nasale. L'examen ORL objective une déviation septale antérieure droite quasi complètement obstructive avec une partie antérieure de la fosse nasale gauche qui est normale. Dans la mesure où la déviation septale empêche tout examen fibroscopique, une prescription de scanner du massif facial est réalisée afin d'avoir un bilan anatomique précis.

## Rhinomanométrie Antérieure Active

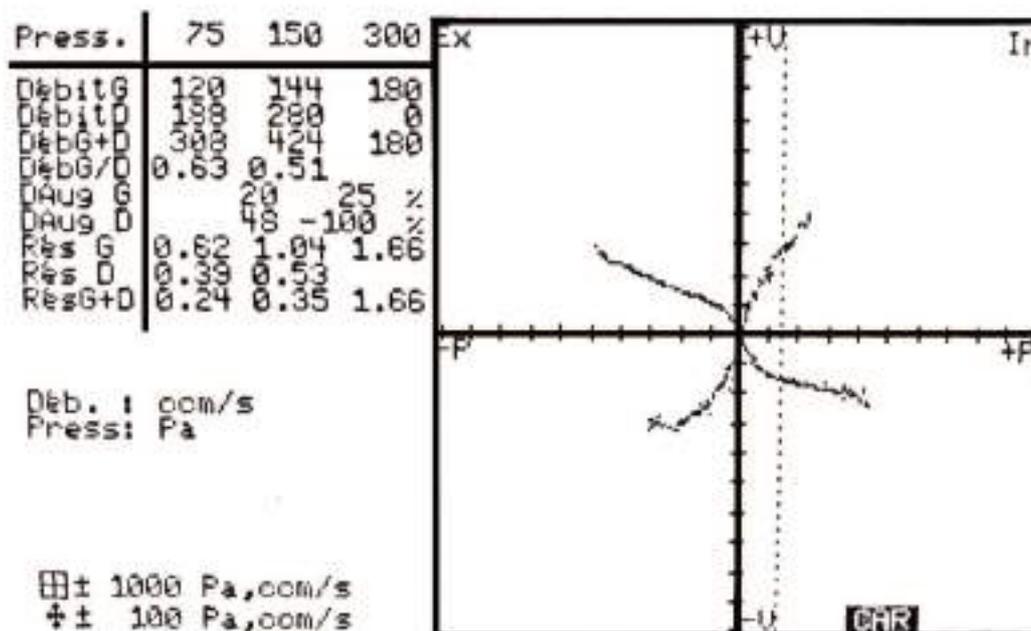


Figure 34 : RAA avec des valeurs de résistance totale subnormales.

Les valeurs de la résistance cumulée ( $RT=0,35$ ) ne permettent pas d'objectiver une obstruction nasale. Cependant, la valeur de la résistance gauche est deux fois plus élevée que celle de droite. Il en résulte un débit de la narine droite deux fois supérieur à celui de la narine gauche. La RAA est réalisée trente minutes après le scanner.

## Scanner

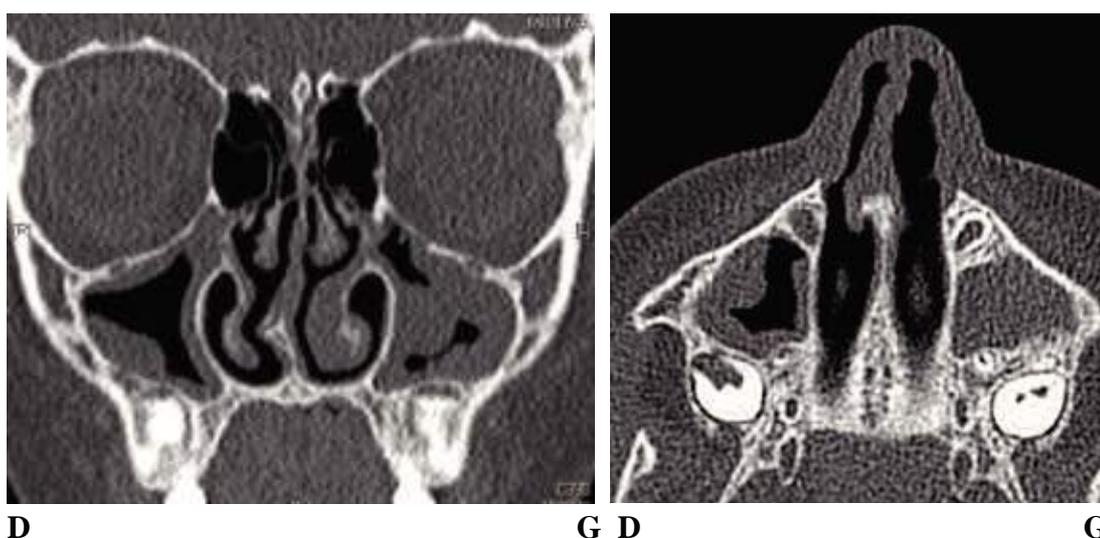
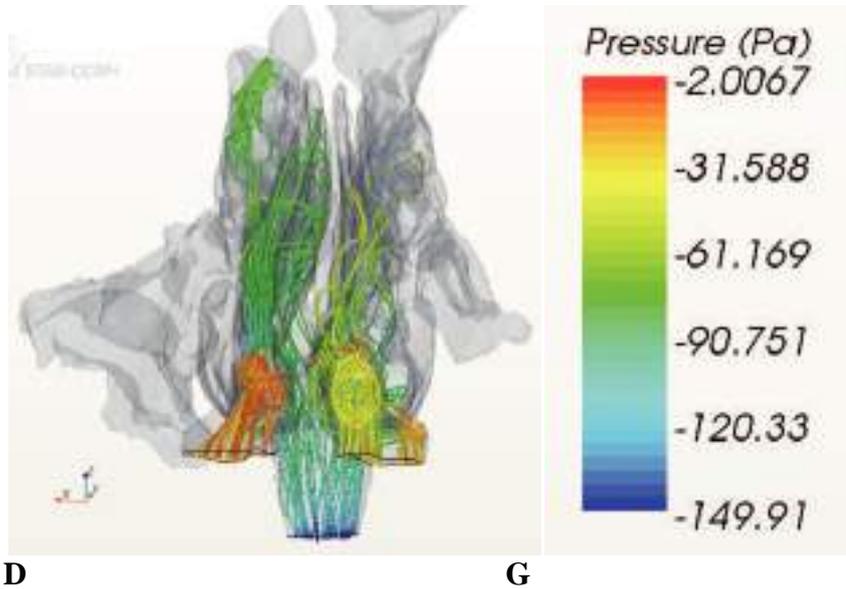


Figure 35 : Coupes frontale et axiale du massif facial.

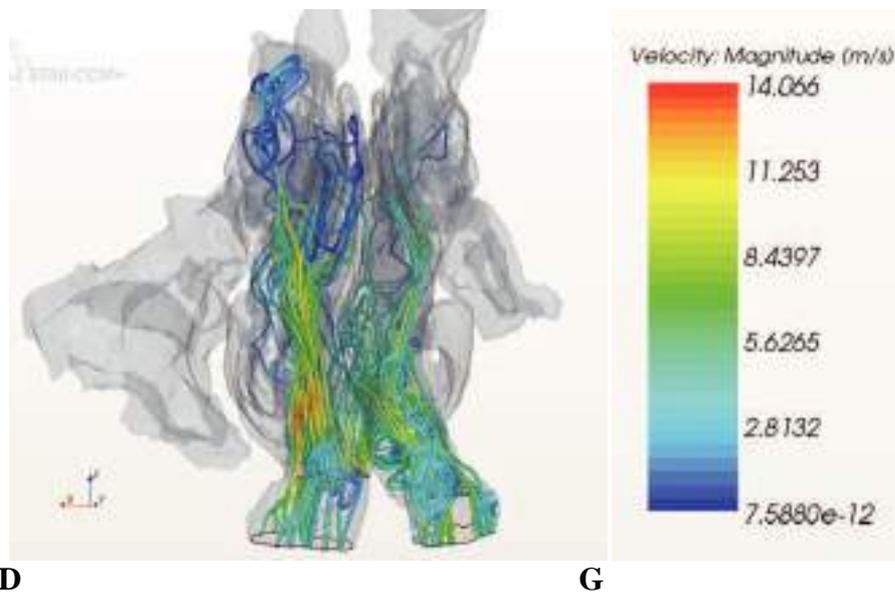
Une déviation septale antérieure obstrue la fosse nasale droite. La fosse nasale gauche est normale.

## Simulation numérique

Données :	Maillage :	Calcul
$\Delta P$	Nombre de cellules	
150 Pa	2545940	stationnaire



**Figure 36 :** Lignes de courant colorées par la pression en vue de face.



**Figure 37 :** Lignes de courant colorées par la vitesse en vue de face.

Mass Flow	
Part:	Value (kg/s)
Boundary 1_3	0.000000e+00
narine_d	-2.945339e-04
narine_g	-3.857255e-04
sortie	6.811020e-04
Total:	-2.573943e-07

**Figures 38 :** Résultats des débits des narines droite, gauche, obtenus avec le logiciel STAR-CCM+®.

Les lignes de courant colorées par la pression (Fig. 36) montrent une perte de charge plus importante dans la narine droite. Les lignes de courant colorées par la vitesse (Fig. 37) illustrent une vitesse plus élevée dans la narine droite en rapport avec l'obstacle anatomique. La simulation numérique confirme les données du scanner en rapport avec l'obstruction antérieure de la fosse nasale droite.

D'après la simulation numérique, pour un maillage avec une taille de cellule de 0,5 mm, le débit de la narine gauche (Fig. 38) est plus élevé que la narine droite du tiers. En raffinant le maillage avec une taille de cellule de 0,25 mm les débits restent inchangés.

### **Synthèse**

Il existe pour cet enfant une discordance entre l'examen clinique et la RAA. En se basant uniquement sur la résistance cumulée, la RAA ne permet pas d'objectiver l'obstruction nasale et donc de confirmer la plainte du patient. Une inversion des capteurs droit et gauche lors de la RAA semble avoir été réalisée. La simulation numérique est en corrélation avec l'examen clinique et radiologique.

### 3.2.2. Patient 2

#### Examen ORL

Cet enfant consulte pour une obstruction nasale. L'examen endonasal retrouve une déviation septale postérieure vers la gauche avec une hypertrophie des cornets inférieurs.

