



HAL
open science

Evaluation de l'interaction fluide-structure dans les Voies Aériennes Supérieures par Imagerie par Résonance Magnétique

Pascal Hagot

► **To cite this version:**

Pascal Hagot. Evaluation de l'interaction fluide-structure dans les Voies Aériennes Supérieures par Imagerie par Résonance Magnétique. Imagerie. Université Paris Sud - Paris XI, 2015. Français. NNT: 2015PA112059 . tel-01166040

HAL Id: tel-01166040

<https://theses.hal.science/tel-01166040>

Submitted on 22 Jun 2015

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

UNIVERSITE PARIS-SUD

ÉCOLE DOCTORALE : STITS

DISCIPLINE PHYSIQUE

THÈSE DE DOCTORAT

soutenue le 24/04/2015

par

Pascal Hagot

**Evaluation de l'interaction fluide-structure
dans les Voies Aériennes Supérieures
par Imagerie par Résonance Magnétique**

Directeur de thèse : Luc Darrasse
Co-directeur de thèse : Redouane Fodil
Co-directeur de thèse : Xavier Maître

Directeur de recherche, IR4M, CNRS, Univ. Paris-Sud
Ingénieur de recherche, IMRB, Inserm, Univ Paris-Est Créteil
Chargé de recherche, IR4M, CNRS, Univ. Paris-Sud

Composition du jury :

Président du jury :
Rapporteurs :

Bruno Quesson
Sabine Bensamoun
Frank Köber
Laurent Desvillettes
Pierre Escourrou

Chargé de recherche, PTIB, CNRS, Univ. de Bordeaux
Chargé de recherche, BMBI, CNRS, Univ de Tech. Compiègne
Directeur de recherche, CRMBM, CNRS, Aix-Marseille Univ.
Professeur, CMLA, CNRS, ENS Cachan
Professeur, LEF, Univ. Paris-Sud

Examineurs :

Remerciements

En préambule, je souhaite adresser mes remerciements les plus chaleureux aux personnes qui ont contribué à la réalisation de ce travail de recherche. En effet, loin de s'agir d'une aventure individuelle, je pense aux nombreuses personnes qui ont participé directement ou indirectement à la réalisation de ce projet.

Tout d'abord, je tiens à remercier Luc Darrasse, directeur de l'IR4M, pour la confiance qu'il m'a témoigné en acceptant de diriger ce projet de thèse. Il m'a soutenu et m'a mis en relation avec des chercheurs susceptibles de m'apporter leur aide. Il a également su me faire partager son intérêt ainsi que sa passion pour le monde de la recherche.

Je tiens également à remercier mon co-directeur de thèse : Redouane Fodil, ingénieur de recherche de l'Université Paris-Est Créteil. Il m'a soutenu, encouragé et orienté tout au long de ces mois de travail. Sa maîtrise de la biomécanique a permis d'enrichir et développer certains axes de cette thèse en particulier les modélisations numériques des voies aériennes supérieures. Il s'est, par ailleurs, montré très disponible et à l'écoute dissipant avec précision et clarté tous mes doutes.

J'exprime mes sincères remerciements à Xavier Maître, Chargé de Recherche CNRS à l'IR4M, pour sa gentillesse, sa bienveillance et sa disponibilité. Son aide m'a été précieuse. Nos différentes discussions et expérimentations (parfois jusqu'au bout de la nuit !) ont su nourrir nos projets respectifs et communs.

Ensemble, ils m'ont permis d'avancer et de surmonter les difficultés avec sérénité. J'espère que nous poursuivrons cette étroite collaboration si épanouissante tant sur le plan professionnel que personnel.

Je profite également de cet espace pour remercier chaleureusement l'ensemble du personnel de l'IR4M de l'Université d'Orsay et du SHFJ. J'ai passé, à leurs côtés, des

instants formidables de joies et de satisfactions. Je ne saurai oublier les périodes de doutes et difficultés que nous avons toutefois su affronter collectivement. Une pensée particulière pour Rose-Marie, Jean-Pierre et Georges pour leur aide durant les expérimentations, Albine, sans oublier Marie, Jean-Christophe, Geneviève, Marion, Roberta, José, Hongchen, Mathieu, Najat et toute l'équipe de chercheurs, thésards et stagiaires.

Je remercie les Institutions françaises de m'avoir permis de m'épanouir dans des études supérieures de qualité. En particulier, je remercie l'École Normale Supérieure de Cachan qui a financé une partie de mes études et m'a permis d'obtenir une allocation de recherche pour les trois premières années de thèse.

Je tiens à saluer M. Deny, proviseur du lycée Louis Armand de Nogent-Sur-Marne, mes collègues ainsi que mes élèves qui m'ont permis de concilier ces travaux de recherche et ma fonction de professeur d'informatique. Ils ont également été une source de motivation et je souhaite leur exprimer mes remerciements.

Mme Bensamoun et M. Köber ont accepté d'être les rapporteurs de cette thèse, et je les en remercie, de même que pour leur participation au Jury. Ils ont également contribué par leurs nombreuses remarques et suggestions à améliorer la qualité de ce mémoire, et je leur en suis très reconnaissant.

Par ailleurs, je remercie les membres de jury qui m'ont fait l'honneur de participer au Jury de soutenance; je les en remercie profondément. Je suis sûr que leurs remarques sauront enrichir le travail entrepris dans cette thèse.

Enfin, je ne peux oublier ma famille et mes amis. Ils m'ont accompagné, encouragé et soutenu tout au long de ce projet. Je pense en particulier à mes parents : Kamel et Nouhad, un véritable modèle de courage et de réussite pour moi ; mes frères Pierre, Paul et Patrick ainsi que leur femme respective : Michèle, Véro et Karen ; mes cousins et toute ma famille au Liban. Je remercie mes neveux : Chloé, Laura, Karl, Alex et John (dont certains sont arrivés en cours de route) pour leurs sourires plein de tendresse et d'affection. Je remercie bien évidemment Olga, ma compagne qui s'est investie et m'a soutenu, avec patience et amour, comme elle le fait dans chacun de mes projets. Je remercie sa famille, en particulier José, Andréa et Gabriel. Ils ont également

suivi avec intérêt l'élaboration de ma thèse et ont dû me supporter tout au long de ces mois de travail !

Introduction

Durant des siècles, la médecine a été presque absente de l'étude du sommeil même si ce dernier a pu être soupçonné d'être un facteur d'importance dans l'émergence ou l'aggravation de certaines maladies. La fonction du sommeil est défendue par deux théories - celle de la conservation d'énergie et celle de la restauration de l'énergie. La fonction du sommeil la plus largement établie et reconnue est qu'elle constitue une période de récupération ou de restauration. Chez l'enfant et les jeunes adultes, bien dormir est essentiel en particulier pour la sécrétion de l'hormone de croissance (Finkelstein *et al.* 1972; Sassin *et al.* 1969). Parallèlement, c'est durant les phases de sommeil et du repos de l'activité musculaire que le risque d'obstruction des voies aériennes supérieures (VAS) augmente et peut devenir pathologique.

Le syndrome d'apnée obstructive du sommeil (SAOS) est une maladie affectant près de 5 % de la population mondiale. L'apnée obstructive est définie par une absence du débit aérien naso-buccal pendant au moins 10 s avec persistance de l'effort ventilatoire. La première étape de diagnostic dans un SAOS est généralement apportée par les proches du sujet alertés par une inspiration profonde et brutale suivant un épisode d'arrêt inspiratoire. Des mesures plus approfondies peuvent par la suite être envisagées si le médecin traitant le juge nécessaire. La méthode de mesure des efforts respiratoires de référence est la mesure de la pression œsophagienne par insertion de capteurs de pression par voie nasale. Deux examens pratiqués en laboratoire du sommeil, la polygraphie ventilatoire et la polysomnographie, permettent de porter un diagnostic de SAOS en mesurant le nombre d'apnées et d'hypopnées par heure.