#### Rhinomanométrie Antérieure Active

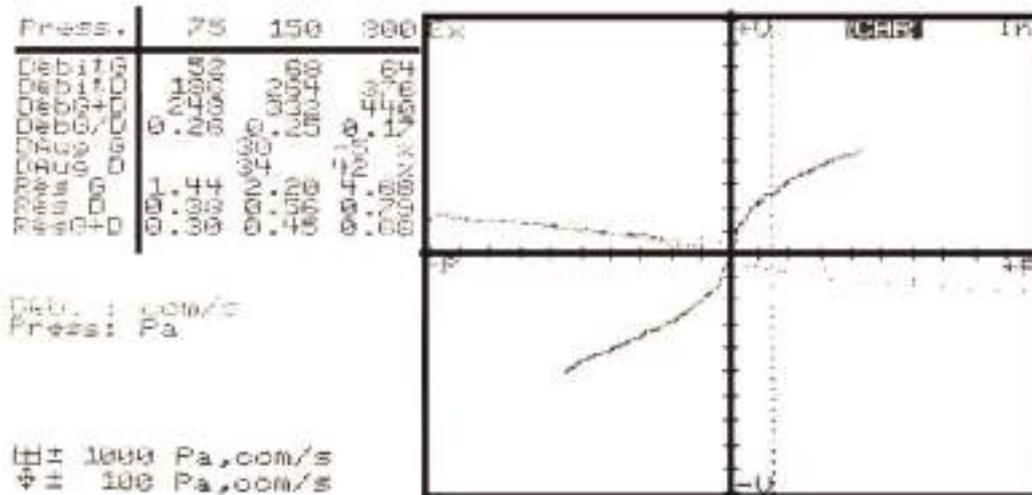


Figure 39 : RAA avec des valeurs de résistance totale pathologiques.

La RAA (Fig. 39) objective une obstruction nasale, car les résistances cumulées droite et gauche sont supérieures à 0,35 Pa/ml/s.

#### Scanner

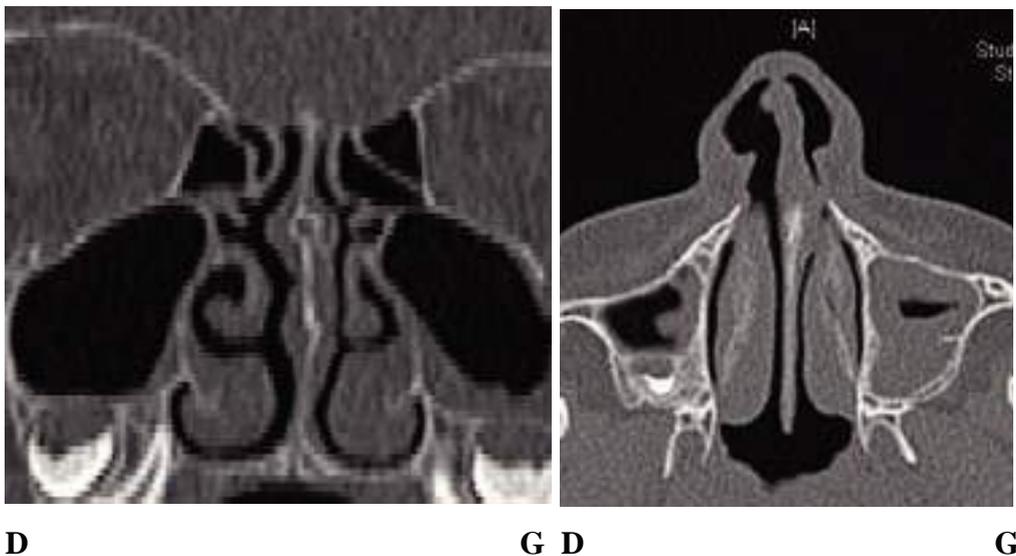


Figure 40 : Coupes frontale et axiale du massif facial.

La déviation septale gauche (Fig. 40) est postérieure associée à une hypertrophie muqueuse des deux cornets inférieurs plus marquée à gauche. On note la présence d'une Concha Bullosa gauche.

### Simulation numérique

Données :	Maillage :	Calcul
$\Delta P$	Nombre de cellules	
150 Pa	4206588	stationnaire

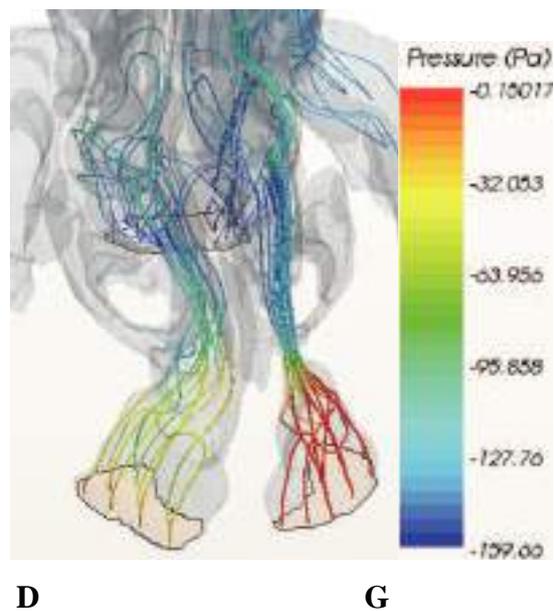


Figure 41 : Lignes de courant colorées par la pression en vue de face.

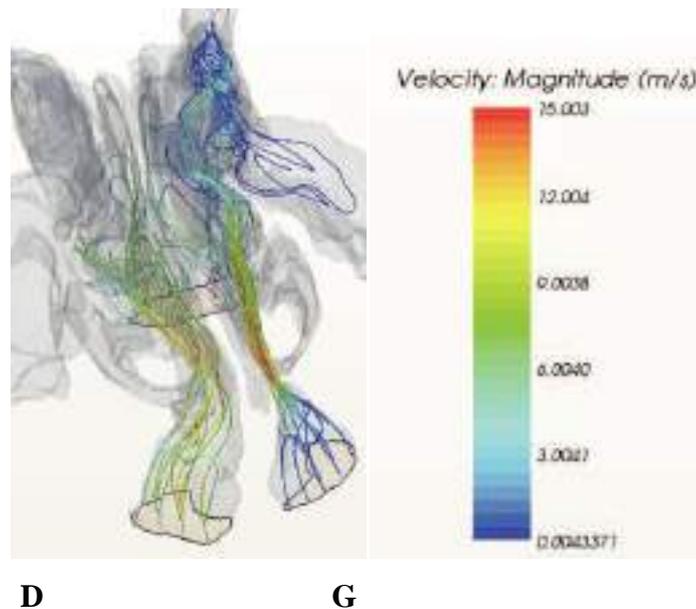


Figure 42 : Lignes de courant colorées par la vitesse en vue de face.

Mass Flow	
Part	Value (kg/s)
Region 1: narined	-4.536239e-04
Region 1: narineg	-7.967102e-05
Region 1: sortie	5.333592e-04
Region 1: surface 2 3	0.000000e+00
<b>Total:</b>	<b>6.431947e-08</b>

**Figure 43** : Résultats des débits des narines droite, gauche obtenus avec le logiciel STAR-CCM+®.

Les lignes de courant colorées par la pression (Fig. 41) illustrent une perte de charge plus élevée dans la narine gauche. Celles colorées par la vitesse (Fig. 42) montrent une vitesse élevée dans la narine gauche en rapport avec l'obstacle anatomique. Le débit de la narine droite (Fig. 43) est plus de cinq fois supérieur à celui de la narine gauche.

## Synthèse

Il existe pour cet enfant une concordance entre l'interrogatoire et la RAA. La RAA permet d'objectiver l'obstruction nasale. L'élévation pathologique des résistances vient confirmer la plainte du patient et permet de s'assurer de la réalité d'un signe fonctionnel dans sa traduction physique. La simulation numérique est en corrélation avec l'examen clinique et radiologique ainsi qu'avec la RAA. Le facteur de corrélation entre la simulation numérique et la RAA est supérieur à 0,85.

### 3.2.3. Patient 3

#### Examen ORL

Cette patiente souffre d'une obstruction nasale. Son examen retrouve une hypertrophie bilatérale des cornets inférieurs avec une cloison tout à fait rectiligne.

#### Rhinomanométrie Antérieure Active

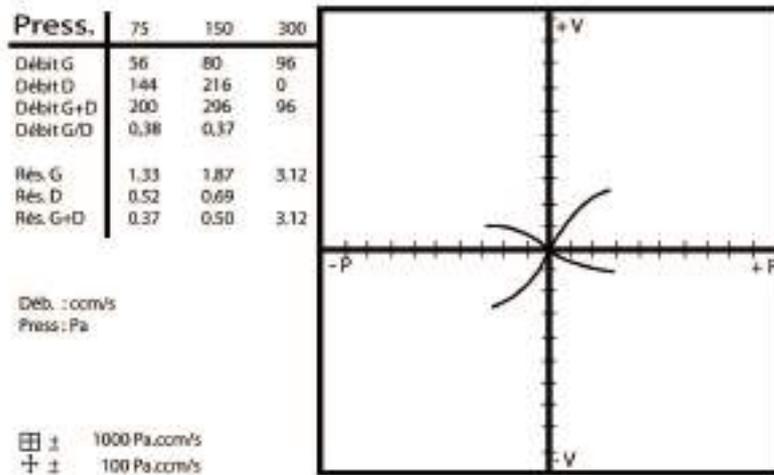


Figure 44 : RAA avec des valeurs de résistance cumulée pathologiques.

La RAA (Fig. 44) objective une obstruction nasale, les résistances cumulées droite et gauche sont supérieures à 0,5 Pa/ml/s. L'élévation pathologique des résistances vient confirmer la plainte du patient. Le débit de la narine droite est 60 % supérieur à celui de la narine gauche et par conséquent, il en est de même pour les résistances.