Parmi les traitements envisagés chez l'adulte, la pression positive continue (PPC) est le traitement de choix dans le cas de SAOS sévères, mais elle peut être mal supportée chez certains patients. En substitution à la PPC, l'orthèse d'avancée mandibulaire (OAM) peut être proposée aux patients moins sévèrement atteints tandis

que la chirurgie maxillo-faciale, lourde, est indiquée dans certaines malformations. La chirurgie du voile du palais a des indications limitées et expose à un risque de récurrence.

L'utilisation de chirurgie lourde pour le traitement du SAOS nécessite des connaissances préalables approfondies sur les comportements spécifiques des VAS du sujet. Le défaut d'information peut se traduire, après la chirurgie, par une augmentation du risque de récurrence et l'apparition de nouveaux sites d'occlusion (Lemarié *et al.* 2010).

Ce sont précisément ces risques de récurrence qui nous ont encouragés, à travers ce travail de thèse, à aller plus loin dans la caractérisation du collapsus. En effet non seulement les risques d'occlusion des VAS varient d'un individu à l'autre selon qu'ils sont d'ordre physiologique ou musculaire, mais, chez un même individu, les sites d'occlusion peuvent également être multiples. L'amélioration du traitement des sujets apnéiques doit tenir compte à la fois de la physiologie et des propriétés mécaniques des VAS du sujet.

Le travail effectué dans le cadre de cette thèse offre un nouvel outil de diagnostic permettant à la fois une meilleure connaissance des causes de la pathologie et un diagnostic local. Pour cela, nous avons utilisé les données anatomiques et biomécaniques obtenues par IRM puisque, lors d'une inspiration, l'air emprunte un conduit dont le calibre et la rigidité varient.

Utilisé depuis le début des années 90, l'IRM fournit des informations riches sur la structure des VAS, notamment en distinguant les tissus mous des tissus rigides (Rodenstein *et al.* 1990). De plus, l'IRM a ouvert la voie vers de nouvelles comparaisons de données entre des sujets sains et des sujets pathologiques selon les trois dimensions ; l'IRM a également permis l'observation de l'évolution des sites d'occlusion post-opératoire. Finalement, depuis l'apparition de l'imagerie des gaz dans les voies aériennes par résonance magnétique, de nouvelles données sur la circulation des fluides telles que le débit ou la vitesse ont pu être extraites (De Rochefort *et al.* 2006; De Rochefort 2006).

Les données obtenues par IRM pourraient se révéler essentielles dans l'étude du comportement des VAS lors d'une occlusion d'un sujet souffrant de SAOS. Différentes

modélisations numériques ont en effet vu le jour et permettent d'étudier la réponse des VAS suite à une chirurgie (Sung *et al.* 2006; Huang, White, and Malhotra 2007). Mais ces différents modèles souffrent du manque de paramètres permettant de prendre en compte l'ensemble des organes connectés aux VAS et notamment les propriétés mécaniques des tissus environnants.

Nous avons constaté que les outils de diagnostic étaient nombreux mais que finalement leur efficacité restait encore à démontrer puisqu'ils étaient fortement dépendants *a priori* de la pathologie. C'est pourquoi nous avons orienté nos recherches sur l'exploitation des données obtenues par l'IRM telles que la géométrie des structures, les écoulements de fluide et les propriétés mécaniques des tissus avec pour objectif l'élaboration d'un modèle numérique le plus réaliste et le plus spécifique possible.

Autrement dit, il s'agit, dans cette étude, de proposer une exploitation originale des données obtenues par IRM dans le but d'aboutir spécifiquement, pour un patient, un diagnostic du SAOS précis. Notre démarche vise à affiner le diagnostic en déterminant les mécanismes et les lieux d'obstruction, en stadifiant le SAOS et en suivant l'évolution de la maladie. Nous espérons voir, grâce à notre démarche, l'optimisation du traitement du patient et sa prise en charge plus rapide et efficace. Nous nous sommes demandés également comment nous pourrions, avec l'IRM, générer des données supplémentaires qui aideraient à la réalisation de modélisations numériques. Notre réflexion s'articulera ainsi autour de quatre problématiques abordées dans les quatre chapitres qui constituent ce manuscrit.

Dans le premier chapitre, nous nous intéresserons aux VAS dans le but de comprendre leur physiologie ainsi que leur comportement notamment lors d'une apnée du sommeil telle que l'envisage aujourd'hui la communauté scientifique. Aussi nous centrerons-nous sur ce syndrome en évoquant les différents types de diagnostic utilisés et les traitements actuellement existant. En particulier, nous observerons que l'IRM est un outil de diagnostic d'ores et déjà reconnu mais restant très peu utilisé et exploité. Nous mettrons ainsi en exergue les limites de ces pratiques.

Dans le deuxième chapitre, nous verrons les différentes formes d'utilisation de l'IRM en évoquant d'une part les généralités – concepts, mécanismes, fonctions – et

d'autre part, l'état de l'art de l'imagerie réalisée dans les VAS. Nous verrons également comment, grâce à l'imagerie par résonance magnétique, nous pouvons obtenir des images soit statiques, représentant les tissus dans un état stable, soit dynamiques, représentant les structures des VAS en mouvement au cours d'un cycle respiratoire. Pour atteindre la résolution temporelle nécessaire au suivi de la fonction respiratoire, nous avons été amenés à développer de nouvelles méthodes d'imagerie afin de réduire le temps d'acquisition d'une IRM. Nous détaillerons ces nouvelles stratégies d'acquisition dans ce chapitre.

Dans le troisième chapitre, nous évoquerons les différents traceurs pouvant être inhalés afin de visualiser le passage de fluide dans les VAS par IRM. Nous nous intéresserons en particulier à deux gaz : l'hélium-3 hyperpolarisé et l'hexafluorure de soufre. Il s'agira dans un premier temps de montrer la faisabilité de l'acquisition par IRM de ces deux gaz pour une acquisition statique et dynamique, et dans un deuxième temps de comparer l'évolution de ces deux gaz dans les VAS tout en mettant en relief leurs spécificités et leurs limites. Notons d'ores et déjà que leurs propriétés physico-chimiques, très différentes de par leurs valeurs de densité et de viscosité, influent sur le comportement des écoulements.

Enfin, au quatrième chapitre, nos recherches nous amèneront à proposer un modèle d'interaction fluide-structure permettant d'analyser l'écoulement et les déformations des structures des VAS lors d'une inspiration. Pour ce faire, nous avons utilisé les données spécifiques que nous avons obtenues par IRM sur volontaire sain en tenant compte à la fois de l'anatomie et des propriétés mécaniques des VAS du sujet. Nous verrons alors comment nous avons construit notre modèle d'interaction fluide-structure et quels sont les paramètres que nous avons intégrés. Nous avons au préalable validé l'ensemble de l'approche sur un système simple de tube collabable caractérisé de la même façon par IRM. Nous verrons en dernier lieu comment le modèle appliqué aux VAS offre un nouvel éclairage sur les mécanismes en jeu et ouvre la voie d'une médecine personnalisée du SAOS.