#### Scanner

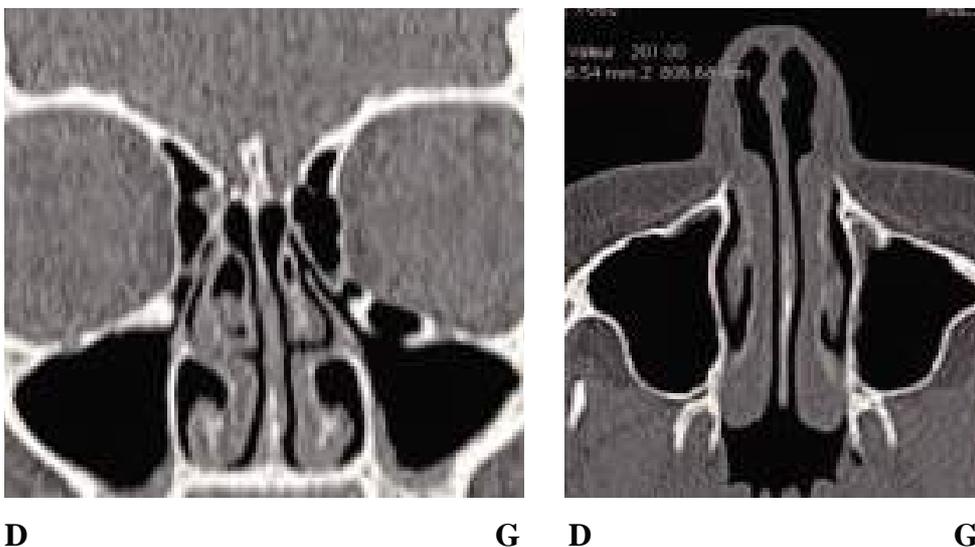
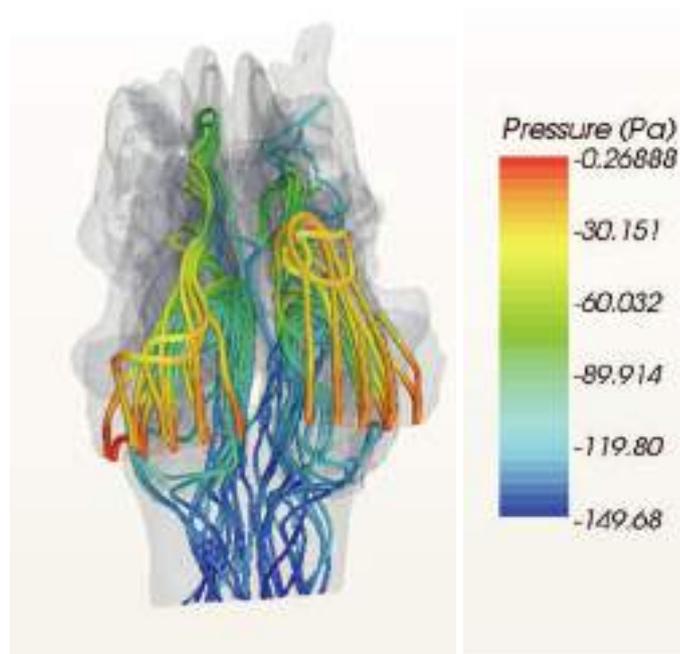


Figure 45 : Coupes frontale et axiale du massif facial.

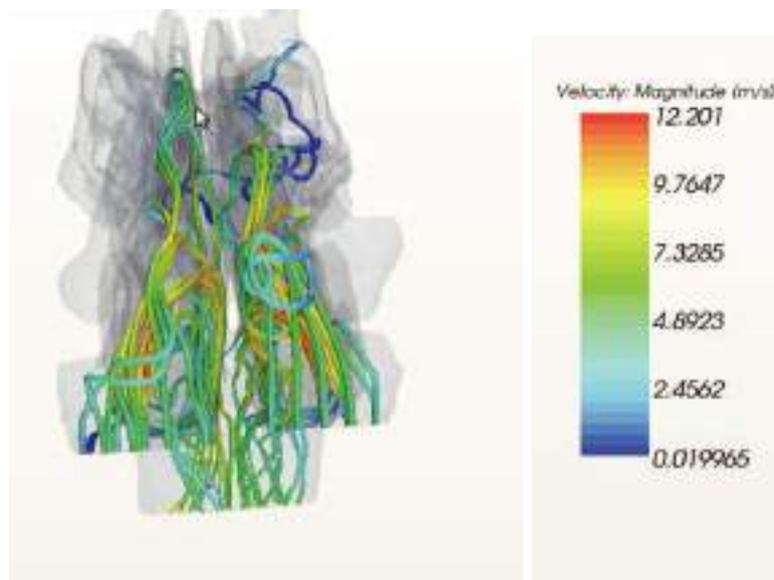
L'examen tomodensitométrique (Fig. 45) retrouve une hypertrophie turbinaire inférieure bilatérale associée à une concha bullosa droite. Aucune déviation septale n'est retrouvée.

### Simulation Numérique

Données : $\Delta P$	Maillage : Nombre de cellules	Calcul
150 Pa	2188931	stationnaire



**Figure 46** : Lignes de courant colorées par la pression en vue de face.



**Figure 47** : Lignes de courant colorées par la vitesse en vue de face.

Mass Flow	
Part	Value (kg/s)
entre_d	-3.437623e-04
sortie	7.863151e-04
entree_g	-4.458257e-04
Total:	-3.272842e-06

**Figure 48** : Résultats des débits des narines droite et gauche obtenus avec le logiciel STAR-CCM+<sup>®</sup>.

Les lignes de courant colorées par la pression (Fig. 46) illustrent une perte de charge droite supérieure à celle de gauche. Les lignes de courant colorées par la vitesse (Fig. 47) montrent une vitesse plus élevée dans la narine droite. Le débit de la narine gauche (Fig. 48) est 22% supérieur à celui de la narine droite.

### Synthèse

Il existe pour cet enfant une concordance entre l'interrogatoire et la RAA. La RAA permet d'objectiver l'obstruction nasale. La simulation numérique n'est pas en corrélation avec la RAA. Une inversion des capteurs droit et gauche lors de la RAA semble avoir été réalisée. Le facteur de corrélation entre les deux est de 0,5.

### 3.1.4. Patient 4

#### Examen ORL

Cet enfant est adressé à l'ORL par son orthodontiste pour une ventilation mixte. Il ne présente pas de déviation de la cloison nasale.

#### Rhinomanométrie Antérieure Active

La RAA a été réalisée à plusieurs reprises mais la coopération du patient était impossible (Fig. 49). On suppose que l'enfant bloquait sa respiration pour des raisons psychologiques.

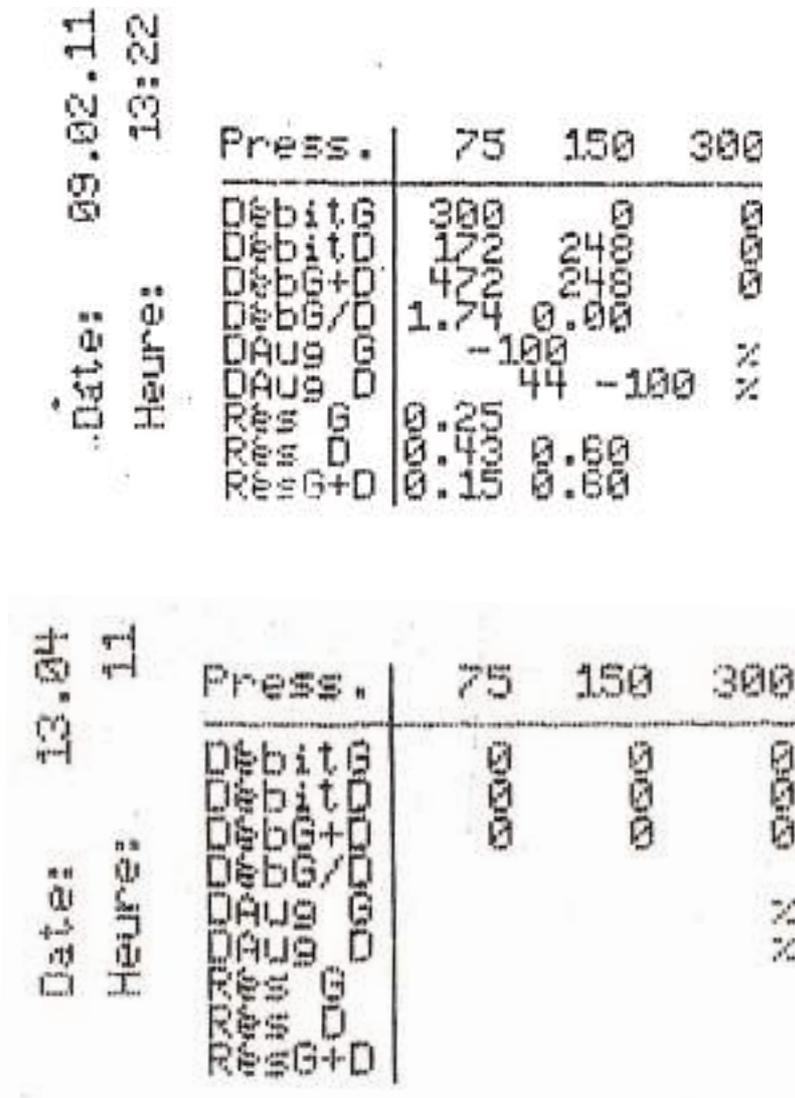


Figure 49 : RAA réalisée à plusieurs reprises, ne permettant pas d'obtenir des résultats fiables.

## Scanner

Aucune déviation septale n'est observée.

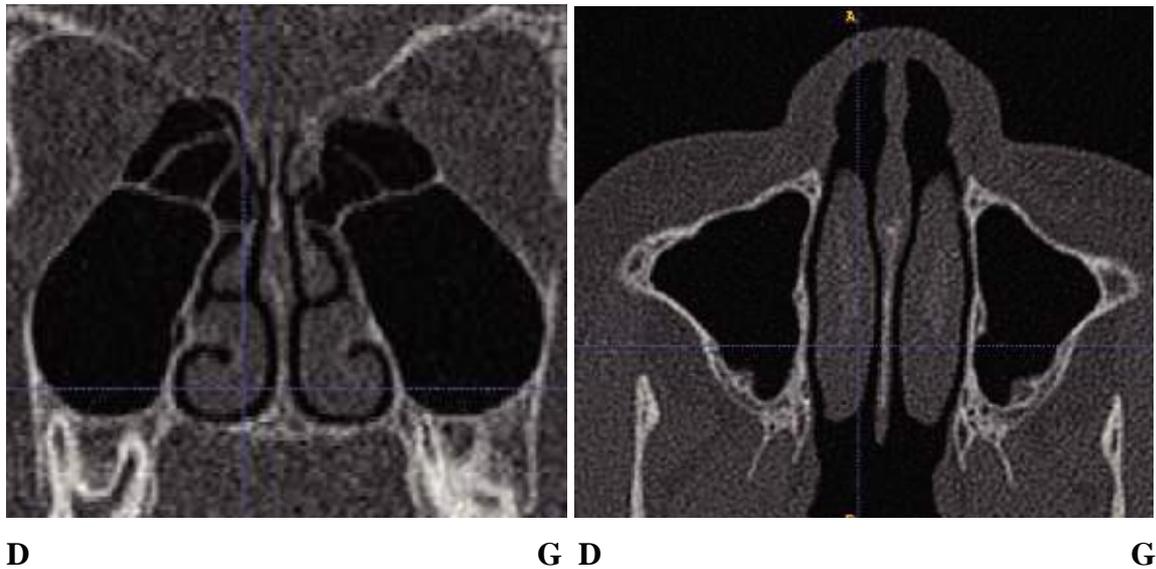


Figure 50 : Coupes frontale et axiale du massif facial.