Sommaire

| | |
|---|-----------|
| REMERCIEMENTS..... | 3 |
| INTRODUCTION..... | 7 |
| CHAPITRE 1 CARACTERISATIONS FONCTIONNELLES ET IMAGERIE DES VOIES | |
| AERIENNES SUPERIEURES | 17 |
| 1.1. ANATOMIE ET PHYSIOLOGIE..... | 20 |
| 1.1.1. STRUCTURE GENERALE..... | 20 |
| 1.1.2. CAVITE NASALE | 21 |
| 1.1.3. CAVITE ORALE | 23 |
| 1.1.4. PHARYNX | 24 |
| 1.1.5. LARYNX..... | 29 |
| 1.1.6. TRACHEE..... | 30 |
| 1.2. FONCTION RESPIRATOIRE..... | 31 |
| 1.2.1. L'INSPIRATION..... | 32 |
| 1.2.2. L'EXPIRATION | 33 |
| 1.3. TROUBLES RESPIRATOIRES : SYNDROME D'APNEE OBSTRUCTIVE DU SOMMEIL..... | 34 |
| 1.3.1. RONFLEMENT ET HYPOPNEE : DES TROUBLES PRECURSEURS..... | 35 |
| 1.3.1.1. Ronflement..... | 35 |
| 1.3.1.2. Obstruction partielle : hypopnées..... | 37 |
| 1.3.2. OBSTRUCTION COMPLETE : APNEES | 37 |
| 1.3.2.1. Historique..... | 38 |
| 1.3.2.2. Déclenchement de l'obstruction des voies aériennes supérieures..... | 39 |
| 1.3.2.3. Diagnostic clinique..... | 40 |
| 1.3.2.4. Traitement du syndrome d'apnée du sommeil | 53 |
| CONCLUSION CHAPITRE 1 | 62 |
| BIBLIOGRAPHIE CHAPITRE 1 | 64 |
| CHAPITRE 2 IMAGERIE DES VOIES AERIENNES SUPERIEURES PAR RESONANCE | |
| MAGNETIQUE DES STRUCTURES..... | 69 |

| | |
|---|------------|
| 2.1. ETAT DE L'ART DE L'IMAGERIE PAR RESONANCE MAGNETIQUE DU PROTON : PRINCIPES | |
| PHYSIQUE ET MATERIELS | 72 |
| 2.1.1. DE LA RESONANCE MAGNETIQUE NUCLEAIRE (RMN) A L'IMAGERIE | 72 |
| 2.1.1.1. Principe de la résonance magnétique nucléaire..... | 72 |
| 2.1.1.2. Principe de l'imagerie par résonance magnétique nucléaire..... | 79 |
| 2.1.2. DEVELOPPEMENT DE L'IMAGERIE PAR RESONANCE MAGNETIQUE..... | 84 |
| 2.1.2.1. Développement matériel | 84 |
| 2.1.2.2. Techniques d'acquisition | 86 |
| 2.2. IRM STATIQUE ET DYNAMIQUE TISSULAIRE STANDARD | 89 |
| 2.2.1. ÉCHANTILLONNAGE DU PLAN DE FOURIER SELON UN SCHEMA CARTESIEN | 89 |
| 2.2.1.1. Séquence d'écho de spin | 89 |
| 2.2.1.2. Séquence d'écho de gradient..... | 90 |
| 2.2.2. ÉCHANTILLONNAGE DU PLAN DE FOURIER SELON UN SCHEMA NON CARTESIEN | 93 |
| 2.2.2.1. Trajectoire spirale..... | 94 |
| 2.2.2.2. Trajectoire radiale | 96 |
| 2.3. IRM DYNAMIQUE TISSULAIRE SOUS-ECHANTILLONNEE | 98 |
| 2.3.1. K-T BROAD-USE LINEAR ACQUISITION SPEED-UP TECHNIQUE (BLAST) | 99 |
| 2.3.2. GENERALIZED AUTOCALIBRATING PARTIALLY PARALLEL ACQUISITIONS (GRAPPA) | 103 |
| 2.3.3. COMPRESSED SENSING (CS) | 106 |
| 2.3.3.1. Parcimonie et décomposition en ondelettes | 106 |
| 2.3.3.2. Echantillonnage incohérent..... | 111 |
| 2.3.3.3. Une reconstruction non linéaire | 113 |
| 2.3.3.4. Décomposition sur une base d'ondelettes | 115 |
| 2.3.3.5. Algorithme de reconstruction..... | 115 |
| CONCLUSION CHAPITRE 2 | 119 |
| BIBLIOGRAPHIE CHAPITRE 2 | 120 |
| | |
| CHAPITRE 3 IMAGERIE DES VOIES AERIENNES SUPERIEURES PAR RESONANCE | |
| MAGNETIQUE DU GAZ..... | 125 |
| 3.1. FANTOME DES VOIES AERIENNES SUPERIEURES..... | 128 |
| 3.1.1. FANTOME SIMPLISTE DES VAS – TUYAU COUDE..... | 128 |
| 3.1.2. FANTOME BOUCHE-TRACHEE | 128 |
| 3.2. SIMULATION D'ÉCOULEMENT D'UN MELANGE DE GAZ O₂ – ³He / O₂ – SF₆ | |
| HYPERPOLARISE DANS LES VAS | 135 |
| 3.2.1. DEFINITION ET PARAMETRES DE SIMULATION..... | 135 |

| | | |
|-------------|--|------------|
| 3.2.1.1. | Modèle d'écoulement..... | 135 |
| 3.2.1.2. | Profil de vitesse | 136 |
| 3.2.1.3. | Choix des coupes de mesures..... | 137 |
| 3.2.1.4. | Nombre Reynolds..... | 138 |
| 3.2.2. | RESULTATS SIMULATION FLUX DANS LE FANTOME BOUCHE-TRACHEE | 139 |
| 3.3. | IMAGERIE PAR RESONANCE MAGNETIQUE DE L'HELIUM-3 HYPERPOLARISE | 142 |
| 3.3.1. | BASES DE L'IMAGERIE PAR RESONANCE MAGNETIQUE DE L'HELIUM-3 HYPERPOLARISE | 142 |
| 3.3.1.1. | Production de l'hélium-3 hyperpolarisé | 143 |
| 3.3.1.2. | Manipulation de l'hyperpolarisation | 145 |
| 3.3.1.3. | Calcul de l'angle de bascule..... | 147 |
| 3.3.2. | IMAGERIE STATIQUE DES VOIES AERIENNES SUPERIEURES PAR RESONANCE MAGNETIQUE DE L'HELIUM-3 HYPERPOLARISE | 147 |
| 3.3.3. | IMAGERIE DYNAMIQUE DU MOUVEMENT PAR RESONANCE MAGNETIQUE DE L'HELIUM-3 HYPERPOLARISE..... | 149 |
| 3.3.4. | IMAGERIE CINETIQUE DU MOUVEMENT PAR RESONANCE MAGNETIQUE DE L'HELIUM-3 HYPERPOLARISE..... | 151 |
| 3.3.4.1. | Imagerie des écoulements dans le fantôme bouche-trachée rigide | 153 |
| 3.3.5. | CARTOGRAPHIE DES VITESSES DANS LE FANTOME BOUCHE-TRACHEE RIGIDE..... | 158 |
| 3.3.5.1. | Matériels et méthodes..... | 159 |
| 3.3.5.2. | Résultats | 160 |
| 3.4. | IMAGERIE PAR RESONANCE MAGNETIQUE DU FLUOR-19 GAZEUX..... | 161 |
| 3.4.1. | BASES DE L'IMAGERIE PAR RESONANCE MAGNETIQUE DU FLUOR-19 GAZEUX | 162 |
| 3.4.2. | MATERIELS ET METHODES | 163 |
| 3.4.2.1. | Capteur de pression | 164 |
| 3.4.2.2. | Boîte de surpression | 165 |
| 3.4.2.3. | Conception d'une antenne VAS fluor-19 | 167 |
| 3.4.3. | IMAGERIE STATIQUE PAR RESONANCE MAGNETIQUE DU FLUOR-19 A TEMPS D'ECHO ULTRA-COURTS | 172 |
| 3.4.3.1. | IRM de la boîte de surpression : séquence UTE | 172 |
| 3.4.3.2. | Fantôme rigide des VAS..... | 174 |
| 3.4.3.3. | Utilisation du fantôme réaliste des VAS – fantôme souple bouche-trachée | 175 |
| 3.4.4. | IMAGERIE DYNAMIQUE DANS UN TUYAUX PAR RESONANCE MAGNETIQUE DU FLUOR-19..... | 176 |
| | CONCLUSION CHAPITRE 3 | 181 |
| | BIBLIOGRAPHIE CHAPITRE 3 | 183 |

CHAPITRE 4 DES PROPRIETES MECANIQUES A LA MODELISATION NUMERIQUE

| | |
|--|------------|
| DES VOIES AERIENNES SUPERIEURES | 185 |
| 4.1. ETUDE D'UN CAS SIMPLE : LOI D'ETAT D'UN TUBE COLLABABLE EN SILICONE..... | 188 |
| 4.1.1. TUBE COMPLIANT | 188 |
| 4.1.2. ACQUISITION IRM D'UN TUBE COMPLIANT..... | 190 |
| 4.1.2.1. Résultats IRM du tube compliant..... | 190 |
| 4.1.3. MODELISATION DE LA LOI D'ETAT POUR L'ENSEMBLE DU TUBE COMPLIANT..... | 193 |
| 4.1.3.1. Paramètres du modèle à éléments | 193 |
| 4.1.3.2. Forces de liaison mécanique entre éléments | 194 |
| 4.1.3.3. Loi d'état en considérant les forces de liaison..... | 196 |
| 4.1.3.4. Caractérisation mécanique de l'élasticité du silicone utilisé dans la fabrication du tube | 197 |
| 4.1.4. COMPARAISON DES AIRES DES SECTIONS IRM/MODELISATION NUMERIQUE POUR LE TUBE COMPLIANT..... | 200 |
| 4.2. PROPRIETES MECANIQUES DES VOIES AERIENNES SUPERIEURES EVALUEES PAR ELASTOGRAPHIE PAR RESONANCE MAGNETIQUE..... | 202 |
| 4.2.1. MATERIELS ET METHODES POUR L'ELASTOGRAPHIE PAR RESONANCE MAGNETIQUE | 202 |
| 4.2.1.1. Matériels pour l'élastographie par résonance magnétique et par ondes de pression | 202 |
| 4.2.1.2. Méthodes en élastographie par résonance magnétique | 203 |
| 4.2.2. PROPRIETES MECANIQUES DES VOIES AERIENNES SUPERIEURES <i>IN VIVO</i> | 204 |
| 4.2.2.1. Cartes de viscoélasticité des voies aériennes supérieures..... | 204 |
| 4.2.2.2. Mesure sur des régions d'intérêt..... | 207 |
| 4.3. EVALUATION DE LA COMPLIANCE PAR MODELISATION NUMERIQUE DES VOIES AERIENNES SUPERIEURES | 209 |
| 4.3.1. CONSIDERATIONS GENERALES..... | 209 |
| 4.3.2. LOIS D'ETAT DES VAS PAR MODELISATION NUMERIQUE PAR ELEMENTS FINIS..... | 210 |
| 4.3.2.1. Mise en place du modèle | 211 |
| 4.3.2.2. Résultats..... | 212 |
| 4.3.2.3. Mise en place d'un modèle d'interaction fluide-structure à éléments discrets . | 215 |
| 4.4. ETUDE DU COUPLAGE FLUIDE-STRUCTURE DANS LES VOIES AERIENNES SUPERIEURES..... | 218 |
| 4.4.1. MODELE A ELEMENTS COMPLIANTS..... | 218 |
| 4.4.2. EQUATIONS DU MODELE | 218 |
| 4.4.3. RESULTATS DU MODELE COMPLIANT D'UN CAS NON PATHOLOGIQUE | 222 |

| | |
|---|------------|
| 4.4.3.1. Résultats du modèle à 2 éléments compliants : Cas de l'inspiration buccale..... | 222 |
| 4.4.3.2. Résultats du modèle à 3 éléments compliants : Cas de l'inspiration nasale | 224 |
| 4.4.3.3. Discussion et conclusion pour les modèles à deux et trois éléments | 226 |
| 4.4.3.4. Evaluation de l'effet des propriétés physiques des gaz traceurs dans le couplage fluide-structure dans les VAS | 227 |
| 4.4.4. ETUDE D'UN CAS PATHOLOGIQUE | 230 |
| 4.4.4.1. Evaluation des lois d'état | 230 |
| 4.4.4.2. Résultats obtenus pour le cas pathologique | 232 |
| CONCLUSION CHAPITRE 4 | 235 |
| BIBLIOGRAPHIE CHAPITRE 4 | 238 |
| CONCLUSION..... | 241 |
| BIBLIOGRAPHIE | 245 |
| LISTE FIGURES | 259 |
| LISTE TABLEAUX | 271 |
| ACRONYMES | 273 |
| ANNEXE | 276 |

Chapitre 1

Caractérisations

fonctionnelles et imagerie

des voies aériennes supérieures

Les voies aériennes supérieures (VAS) constituent la partie extra-thoracique des voies aériennes. Elles sont composées des structures anatomiques des cavités nasale et buccale, du pharynx, du larynx et de la portion haute de la trachée. Les VAS jouent un rôle essentiel dans de nombreuses fonctions physiologiques telles que la respiration, la déglutition, la phonation, le réflexe de défense lors d'un éternuement ou d'une toux et la protection des voies respiratoires.

Contrairement aux voies aériennes inférieures, en dehors de l'alternative donnée par les cavités nasale et buccale, l'air traverse les VAS en n'empruntant qu'un unique passage pharynx-larynx-trachée. Aussi le maintien de l'ouverture des VAS est-il vital dans des moments où les réflexes musculaires sont altérés, pendant le sommeil par exemple, et détermine-t-il le risque d'apnées involontaires, caractéristiques du syndrome d'apnée du sommeil.

Le syndrome d'apnée du sommeil se présente sous deux formes distinctes : (i) l'apnée dite centrale qui se traduit par une absence d'effort inspiratoire et donc un débit inspiratoire totalement nul, autrement dit, des variations nulles de la pression œsophagienne, (ii) l'hypopnée obstructive qui se traduit par un effort inspiratoire important contre une résistance des VAS accrue résultat d'une réduction de la section pharyngée. Les conséquences sur le débit sont majeures pour les deux formes d'apnée, mais les phénomènes lorsqu'ils sont observés avec attention, diffèrent entre l'apnée centrale et l'hypopnée obstructive. On considère généralement que, pour les patients atteints d'hypopnée obstructive au cours du sommeil, la diminution du débit inspiré est d'au moins 50% tandis que les sujets atteints d'apnée centrale présentent une interruption de débit totale.

Afin de mieux comprendre les phénomènes liés à l'apnée obstructive du sommeil, nous nous intéresserons dans un premier temps aux structures anatomiques et physiologiques des voies aériennes supérieures (Cros, Bourgain, and Ravussin 1999).

Les facteurs les plus communs jouant un rôle dans l'apnée du sommeil sont la réduction de diamètre du pharynx, l'hypertrophie de la langue et/ou de la luette, ainsi que la baisse de la tonicité musculaire. Cette première partie, qui porte sur l'anatomie et la physiologie des VAS, nous permettra de mieux comprendre les organes constituant ces dernières ainsi que leur rôle dans les troubles de l'apnée du sommeil.