## Simulation numérique

Données :	Maillage :	Calcul
$\Delta P$	Nombre de cellules	
150 Pa	9193605	stationnaire

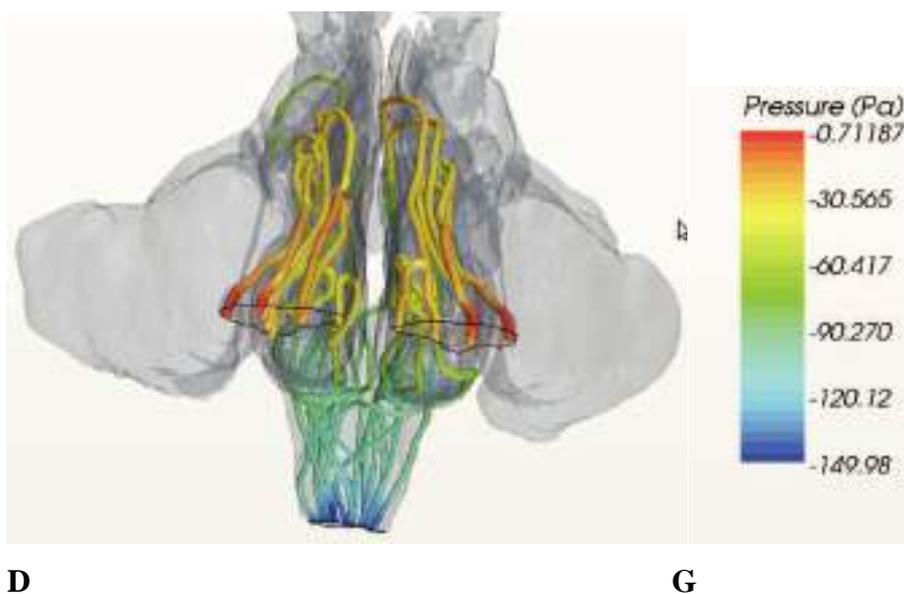
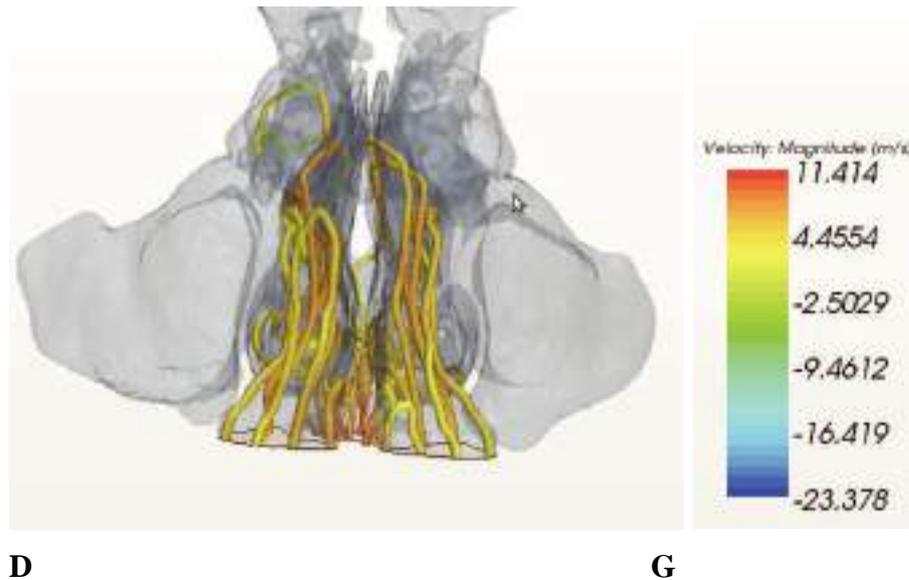


Figure 51 : Lignes de courant colorées par la pression en vue de face.



**Figure 52** : Lignes de courant colorées par la vitesse en vue de face.

Mass Flow	
Part	Value (kg/s)
-----	-----
Region 1: narine droite	-5.319722e-04
Region 1: narine gauche	-4.828039e-04
Region 1: sortie	1.015173e-03
Region 1: surface	0.000000e+00
-----	-----
Total:	3.965106e-07

**Figure 53** : Résultats des débits des narines droite, gauche, obtenus par le logiciel STAR-CCM+®.

Les lignes de courant colorées par la pression (Fig. 51) illustrent des pertes de charge presque identiques dans les deux narines. Il en est de même pour les lignes de courant colorées par la vitesse (Fig. 52). Le débit de la narine droite (Fig. 53) est supérieur de 9% à celui de gauche.

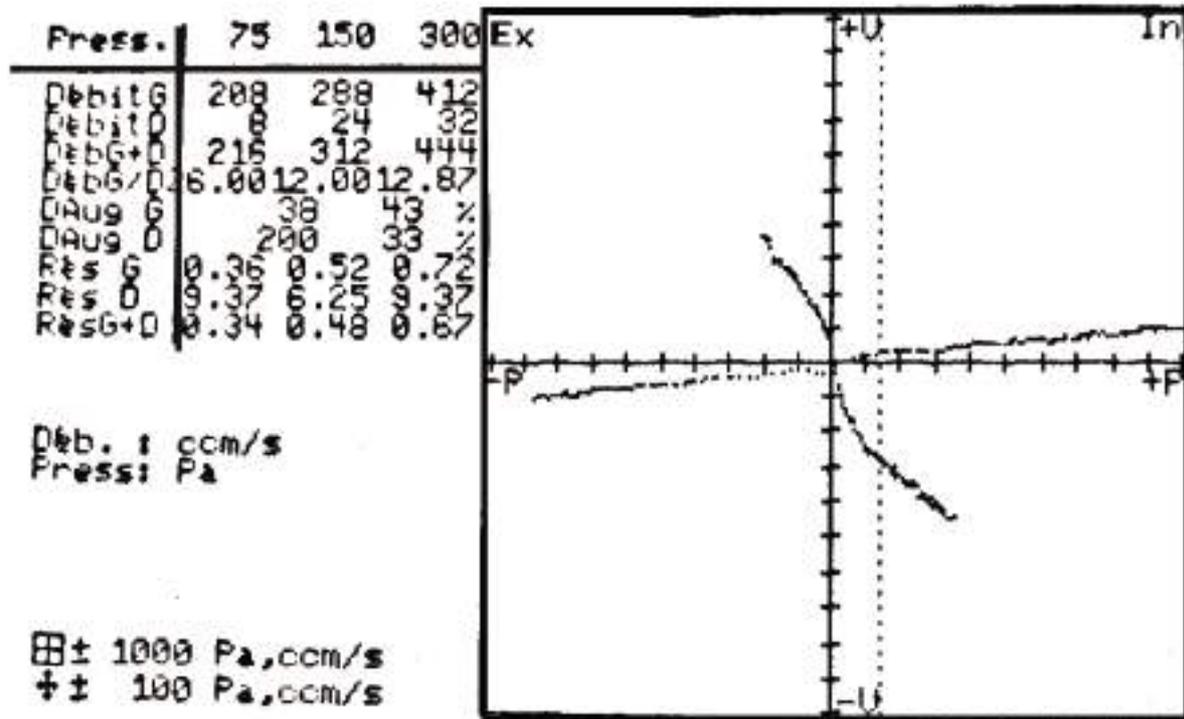
### Synthèse

La coopération du patient n'a pas permis d'obtenir un diagnostic de l'obstruction nasale par la RAA. Pour ce cas, le diagnostic repose uniquement sur la simulation numérique, qui nous révèle des débits physiologiques pour cet enfant (ND=435 cm<sup>3</sup>/s et NG=393 cm<sup>3</sup>/s).

### 3.2.5 Patient 5

#### Examen ORL

Ce jeune homme a bénéficié en 2009 d'une septoplastie associée à une turbinectomie inférieure bilatérale. La cloison s'est redéviée vers la droite sous la poussée de croissance péri-pubertaire. Ce patient présente donc une obstruction nasale droite.



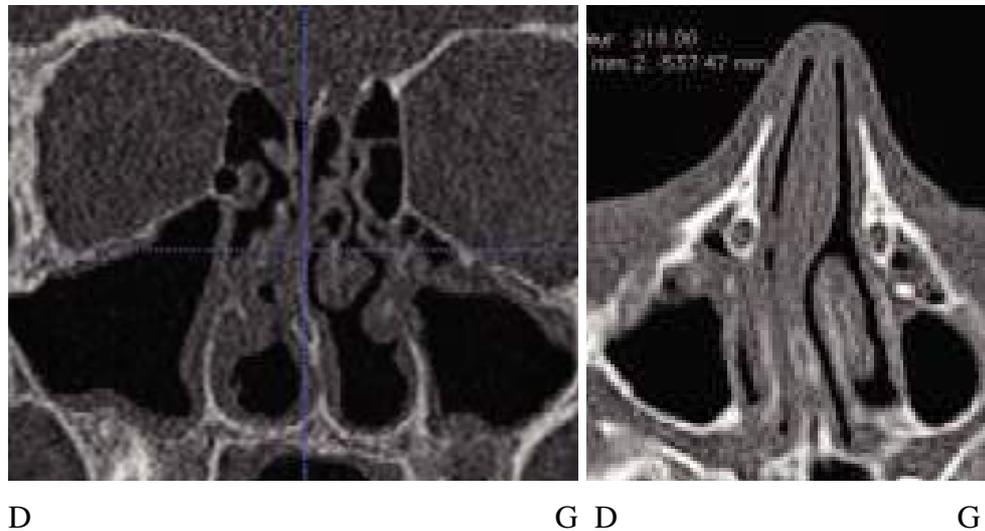
#### Rhinomanométrie Antérieure Active

Figure 54 : RAA avec des valeurs de résistance cumulée pathologiques.

La RAA (Fig. 54) objective une obstruction nasale, les résistances cumulées droite et gauche sont supérieures à 0,35 Pa/ml/s. L'élévation pathologique des résistances vient confirmer la plainte du patient. La résistance de la narine droite est plus de douze fois supérieure à celle de la narine gauche.

## Scanner

On note la présence d'une déviation de la cloison nasale vers la droite (Fig. 55).



**Figure 55** : Coupes frontale et axiale du massif facial.

## Simulation numérique

Le protocole de l'examen tomodensitométrique n'a pas été respecté puisque l'enfant ne s'est pas préalablement mouché, ce qui a rendu impossible la réalisation de la modélisation. La coupe axiale (Fig. 55) l'illustre parfaitement.

## Synthèse

Le diagnostic d'obstruction nasale n'a pas pu être réalisé avec la simulation numérique. Seule la RAA nous permet d'obtenir un diagnostic de l'obstruction nasale droite. Les données de l'examen clinique, de la RAA et du scanner sont en corrélation.

### 3.2.6. Patient 6

#### Examen ORL

Le patient est adressé à l'ORL par son orthodontiste pour une ventilation buccale. Le patient ne se plaint pas d'obstruction nasale. L'examen endonasal retrouve une hypertrophie turbinale inférieure bilatérale, un septum relativement droit mais un plancher des fosses nasales qui est relativement absent puisqu'on note une forme en V entre le pied du septum et le méat inférieur.