Nous considérerons ensuite les troubles respiratoires liés à l'apnée obstructive du sommeil. Nous suivrons les différentes étapes des procédures lors du suivi d'un patient apnéique. Un diagnostic préalable est effectué par le médecin généraliste qui peut orienter le patient soit vers un spécialiste du sommeil soit vers une analyse plus précise de la sévérité de l'affection (polygraphie ou polysomnographie). Si la maladie est confirmée alors le patient sera traité de façon chirurgicale ou bien mécanique, puisqu'il s'agit de désobstruer les VAS. Ces traitements impliquent des degrés différents d'invasion du patient. Il s'agit par exemple de la pose d'une prothèse endobuccale d'avancement mandibulaire ou encore de l'application d'une pression positive continue (PPC ou CPAP - Constant Positive Airways Pressure) qui est assurée par un masque au cours de la nuit et dont le but est de maintenir l'ouverture des VAS par une pression intraluminale supérieure à zéro au cours du sommeil (Sullivan *et al.* 1981).

1.1. Anatomie et physiologie

1.1.1. Structure générale

Les VAS sont constituées de la cavité nasale, du pharynx, du larynx et de la portion haute de la trachée, correspondant à la trachée cervicale, comme on le voit sur la figure ci-dessous (Figure 1.1 Coupe sagittale des voies aériennes supérieures).

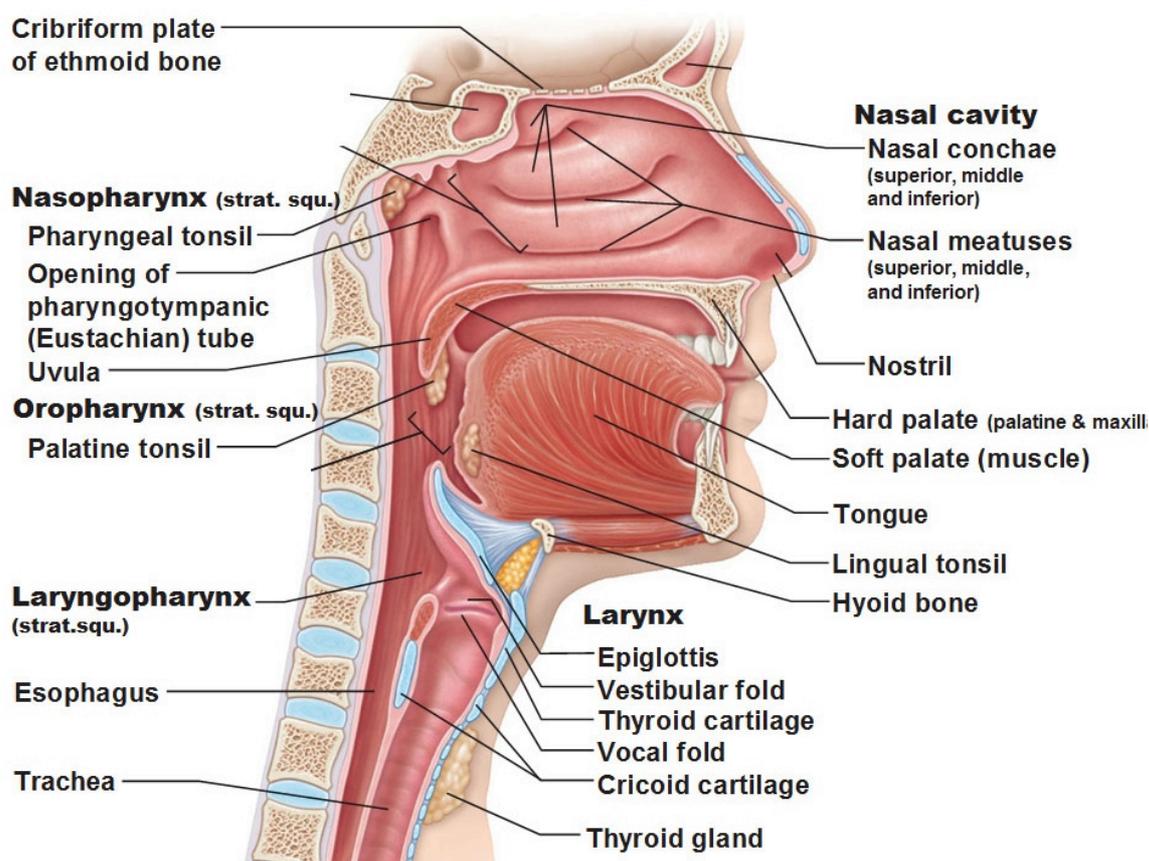


Figure 1.1 Coupe sagittale des voies aériennes supérieures¹.

¹ antranik.org/the-respiratory-system

La respiration est assurée par l'intermédiaire de la cavité nasale sauf en cas de congestion nasale ou lors d'un apport important d'air. La respiration est alors effectuée par l'intermédiaire de la bouche. La cavité orale est, quant à elle, associée aux voies digestives. Ainsi, celle-ci participe très peu à la respiration. Cependant, nous verrons par la suite que, même si durant le sommeil la respiration est accomplie par le nez, la cavité orale joue un rôle déterminant dans les problèmes d'apnée du sommeil tant par sa structure que par sa composition.

1.1.2. Cavité nasale

La cavité nasale est un espace creux partiellement fermé, délimité par, d'un côté, le nez et, de l'autre, par le pharynx. Lors d'une inspiration, c'est la première structure que rencontre l'air. Elle a pour fonctions l'humidification et la régulation de la température de l'air inspiré, la défense immunologique et la purification, ainsi que l'olfaction.

Comme le montre la figure suivante (Figure 1.2), la cavité nasale est principalement composée des fosses nasales, des vestibules et des cornets supérieurs, moyen et inférieur. Ayant une structure interne considérée rigide et immobile, la cavité nasale n'est pas directement impliquée dans le syndrome d'apnée obstructive du sommeil (SAOS).

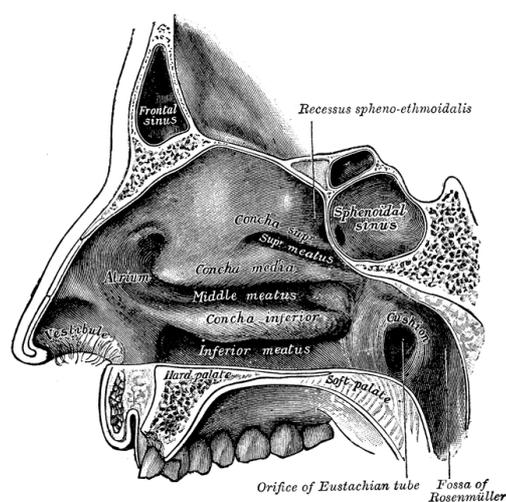


Figure 1.2 Vue latérale de la cavité nasale (Drake, Vogl, and Mitchell 2009).

L'implication de la cavité nasale dans le SAOS repose sur deux hypothèses. La première consiste à considérer que l'obstruction nasale perturbe la stimulation des narines lors de l'entrée de l'air. Cette stimulation a pour but d'activer le réflexe nasal permettant d'entraîner la contraction des muscles des VAS pour maintenir celles-ci ouvertes (Zwillich *et al.* 1981). La deuxième hypothèse consiste à affirmer que le SAOS causé par une obstruction nasale est dû à une augmentation de la résistance des VAS (Wilhoit and Suratt 1987). Stephen *et al.* ont mesuré une activité musculaire supérieure lorsqu'une obstruction nasale était présente. La première hypothèse a petit à petit disparu au profit de la seconde. Ainsi l'obstruction nasale conduit à une augmentation de la résistance au passage de l'air dans les VAS.

En 1964, l'équipe de Ferris *et al.* rapporte que la cavité nasale est responsable à 50 % de la résistance des voies respiratoires et à 66 % des VAS chez les adultes (Ferris, Mead, and Opie 1964).