#### Rhinomanométrie Antérieure Active

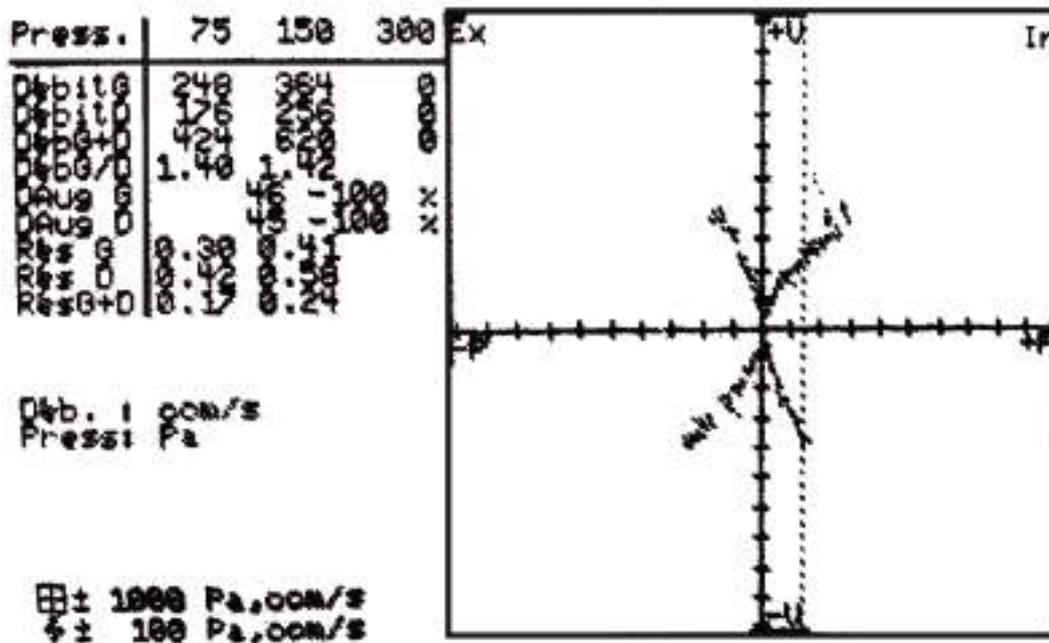


Figure 56 : RAA avec des valeurs de résistance totale subnormales.

La RAA (Fig. 56) n'objective pas d'obstruction nasale. Cette exploration fonctionnelle ne permet pas de confirmer la plainte du patient. D'après la RAA, le débit de la narine droite est supérieur de 30 % à celui de la narine gauche. La RAA est réalisée 30 minutes après le scanner.

## Scanner

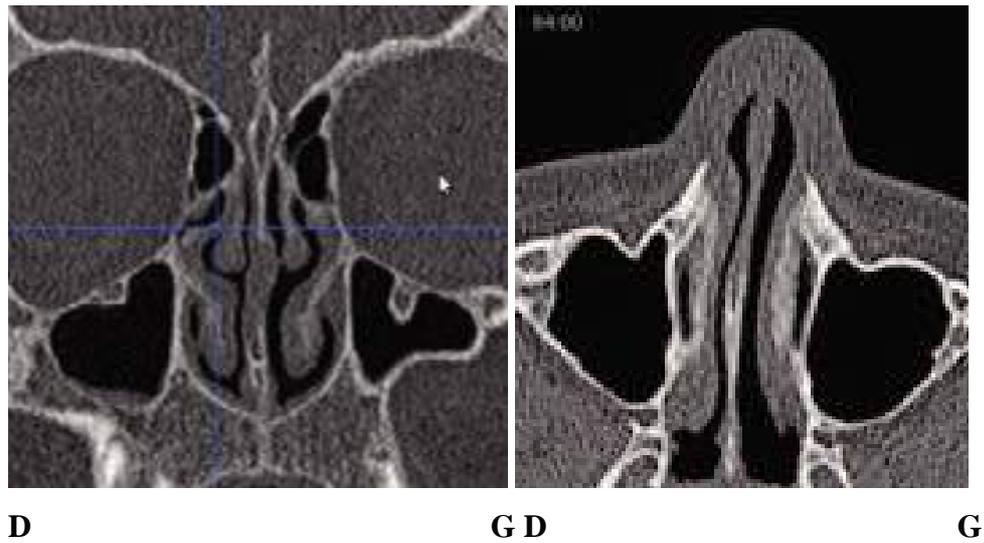


Figure 57 : Coupes frontale et axiale du massif facial.

Aucune déviation septale n'est observée (Fig. 57).

## Simulation numérique

Données :	Maillage :	Calcul
$\Delta P$	Nombre de cellules	
150 Pa	3879890	stationnaire

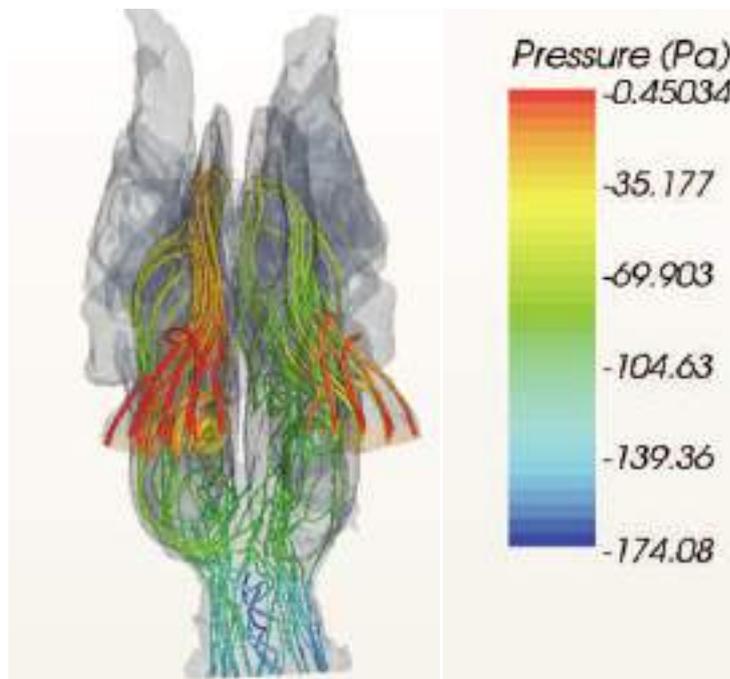
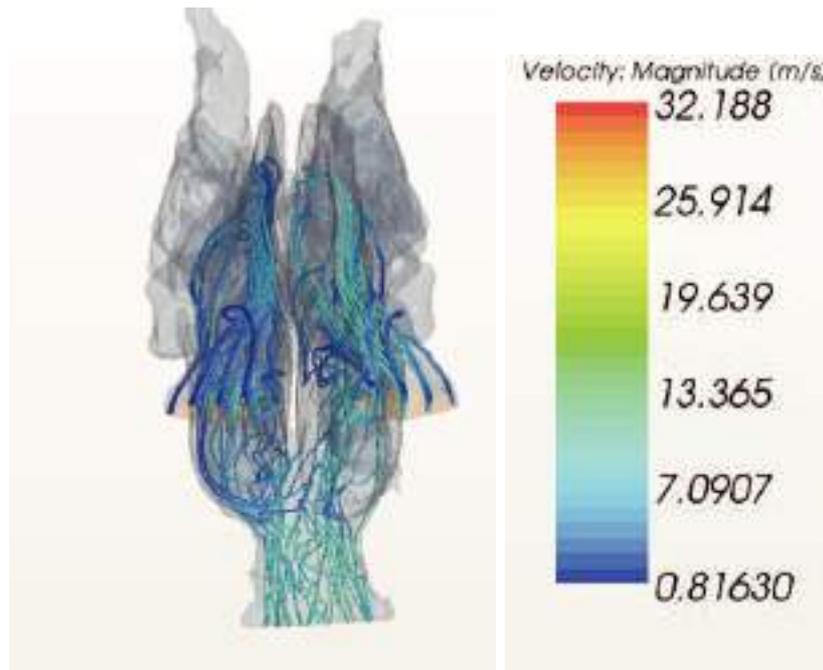


Figure 58 : Lignes de courant colorées par la pression en vue de face.



**Figure 59** : Lignes de courant colorées par la vitesse en vue de face.

Mass Flow	
Part	Value (kg/s)
-----	-----
Region 1: narine_d	-2.884952e-04
Region 1: narineg	-5.162851e-04
Region 1: parois	0.000000e+00
Region 1: sortie	8.104881e-04
	-----
Total:	5.707843e-06

**Figure 60** : Résultats des débits des narines droite, gauche obtenus par le logiciel STAR-CCM+<sup>®</sup>.

### Synthèse

Il existe pour cet enfant une concordance entre l'interrogatoire, la RAA et la simulation numérique. La RAA permet d'objectiver l'obstruction nasale. La simulation numérique est en corrélation avec l'examen clinique et radiologique ainsi qu'avec la simulation expérimentale. Le facteur de corrélation entre les deux simulations est de 0,89.

### 3.3 Synthèse

Ce tableau permet de comparer les débits, les résistances unilatérales et cumulées pour chacun des patients.

PATIENTS	Débits FN G		Débits FN D		Résistances FN G		Résistances FN D		Résistances cumulées	
	RAA	SN	RAA	SN	RAA	SN	RAA	SN	RAA	SN
1	144	316	280	241	1,04	0,47	0,53	0,62	0,35	0,26
2	68	68	264	368	2,2	2,2	0,56	0,4	0,45	0,34
3	80	280	216	360	1,87	0,53	0,69	0,42	0,5	0,24
4		395		435		0,37		0,34		0,17
5	288		24		0,52		6,25			0,48
6	364	422	256	234	0,41	0,35	0,56	0,64	0,24	0,22

**Tableau 3** : Comparaison des débits, des résistances unilatérales et cumulées entre la RAA et la Simulation Numérique (SN).

Débits ( $\text{cm}^3/\text{s}$ )

Résistances ( $\text{Pa}/\text{ml}/\text{s}$ )

### 3.4 Discussion

Pour chacun de ces patients, nous allons confronter les trois diagnostics :

- le diagnostic clinique basé sur l'examen ORL ;
  - le diagnostic rhinomanométrique basé sur la RAA ;
  - le diagnostic numérique basé sur la simulation numérique ;
- et discuter de leurs éventuelles corrélations.

Pour le patient 1, le diagnostic clinique entrevoyait une obstruction de la fosse nasale droite, tandis que la RAA laisserait penser l'inverse. La cause pourrait venir d'une inversion des côtés droit et gauche lors de la RAA, soit d'un biais réalisé lors de l'introduction du capteur intra-nasal de pression. En effet, la déviation septale étant située très antérieurement, il est probable que lors de son insertion, le capteur est dépassé l'obstacle anatomique et soit donc source de valeur erronée. De plus, en présence d'une forte dissymétrie, au niveau des résistances unilatérales droite et gauche (1,04 et 0,53  $\text{Pa}/\text{ml}/\text{s}$ ), le diagnostic rhinomanométrique basé sur la seule valeur de la résistance totale RT (0,35  $\text{Pa}/\text{ml}/\text{s}$ ) ne

semble pas pertinent. En effet, la RT est considérée comme physiologique, et a pour effet de masquer la valeur pathologique de la résistance unilatérale (1,04).

L'observation d'une forte dissymétrie entre le côté droit et gauche au scanner (Fig. 35) confirme le diagnostic clinique. Etant donné l'importance de l'obstruction à droite, la moindre erreur de saisie de la géométrie peut accentuer les incertitudes sur le seuillage et donc sur les résultats de la simulation numérique (Annexe 2). Cette incertitude sera d'autant plus élevée que l'obstruction sera sévère. D'après la simulation numérique, le débit de la narine droite est 25% plus élevé que celui de la narine gauche. Les résultats de la SN sont concordants avec l'examen clinique et le scanner.

Pour le patient 2, les trois diagnostics sont concordants. En effet, le diagnostic clinique signalait une obstruction gauche qui est aussi bien confirmée par la RAA ( $R_{\text{gauche}} = 2,20$  Pa/ml/s) que par les coupes axiales et frontales du scanner (Fig. 40). Le facteur de corrélation entre les débits de la RAA et ceux de la SN est de 0,85. Naturellement, il en est de même pour le facteur de corrélation des résistances unilatérales de la RAA et de la SN. Une fois de plus, la valeur de la RT ( $RT=0,45$  Pa/ml/s) ne rend pas compte de la sévérité de l'obstruction nasale gauche.

Pour le patient 3, l'examen clinique confirmait l'obstruction nasale due à une hypertrophie bilatérale des cornets inférieurs. D'après l'analyse de la coupe frontale du scanner, il existe un contact intime entre le plancher des fosses nasales et la muqueuse de ces deux cornets. Cette configuration anatomique rend de nouveau la saisie de géométrie difficile et peut être source d'incertitudes. La SN et la RAA confirment l'obstruction gauche. Cependant, l'écart relatif entre les débits gauche et droit obtenus par la RAA et la SN reste quand même important, le facteur de corrélation n'étant que de 0,45. Il semblerait que la résistance gauche obtenue par la RAA soit surévaluée. Le problème anatomique peut être source de biais dans les calculs de débit et donc de résistance pour la RAA.

Pour le patient 4, l'examen clinique évoquait une ventilation mixte. Il n'a bénéficié que d'un diagnostic basé sur la SN, car la RAA n'a pas pu être réalisée en raison d'un manque de coopération. D'après les images du scanner (Fig. 50), la perméabilité nasale est identique à droite et à gauche. Il existe deux hypothèses qui peuvent l'expliquer : soit cet enfant appartient au 20% de la population générale qui ne présente pas de cycle nasal, soit le scanner a été réalisé au moment du pic de changement du cycle nasal. D'autre part, cet enfant présente

les débits les plus élevés, les résistances nasales les plus basses et est l'enfant le deuxième plus âgé (14 ans) de notre étude. D'après Zapletal et coll.<sup>34</sup>, le débit augmente avec l'âge et la taille et de ce fait les résistances nasales évoluent en sens inverse. Cet enfant en est le parfait exemple. D'après le diagnostic de la SN, ce patient ne présente pas d'obstruction nasale ( $RT = 0,17$ ), et une rééducation de la ventilation peut être indiquée.

Pour le patient 5, les diagnostics clinique et rhinomanométrique s'orientaient en faveur d'une obstruction nasale droite. Les coupes axiales et frontales du scanner (Fig. 55) l'illustrent parfaitement. La résistance unilatérale droite ( $R_d = 6,25$ ) est douze fois supérieure à la gauche ( $R_g = 0,52$ ). La résistance totale ( $RT = 0,48$ ) ne rend pas compte de l'acuité du problème et ne permet pas d'établir de diagnostic objectif. Du fait de l'âge (10 ans) de cet enfant qui est au début de sa poussée de croissance péri-pubertaire, l'équipe d'ORL pédiatrique a décidé de ne pas réintervenir chirurgicalement sur la cloison malgré la gêne fonctionnelle ressentie par ce jeune garçon. Il sera préférable d'attendre au moins deux ans avant d'envisager un traitement chirurgical.

Pour le patient 6, le diagnostic clinique confirmait la ventilation buccale persistante de cet enfant. Le scanner (Fig. 57) met en évidence de façon indiscutable, une perméabilité nasale supérieure à gauche confirmée par la RAA et la SN. Le facteur de corrélation entre les débits droits issus de la RAA et de la SN est de 0,91. Pour les résistances totales issues de la RAA et de la SN, le facteur de corrélation est donc naturellement de 0,91. D'après les images du scanner, le plancher des fosses nasales présente un aspect marqué « en V », qui peut-être le signe d'une étroitesse maxillaire, elle-même responsable d'une ventilation buccale. Un traitement d'orthopédie dento-faciale permettra de réaliser une expansion transversale pour optimiser la ventilation nasale. Une rééducation de la ventilation chez l'orthophoniste sera envisagée.

Suite à l'étude de nos patients, plusieurs questions sont venues à notre esprit, dans le but d'optimiser la réalisation de la RAA et de la SN.

## **Intérêts et précautions de la RAA**

Symptôme fréquent, l'obstruction nasale n'en est pas moins d'évaluation difficile. Dans ce domaine, la discrimination entre le normal et le pathologique n'obéit pas à une règle stricte, à des valeurs absolues. La multiplicité des méthodes d'exploration disponibles en témoigne.

La RAA est une épreuve fonctionnelle qui permet de quantifier la gêne fonctionnelle dès que l'enfant est en âge de coopération. En plus de son intérêt diagnostique, elle permet le suivi thérapeutique des patients. De plus, cette technique offre l'avantage d'être non invasive, indolore, d'acquisition rapide, facile d'emploi avec un faible coût.

Malgré les nombreuses études menées pour évaluer la RAA, persiste un écueil qui est l'absence de corrélation systématique entre une plainte alléguée par un patient et la mesure objective d'un paramètre physique. La situation la plus simple, et fort heureusement de très loin la plus fréquente, est celle d'une relation clairement affirmée entre le symptôme obstruction, les données morphologiques et l'évaluation fonctionnelle, que le motif de consultation soit ou non directement lié à cette obstruction. Les autres circonstances, tout à fait réelles en pratique clinique, sont plus problématiques :

- tel enfant ne va exprimer aucune doléance et pourtant se présenter avec tous les signes directs et indirects d'une obstruction nasale tels une respiration buccale exclusive, un désordre plus ou moins complexe de la croissance faciale ;
- tel autre va évoquer une obstruction nasale de nature variable mais globalement très handicapante dans ses activités de la vie quotidienne, que ni les examens morphologiques, ni les explorations fonctionnelles ne parviendront à révéler.

Sur lequel de ces éléments doit porter notre attention ? L'appréciation subjective de la gêne du patient ou l'impression du praticien devant les signes cliniques ou devant les données de la RAA ?

Des problèmes techniques peuvent survenir lors de la réalisation d'une RAA :

- le calibrage de la machine peut être source d'erreurs ;
- il faut souligner que le capteur qui enregistre la pression de sortie n'est pas directement situé dans le nasopharynx et la valeur enregistrée peut se révéler approximative ;
- la ventilation buccale de l'enfant peut induire un biais ;
- enfin, une fuite d'air au niveau du masque peut être cause de variation des mesures.

La RAA entraîne lors de l'introduction du capteur intranasal, une déformation du vestibule narinaire, ce qui peut être un élément perturbateur.

Des erreurs peuvent être réalisées, soit par l'opérateur qui inverse les côtés droit et gauche, soit par le patient qui ne coopère pas en bloquant sa respiration.

Il faut souligner que les patients ne sont pas dans la même position lors de la réalisation du scanner (décubitus) et de la RAA (assis). Toutefois, il faut signaler qu'il s'agit d'acquisitions spiralées dont le délai est très court. De plus, même si l'intervalle de temps qui sépare ces deux examens est le plus court possible, il est possible qu'ils ne soient pas situés lors de la même phase du cycle nasal.

### **Comment améliorer le protocole de la RAA ?**

Dans des conditions idéales, il serait souhaitable que le même praticien qui réalise toutes les RAA connaisse les particularités anatomiques de chacun des patients. De plus, il faudrait être capable de situer le moment où est effectué la RAA sur le cycle nasal ainsi que le scanner afin de synchroniser les deux examens sur le même cycle nasal. Enfin, pour explorer la totalité du cycle nasal, il faudrait multiplier sur le même patient le nombre d'enregistrements.

### **Intérêts et difficultés de la simulation numérique**

Elle permet de fournir un diagnostic fiable de l'obstruction nasale et sera proposée pour les cas où un doute diagnostique persiste. Comme pour la RAA, des difficultés peuvent survenir dans l'approche basée sur la simulation numérique :

- en raison de l'irradiation lors de la réalisation du scanner, la prescription de cet examen chez l'enfant ne peut être systématique. De plus, l'épaisseur des coupes ne pouvant descendre en deçà d'un certain seuil afin de ne pas augmenter l'irradiation, la précision sera donc relative ;
- les fosses nasales présentent une géométrie complexe dont la modélisation peut se révéler difficile voir impossible si l'enfant ne s'est pas correctement mouché avant l'examen. Le choix du seuil est « opérateur-dépendant » et donc soumis à l'interprétation humaine. Il est donc important d'avoir une réelle expertise ORL pour valider le choix du seuil de segmentation afin d'être certain de reconstruire une géométrie 3D aussi proche que possible de la réalité anatomique et physiopathologique du sujet au moment du traitement des données tomodensitométriques ;
- comme pour la RAA, on ne sait pas situer le scanner sur le cycle nasal ;

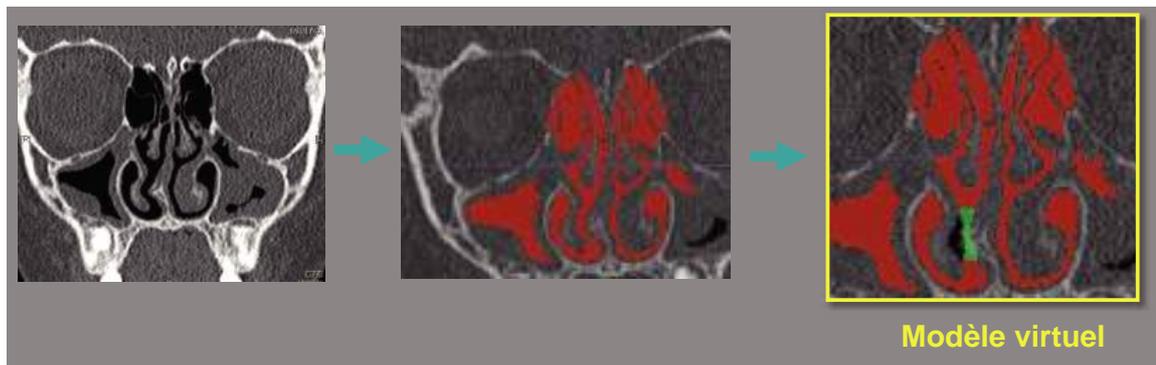
- il s'agit d'une méthode plus lourde qui nécessite une maîtrise des outils du traitement du scanner jusqu'à l'analyse et l'interprétation de la simulation qui ne sont pas à la portée directe de tous. Cette procédure nécessite des moyens techniques et humains (logiciel intégré en parallèle du scanner, ingénieurs) ;
- le temps de calcul est long et nécessite une capacité de calcul et de mémoire de la machine importante ;
- de plus, ces simulations ont été effectuées sur des géométries qui respectent l'anatomie des fosses nasales mais qui comporte un certain degré d'idéalisation par rapport à la réalité physiopathologique de sujets vivants :
  - \* absence de mucus sur les parois des fosses nasales ;
  - \* rigidité des parois du modèle.