Selon les différentes études rapportées par Rappai *et al.*, la résistance nasale (RN) peut être due soit à une congestion soit à une obstruction anatomique (Rappai *et al.* 2003). La RN peut, par exemple, être modifiée par une valve nasale non conique ou encore une déviation de la cloison nasale. On peut également répertorier des cornets plus volumineux provoquant une obstruction nasale.

En 2001 l'équipe de De Vito met en avant l'importance de la RN chez les patients apnéiques (De Vito *et al.* 2001). En effet, son étude montre que des personnes souffrant de SAOS avaient une RN plus élevée. En effet une RN de plus en plus importante crée des pressions négatives intra-thoraciques plus importantes conduisant à un collapsus de la paroi pharyngée.

Bien que les problèmes respiratoires durant le sommeil soient plus importants pour un patient ayant une RN anormale, les études n'ont révélé aucun lien direct entre la sévérité de la RN et celle du syndrome d'apnée du sommeil (Young, Finn, and Kim 1997; De Vito *et al.* 2001).

1.1.3. Cavité orale

La cavité orale (bouche) est limitée, en haut, par le palais et, en bas, par la langue, en avant par les lèvres et, en arrière, par l'isthme du gosier qui se trouve à l'entrée de l'oropharynx.

Le palais, qui forme le haut de la bouche, se divise en deux parties : le palais osseux, à l'avant, et le palais mou, à l'arrière. Le palais osseux ou *dur* constitue une surface rigide contre laquelle la langue peut écraser la nourriture. Contrairement au palais dur, le palais mou ou *lurette* est un repli mobile composé surtout de muscle. Lorsque nous avalons, par réflexe la lurette se lève fermant le nasopharynx. C'est ce caractère mobile du palais mou qui facilite des arrêts respiratoires par obstruction du passage chez certaines personnes souffrant de troubles d'apnée du sommeil (Elaine N. Marieb 2005).

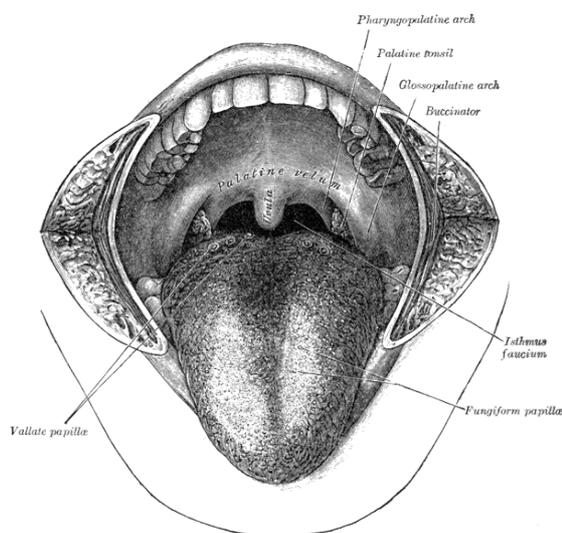


Figure 1.3 Schéma de la cavité buccale (Drake, Vogl, and Mitchell 2009).

La langue occupe la majeure partie basse de la bouche. Elle est composée de muscles intrinsèques non fixés à l'os et de muscles extrinsèques fixés sur l'os du crâne.

Une augmentation importante de la résistance nasale peut obliger la personne à respirer par la bouche et ainsi provoquer le basculement de la langue en arrière. Ceci engendrera une réduction de la lumière du pharynx pouvant entraîner des apnées (Metes *et al.* 1992; Miljeteig, Hoffstein, and Cole 1992).

Enfin, la forme ainsi que la position des mâchoires maxillo-mandibulaires ont un impact, d'une part, sur la position et le maintien de la langue, et, d'autre part, sur l'ouverture du pharynx (Gauthier *et al.* 2011; Schendel, Powell, and Jacobson 2011; Henke, Frantz, and Kuna 2000). La Figure 1.4 représente une reconstruction 3D d'un scan d'un sujet apnéique présentant un rétrécissement du volume pharyngé.

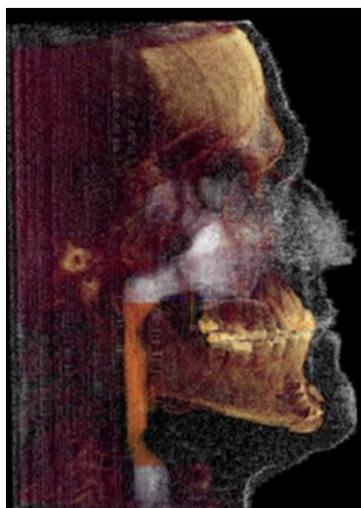


Figure 1.4 Reconstruction 3D d'une tomodensitométrie par rayons X. Sujet ayant un indice apnée hypopnée de 21 IAH/heure. Le volume significatif du pharynx est de 10,97 cm³ (Schendel, Powell, and Jacobson 2011).

1.1.4. Pharynx

Le pharynx est le conduit qui relie la cavité nasale au larynx et la cavité orale à l'œsophage. Il s'étend de la base du crâne à la quatrième vertèbre cervicale et se divise classiquement en trois sections : nasopharynx, oropharynx et laryngopharynx. La paroi musculaire du pharynx est entièrement composée de tissu musculaire squelettique.

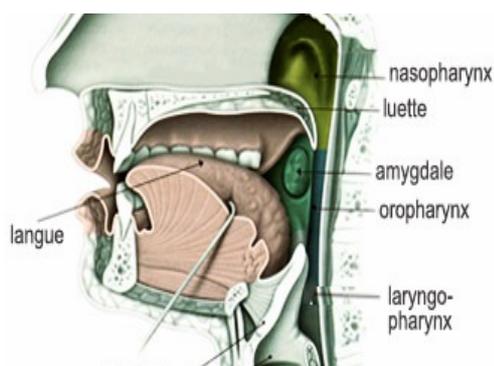


Figure 1.5 Schéma du pharynx. Il est composé du nasopharynx, de l'oropharynx et du laryngopharynx².

En 2003, la question de l'influence de l'évolution de l'être humain sur les problèmes respiratoires durant le sommeil a été mis en avant par Davidson *et al.* (Davidson 2003). Ainsi le développement de la langue aurait provoqué le rétrécissement du pharynx favorisant le développement du langage. Or, cette diminution de la surface du pharynx conduit à une plus forte prédisposition à la fermeture des VAS responsable des apnées durant le sommeil. Pour conforter ces résultats, en 2010, Mladina *et al.* ont comparé par simulation numérique l'influence de la forme de la cavité nasale en comparaison avec celle d'un primate (Mladina, Skitarelić, and Skitarelić 2010). Les résultats tendent à montrer que la forme, le rétrécissement ainsi que l'allongement favoriseraient les troubles respiratoires pendant le sommeil.

Dans les faits, trois causes peuvent être responsables de la fermeture du pharynx : la géométrie, les propriétés mécaniques et l'amplitude des muscles dilatateurs et des muscles respiratoires (Arnulf and Derenne 1999; Remmers *et al.* 1978; Lin, Davidson, and Ancoli-Israel 2008). Le Tableau 1.1 regroupe une liste non exhaustive des principaux différents facteurs pouvant favoriser un rétrécissement du pharynx et conduire au SAOS.

² <http://lecerveau.mcgill.ca>

Modification du pharynx par des propriétés :

| géométriques | mécaniques | réflexes des muscles dilatateurs |
|-----------------------------------|---------------------------------|---|
| <i>Position sur le dos</i> | <i>Infiltration graisseuse</i> | <i>Sommeil</i> |
| <i>Sexe masculin</i> | <i>Facteurs génétiques</i> | <i>Alcool</i> |
| <i>Nuque fléchie</i> | <i>Dettes de sommeil</i> | <i>Somnifère</i> |
| <i>Hypertrophie des amygdales</i> | <i>Fragmentation du sommeil</i> | <i>Anesthésie</i> |

Tableau 1.1 Liste des différents facteurs pouvant influencer l'apnée du sommeil au niveau du pharynx.