## CHAPITRE 4 CONCLUSION ET PERSPECTIVES

Une des données essentielles que recherche le clinicien ORL lors de son diagnostic concerne la fonctionnalité des fosses nasales. Dans certains cas, cette fonction n'est approchée que de manière partielle par les diverses méthodes de mesures mises à sa disposition. La prévalence des obstructions nasales chroniques dans la population générale<sup>1</sup> (30% de la population) souligne l'intérêt que les orthodontistes doivent porter aux pathologies respiratoires. Le lien de cause à effet entre les obstructions nasales chroniques de l'enfant et les perturbations de la morphogénèse oro-nasale voire crânio-faciale a fait l'objet de nombreuses controverses. Même si pour certains thérapeutes un doute persiste, l'évaluation des troubles de la perméabilité des voies aériennes supérieures fait bien aujourd'hui partie des recommandations de la Haute Autorité de Santé<sup>35</sup> en matière de diagnostic orthodontique. Dans le domaine de l'orthodontie, encore plus que dans celui de l'ORL, la question est fondamentale car si la difficulté est présente à l'étape diagnostique, elle l'est également à celle du traitement. L'acquisition d'un outil de diagnostic fiable de l'obstruction nasale permettra d'effectuer un traitement plus précoce afin de guider au mieux la croissance crânio-faciale. La RAA ne peut pas être actuellement utilisée comme unique examen diagnostique, car sa corrélation avec les évaluations subjectives peut rester faible. Il est indispensable de rappeler qu'une résistance totale normale ne permet pas d'éliminer une obstruction nasale et doit conduire à un bilan clinique et paraclinique complet des cavités rhino-sinusiennes. En présence d'une forte dissymétrie entre les résistances nasales droite et gauche, on peut douter de la pertinence du diagnostic fondé sur la seule valeur de la résistance totale qui ne permet pas à elle seule un diagnostic objectif.

En cas de doute diagnostique, la simulation numérique qui permet un calcul de l'écoulement nasal peut apporter une réponse, que ce soit à visée diagnostique ou thérapeutique, pour prédire l'effet d'un geste chirurgical (septoplastie, turbinectomie plus ou moins partielle). Dans une démarche d'applications cliniques, un certain nombre d'améliorations pourraient être apportées en automatisant les étapes de reconstruction de la géométrie. Moyennant une automatisation du seuil, un serveur de calcul à disposition de l'équipe médicale permettrait d'anticiper les résultats de la chirurgie virtuelle et serait un outil d'aide à la décision chirurgicale en tant que projet chirurgical fonctionnel. Les simulations numériques ne seraient plus utilisées seulement comme des outils de compréhension de l'écoulement mais comme des outils prédictifs. La simulation numérique présenterait l'avantage de permettre la réalisation d'études paramétriques en effectuant une chirurgie virtuelle et en confrontant les

données avant la chirurgie et après la chirurgie afin d'obtenir une aide à la décision chirurgicale. En automatisant la partie technique de la simulation numérique, elle permettrait d'offrir à l'ORL le scénario opératoire (Fig. 61 et 62). En cas d'obstruction nasale, la saisie de la géométrie doit être la plus précise possible, car la moindre erreur aura une influence importante sur les résultats de la simulation numérique.



**Figure 61** : Impact virtuel de la chirurgie : construction d'un modèle virtuel.



**Figure 62** : Visualisation de l'écoulement suite à la septoplastie virtuelle.

La simulation numérique offre de nombreuses autres perspectives cliniques : les pathologies naso-sinusiennes, les troubles de l'odorat, ou l'administration de médicaments comme les aérosols, sont autant d'exemples que de voies de recherches potentielles.

## REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- [1] Akerlund A, Millqvist E, Oberg D, Bende M. Prevalence of upper and lower airway symptoms:the Skövde population-based study. *Acta Otolaryngol* 2006; 126(5): 483-8.
- [2] Nicollas R, Giordano J, Garrel R, Medale M, Caminat P, Giovanni A, Ouaknine M, Triglia JM. Validation of the newborn larynx modeling with aerodynamical experimental data. *Med Med Eng Phys* 2009; 31(5),547-52.
- [3] Nicollas R. Modélisation Le Larynx Humain lors du Premier Cri : Essai de Modélisation. Thèse de doctorat d'université, 2007.
- [4] Nicollas R, Giordano J, Perrier P, Burtschell Y, Medale M, Giovanni A, Triglia JM, Ouaknine M. Modelling sound production from an aerodynamical model of the human newborn larynx. *Biomed Sig Process Contr* 2006; 1(2),102-6.
- [5] Croce C. Etude Numérique et Expérimentale de l'écoulement nasal dans des géométries réalistes, Thèse de doctorat d'université, 2006.
- [6] Hirschberg A, Roithmann R, Parikh S, Miljeteig H, and Cole P. The airflow resistance profile of healthy nasal cavities. *Rhinology* 1995; 33: 10-3.
- [7] Schreck S, Sullivan KJ, Ho CM, and Chang HK. Correlations between flow resistance and geometry in a model of the human nose. *J Appl Physiol* 1993; 75: 1767-75.
- [8] Mygind N, Dahl R. Anatomy, physiology and function of the nasal cavities in health and disease. *Adv Drug Deliv Rev* 1998; 29: 3-12.
- [9] Ferrie JC, Fontanel JP, Delagranda A, Dufour X, Klossek JM. Imagerie radiologique des cavités sinusiennes et nasales. *EMC 2007 Oto-rhino-laryngologie 20-422-A-10* : 1-18.
- [10] Talmant J, Deniaud J. Ventilation nasale optimale définition physiologique. *Arch Pédiatr* 2008 ; 15 : 873-4.
- [11] Talmant JC, Talmant JCh, Lumineau JP. Les séquelles nasales des fentes unilatérales : analyse et prise en charge. *Rev Stomatol Chir Maxillofac* 2008 ; 108(4) : 275-88.

- [12] Zhao K, Scherer PW, Hajiloo SA, and Dalton P. Effect of Anatomy on Human Nasal Air Flow and Odorant Transport Patterns: Implications for Olfaction. *Chem Senses* 2004; 29: 365-379.
- [13] Proctor DF. Form and function of the upper airways and the larynx. In: *Handbook of Physiology: The Respiratory System Mechanics of Breathing*, edited by Macklem PT, and Mead J. Bethesda, MD: Am Physiol Soc 1986; 63-74.
- [14] Jones N. The nose and paranasal sinuses physiology and anatomy. *Advanced drug delivery reviews* 2001; 51: 5-19.
- [15] Widdicombe J. Microvascular anatomy of the nose. *Allergy* 1997; 52: 7-11.
- [16] Keck T, Leiacker R, Heinrich A, Kuhnemann S, and Rettinger G. Humidity and temperature profile in the nasal cavity. *Rhinology* 2000; 38(4): 167-71.
- [17] Keck T, Leiacker R, Riechelmann H, and Rettinger G. Temperature profile in the nasal cavity. *Laryngoscope* 2000; 110(4): 651-4.
- [18] Kayser R. Die exacte Messung der Luftdurchgaengigkeit der Nase. *Arch Laryngol Rhinol* 1895; 3:101-20.
- [19] Flanagan P, and Eccles R. Spontaneous changes of unilateral nasal airflow in man. A re-examination of the nasal cycle. *Acta Otolaryngol*, 1997; 117: 590-5.
- [20] Mirza N, Kroger H, and Doty RL. Influence of age on the nasal cycle. *Laryngoscope* 1997; 107: 62-6.
- [21] Cole P, Forsyth R, and Haight JS. Effects of cold air and exercise on nasal patency. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1983; 92: 196-8.
- [22] Freche C, Fontanel JP. L'obstruction nasale. *Rapport de la Société française d'oto-rhino-laryngologie et de pathologie cervico-faciale*, Arnette eds 1996; chap 5 : 79-84.
- [23] Masing H. Pathophysiology of the nasal airflow. *Int Rhinology* 1967; 5: 63-7.
- [24] Proetz AW. Air currents in the upper airway respiratory tract and their clinical importance. *Ann Otol laryngol* 1951; 60: 439-67.

- [25] Proctor DF. The nose: upper airway physiology and the atmospheric environment. In: Proctor DF, Anderson JB, ed 1982, Elsevier Biomedical Press Amsterdam. New York, Oxford.
- [26] Swift DL, and Proctor DF. Access of air to the respiratory tract. In: Respiratory Defense Mechanisms, ed Brain JD, Proctor DF, and Reid LM. New York: Marcel Dekker, Inc., 1977; 63-93.
- [27] Keyhani K, Scherer PW, and Mozell MM. Numerical simulation of airflow in the human nasal cavity. *J Biomech Eng* 1995; 117: 429-41.
- [28] Iwasaki T, Saitoh I, Takemoto Y, Inada E, Kanomi R, Hayasaki H, Yamasaki Y. Evaluation of upper airway obstruction in Class II children with fluid-mechanical simulation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2011; 139(2): 135-4.
- [29] Rapport de la HAS : tomographie volumique à faisceau conique de la face (Cone Beam Computerized Tomography), 2009.
- [30] Clément PA, Committee report on standardisation of Rhinomanometry. *Rhinology* 1984; 22: 151-55.
- [31] Yushkevich PA, Piven J, Hazlett HC, Smith RG, Ho S, Gee JC, Gerig G. User-guided 3D active contour segmentation of anatomical structures: Significantly improved efficiency and reliability. *Neuroimage* 2006; 31(3): 1116-28.
- [32] Comolet R. Mécanique expérimentale des fluides. Masson et Cie, Paris, 2<sup>ème</sup> édition revue et corrigée, 1969.
- [33] Viollet PL, Chabard JP, Esposito P, Laurence D. Mécanique des fluides appliquée. Presse de l'école nationale des ponts et chaussée, 1998.
- [34] Zapletal A, Chalupová J. Nasal airflow and resistance measured by active anterior rhinomanometry in healthy children and adolescents. *Pediatr Pulmonol*, 2002; 33(3): 174-80.
- [35] Rapport ANAES. Indications de l'orthopédie dento-faciale et dento-maxillo-faciale chez l'enfant et l'adolescent, 2002.