Durant le sommeil, les muscles deviennent hypotoniques. Le maintien de l'ouverture du pharynx dépend dès lors de sa dimension et de la compliance des tissus mous. Une comparaison a été effectuée par Isono *et al.* entre sujets normal et pathologique à l'état d'éveil et de sommeil (Isono *et al.* 1997). Cette étude schématisée sur la Figure 1.6 montre, pour un sujet apnéique, une compliance des structures plus importante, une lumière pharyngée proche de 0 %, et une activité musculaire pharyngée moins importante.

La figure suivante montre que si les structures des VAS présentent une compliance importante, visible par le fait d'avoir une lumière pharyngée plus faible, alors, pour maintenir l'ouverture des VAS, une augmentation du tonus musculaire est nécessaire.

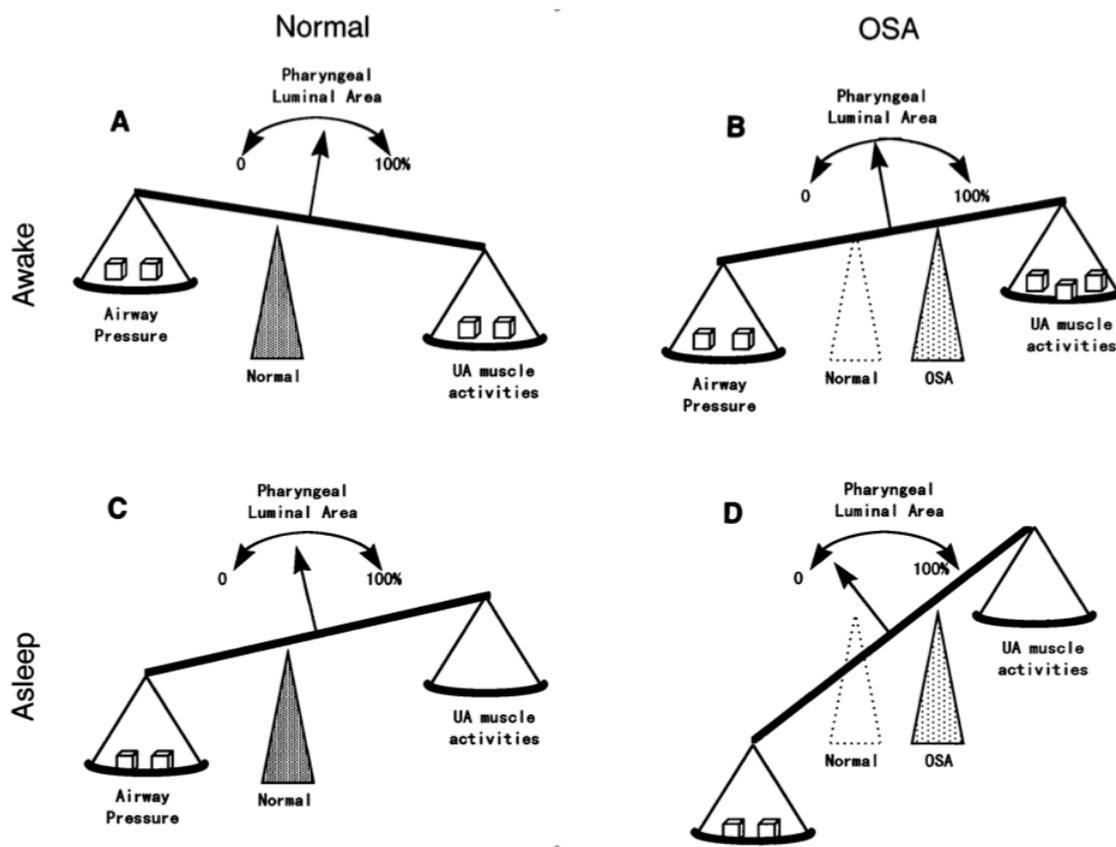


Figure 1.6 Schéma mettant en relief la compensation des muscles pharyngés pour des sujets normaux et apnéiques. Sur le schéma D, en comparaison avec le schéma C, la lumière pharyngée est plus réduite chez un sujet apnéique, centre de la balance plus proche de 0 %, et l'activité musculaire est plus faible, due à une compensation de la pression dans les VAS moins importante (Isono *et al.* 1997).

Les différentes études menées sur les muscles dilatateurs du conduit pharyngé ont montré une activité musculaire plus importante durant la nuit (Wilhoit and Suratt 1987) et même durant la journée chez les patients apnéiques (Suratt, McTier, and Wilhoit 1988). Ces muscles sont également hypertrophiés avec une augmentation des fibres musculaires responsables de la réponse rapide (Sériès *et al.* 1995). Ceci pourrait traduire une réaction de l'organisme pour compenser la taille réduite du pharynx.

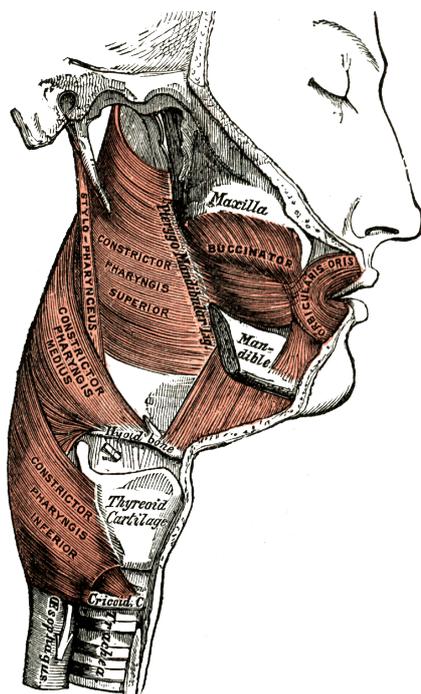


Figure 1.7 Représentation des muscles pharyngés dilatateurs (Drake, Vogl, and Mitchell 2009).

La Figure 1.8 représente trois types d’obstruction dans le pharynx. L’obstruction peut se produire au niveau du nasopharynx par basculement du voile du palais (C) ou de l’oropharynx par basculement de la langue en arrière (D). Et enfin l’épiglotte peut, dans certains cas, se rabattre pour fermer le larynx et empêcher l’air de circuler (E).

On notera que généralement les sites mis en cause dans les occlusions des VAS ne sont pas uniques comme l’indique Isono *et al.* dans le tableau ci-dessous :

| | Sites d’occlusion primaire | Sites d’occlusion secondaire |
|-------------|----------------------------|------------------------------|
| Nasopharynx | 81 % | 8 % |
| Oropharynx | 38 % | 25 % |
| Hypopharynx | 22 % | 33 % |

Tableau 1.2 : Répartition en pourcentage des occlusions « primaires » et « secondaires » dans le nasopharynx, l’oropharynx et l’hypopharynx (étude réalisée sur 64 patients SAS) (Isono *et al.* 1994).

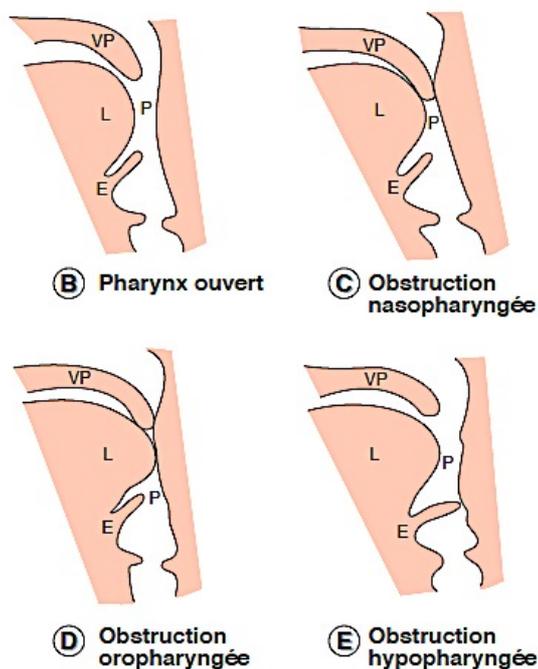


Figure 1.8 Schéma du pharynx et des différentes obstructions du pharynx. (B) représente le pharynx normalement ouvert. Une obstruction au niveau du nasopharynx peut être due au voile du palais (C), au niveau de l'oropharynx, à la langue (D) ou encore plus bas au niveau de l'hypopharynx, à l'épiglotte (E)³.