## **ANNEXE 1 : PRINCIPES DE BASE DE MECANIQUE DES FLUIDES**

Ce chapitre a pour but de présenter succinctement les grands principes de mécanique des fluides qui seront utiles pour comprendre certains des éléments exposés dans ce travail.

La mécanique des fluides est, comme son nom l'indique, la partie de la mécanique qui s'intéresse aux fluides. Un fluide est un milieu continu qui se déforme dès que des forces lui sont appliquées. Cette définition s'applique aussi bien aux liquides qu'aux gaz.

On reconnaît plusieurs branches à la mécanique des fluides, telles que l'aérodynamique, l'hydrodynamique, la magnétohydrodynamique (qui étudie les plasmas) etc... Dans ce travail, l'aérodynamique est la partie qui nous intéresse.

Les caractéristiques du mouvement d'un fluide dépendent en général de 6 inconnues qui sont : les 3 composantes de la vitesse  $u, v, w$  (une par direction de l'espace), la masse volumique  $\rho$ , la pression  $p$  et la température  $T$ . La détermination de ces 6 inconnues passe par la résolution d'un système de 6 équations :

- l'équation de continuité qui concerne la conservation de la masse ;
- les 3 équations de la conservation de la quantité de mouvement ;
- l'équation de la conservation de l'énergie ;
- l'équation d'état du fluide.

Seules les notions utiles à la compréhension du précédent travail seront abordées.

### **Définitions :**

Trajectoire d'une particule : c'est la position d'une particule au cours du temps. On utilise les vecteurs vitesse, ce qui est équivalent au vecteur vitesse instantanée. Celui-ci détermine la ligne de courant.

Ligne de courant : ligne tangente au vecteur vitesse au cours du temps lorsque le mouvement est permanent (phénomène dit stationnaire).

Tube de courant : volume occupé par les vecteurs vitesse instantanée.

Grandeurs fondamentales : correspondent aux grandeurs élémentaires en fonction desquelles toutes les grandeurs physiques s'écrivent. Ce sont la longueur (L), la masse (M), le temps (T), la température ( $\theta$ ). L'expression d'une grandeur physique ou d'une équation en utilisant ces quatre grandeurs fondamentales est dite "équation aux dimensions".

## 1. Equation de conservation de la masse

L'équation de conservation de la masse est aussi appelée équation de continuité :

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \vec{\nabla} \cdot (\rho \vec{V}) = 0$$

## 2. Equation de conservation de la quantité de mouvement

$$\rho \frac{D\vec{U}}{Dt} = \rho \vec{f} + \vec{\nabla} \cdot \vec{\bar{T}}$$

$\rho$  désigne la masse volumique ;

$$\frac{D\vec{U}}{Dt} = \frac{\partial \vec{U}}{\partial t} + \vec{U} \cdot \vec{\nabla} \vec{U} \quad \text{correspond à l'accélération ;}$$

$$\vec{\bar{T}} = \mu (\vec{\nabla} \vec{U} + \vec{\nabla} \vec{U}^T - \frac{2}{3} \vec{\nabla} \cdot \vec{U} \Pi) \quad \text{correspond au tenseur des contraintes de Cauchy ;}$$

$\vec{\nabla} \cdot \vec{\bar{T}}$  correspond à la résultante des contraintes visqueuses par unité de volume ;

$\rho \vec{f}$  correspond à la résultante des forces volumiques.

### 3. Equation de conservation de l'énergie

Le principe de conservation de l'énergie dit que l'énergie totale d'un système est égale à la somme des énergies potentielle et cinétique. Si l'on relie ce principe à la première loi de la thermodynamique, il en ressort que la variation d'énergie interne d'un système est égale à la chaleur et aux travaux qu'il échange avec le milieu extérieur.

L'équation s'écrit alors :

$$\rho \frac{DE}{Dt} + \vec{\nabla} \cdot \vec{q}'' - \vec{\nabla} \vec{U} \cdot \vec{T} = 0$$

$$E = \int (C_v T + \frac{v^2}{2}) dv$$

$$\vec{q}'' = -k \vec{\nabla} T$$

### 4. Equation d'un gaz parfait

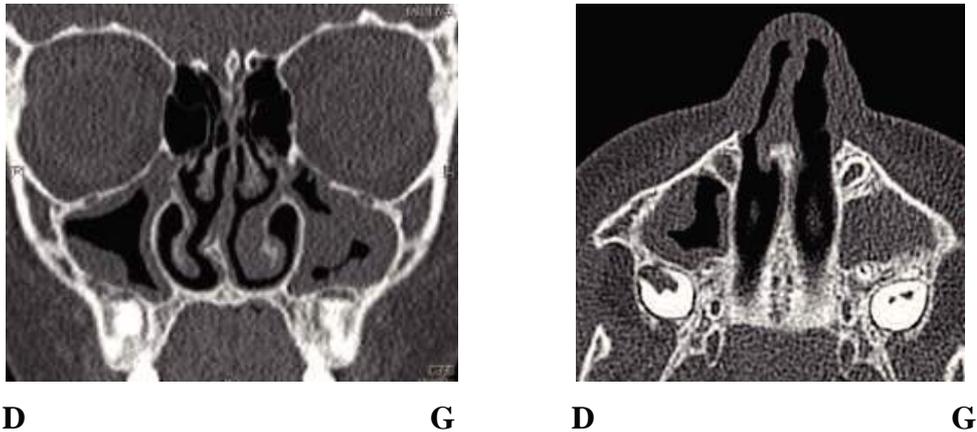
Dans le cas qui nous intéresse, le fluide peut être assimilé à un gaz parfait étant en conditions de pression, vitesse et température qui le permettent. Ce sera donc la loi d'état des gaz parfaits qui s'appliquera :

$$PV = \rho RT$$

La résolution de tels systèmes d'équations peut s'avérer extrêmement complexe d'autant qu'il n'existe pas toujours de solution analytique.

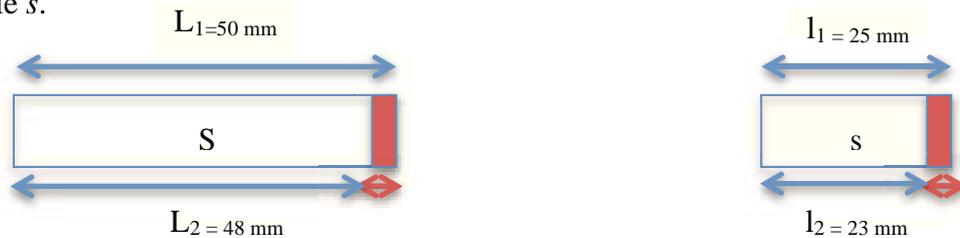
## ANNEXE 2 : IMPACT DE LA SAISIE DE LA GEOMETRIE SUR L'ECOULEMENT

Nous allons constater sur deux géométries différentes, quel peut être l'impact de la même erreur de saisie de géométrie. Voici un exemple de scanner d'enfant pour qui cette saisie géométrique doit être très précise en raison de l'importance de l'obstruction nasale.



Coupes frontale et axiale d'un enfant porteur d'une obstruction nasale droite (déviation septale antérieure droite).

Etant donné l'importance de l'obstruction, la moindre erreur de saisie de la géométrie peut accentuer les incertitudes sur le seuillage et donc sur les résultats de la simulation. En effet, pour une grande surface  $S$  de longueur  $L$ , et pour une petite surface  $s$  de longueur  $l$ , le même écart de pixel sur ces deux géométries accentue nettement l'incertitude sur la plus petite géométrie  $s$ .



Soit  $R$  le pourcentage d'erreur sur la surface  $S$  et  $r$  le pourcentage d'erreur sur la surface  $s$  :

$$R = \frac{50 - 48}{49} = 4\%$$

$$r = \frac{25 - 23}{24} = 8\%$$

Le même écart d'un pixel sur ces deux géométries, double le pourcentage d'erreur sur la plus petite géométrie. Cet écart sera d'autant plus important que le rapport entre les deux surfaces est grand.

## **GLOSSAIRE**

**Cone Beam computerized tomography** : Tomographie volumique à faisceau conique de la face. C'est une technique sectionnelle qui autorise une imagerie de l'ensemble du complexe maxillo-facial ou une exploration complète ou limitée des structures maxillo-mandibulaire et dento-alvéolaire. Ces appareils se distinguent du scanner traditionnel qui effectue plusieurs coupes linéaires se superposant lors des multiples rotations du système. Le CBCT quant à lui, travaille non plus avec un faisceau RX mince, mais avec un faisceau ouvert, conique, ce qui lui permettra en une seule révolution de balayer l'ensemble du volume à radiographier. Cette technique présente une faible dosimétrie.

**Écoulement instationnaire** : écoulement pour lequel au moins un des paramètres caractéristiques (pression, vitesse, masse volumique, température) varie avec le temps.

**Écoulement stationnaire** : écoulement pour lequel les paramètres caractéristiques (pression, vitesse, masse volumique, température) ne varient pas avec le temps.

**Écoulement laminaire** : écoulement dans lequel les différentes lignes de courant ne se croisent jamais.

**Écoulement turbulent** : écoulement dans lequel des fluctuations de vitesse, de pression apparaissent et persistent.

**Equations de Navier-Stokes** : Equations aux dérivées partielles (c'est à dire dont les solutions sont des fonctions vérifiant certaines conditions) non-linéaires qui décrivent les mouvements des fluides dans les milieux continus. Elles correspondent en fait aux équations de bilan de la quantité de mouvement dans les différents plans, de conservation de la masse et de conservation de l'énergie.

**Milieu continu** : milieu dans lequel en chaque point la vitesse, la pression, la masse volumique et toutes les autres grandeurs macroscopiques de l'écoulement ont une seule valeur.

**Fluide** : milieu continu, déformable, pouvant s'écouler.

**Mailleur** : logiciel destiné à réaliser un maillage (exemple : StarCCM+®).

**Nombre de Reynolds** : nombre sans dimension caractérisant le régime d'un écoulement et correspondant au rapport des forces d'inertie sur les forces visqueuses déterminé par :

$$\text{Re} = \frac{\rho VL}{\eta}$$

Avec  $\rho$  = masse volumique du fluide ( $\text{kg/m}^3$ )

$V$  = vitesse du fluide (m/s)

$L$  = dimension caractéristique du domaine de l'écoulement (m)

$\eta$  = viscosité dynamique du fluide (Pa/s)

**Pneumotachographe** : appareil composé d'un tube à résistance donnée permettant de mesurer les débits ventilatoires grâce à la différence de pression engendrée de part et d'autre. Avec les volumes déduits par un calculateur, on obtient la courbe débit-volume.

**Solver** : partie du logiciel qui résout les équations algébriques issues de discrétisation des équations.