1.1.5. Larynx

Le larynx s'étend de la quatrième à la sixième vertèbre cervicale. Il est principalement composé d'os cartilagineux translucide. C'est un conduit aérien reliant le pharynx à la trachée et empêchant les aliments d'entrer dans les voies respiratoires inférieures par la fermeture de l'épiglotte. Lors d'une inspiration, le bord libre de l'épiglotte se soulève et le larynx est grand ouvert. Or, lors du sommeil, ce réflexe peut être aboli empêchant l'air de passer dans la trachée.

³ I. Arnulf and J.-P. Derenne. 1999. *Le syndrome d'apnées du sommeil*, vol. 15. Sèvres, FRANCE: EDK.

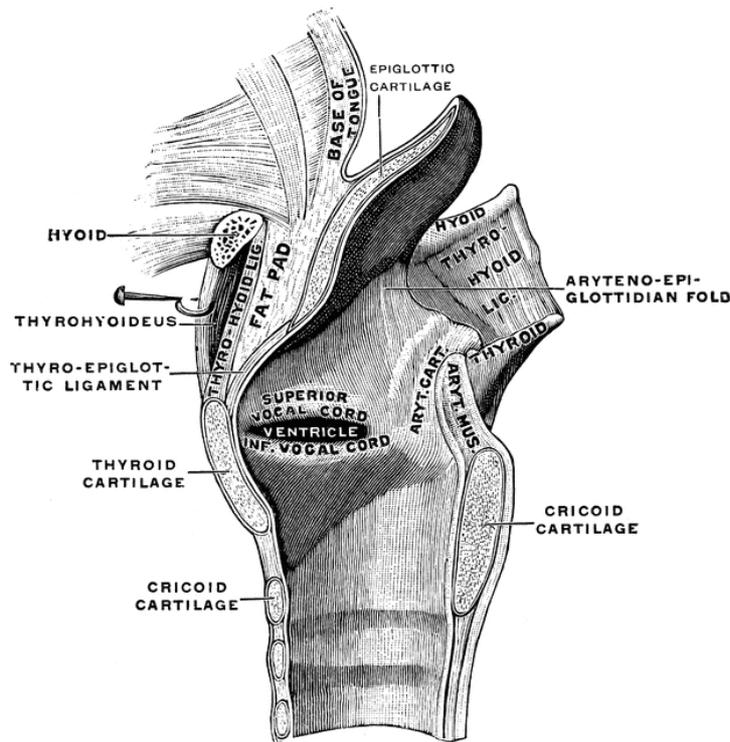


Figure 1.9 Schéma anatomique sagittal du larynx (Drake, Vogl, and Mitchell 2009).

Constitué en majorité de cartilage, lui conférant une compliance faible, le larynx intervient peu dans le SAOS.

L'obstruction du larynx, appelé stridor, apparaît plutôt chez les patients ayant une atrophie multi-systématisée. Contrairement à l'apnée obstructive du pharynx, le stridor nécessite une prise en charge rapide (Yamaguchi *et al.* 2003 ; Giordanella 2010).

1.1.6. Trachée

La trachée s'étend du larynx jusqu'au médiastin à la hauteur de la cinquième vertèbre thoracique. La partie correspondant aux VAS s'arrête à la première vertèbre thoracique ou encore aux sept premiers anneaux.

Contrairement à la plupart des organes, la trachée est très flexible. Elle est constituée d'éléments élastiques lui permettant de s'étirer durant la respiration. Cependant, ces parois contiennent également des cartilages en forme d'anneaux qui,

dans leur partie postérieure, sont ouverts et reliés par le muscle trachéal de Reisseisen, l'empêchant de s'affaisser au gré des variations de pression lors d'une respiration.



Figure 1.10 Schéma anatomique de la trachée (Drake, Vogl, and Mitchell 2009).

Dans le cas de l'apnée du sommeil, la trachée est considérée comme assez rigide pour ne pas être le lieu d'une fermeture des voies aériennes supérieures (Arnulf and Derenne 1999).

1.2. Fonction respiratoire

La respiration est un phénomène physiologique dont la fonction principale est d'apporter l'oxygène (O_2) à l'organisme et de rejeter le dioxyde de carbone (CO_2). La respiration assure donc en permanence un renouvellement de l'air contenu dans les poumons. La fonction ventilatoire est rythmée et automatisée grâce à des centres nerveux situés dans le tronc cérébral. Des nerfs se rendent de ces centres aux muscles respiratoires. Ces centres nerveux sont informés de la teneur en O_2 et en CO_2 contenu dans le sang et adaptent en conséquence le rythme, appelé fréquence respiratoire, et l'amplitude respiratoire qui détermine le débit.

La respiration comprend deux temps : l'inspiration et l'expiration.

1.2.1. L'inspiration

L'inspiration est un phénomène actif qui nécessite la contraction des muscles inspiratoires tels que le diaphragme et les muscles intercostaux. La contraction de ces muscles augmente le volume thoracique et modifie la pression des voies aériennes qui devient inférieure à la pression atmosphérique. Par soucis de simplicité, nous parlerons dans ce cas de pression négative et l'indiquerons par convention par un signe « - ». La figure suivante représente les différents mécanismes mis en jeux lors d'une inspiration.

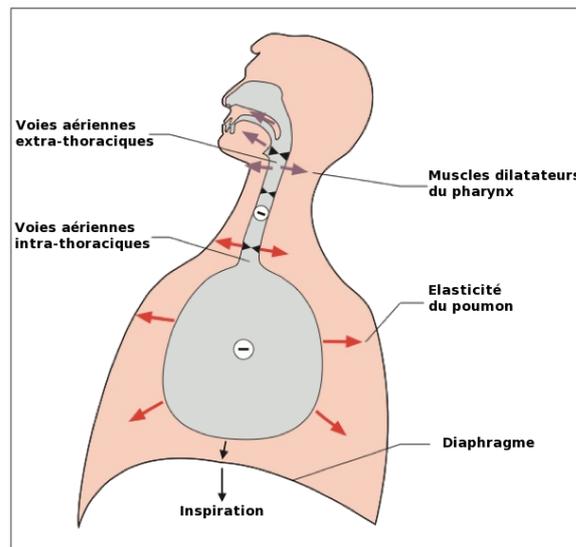


Figure 1.11 Schéma représentant la contraction du diaphragme et des muscles dilatateurs du pharynx lors d'une inspiration. La contraction du diaphragme crée une pression inférieure à la pression atmosphérique, dite « négative », permettant à l'air de pénétrer dans les poumons. Cette pression négative s'applique également sur les parois internes des VAS et tend à fermer le conduit (flèches noires). La contraction des muscles pharyngés va s'opposer à l'action de la pression négative générée et permettre de maintenir les VAS ouvertes (flèches violettes) (Arnulf and Derenne 1999)

Cette pression dite négative tend à fermer les voies aériennes supérieures (flèches noires sur la Figure 1.11). La contraction des muscles dilatateurs (flèches violettes sur la Figure 1.11) permet de contrer cette fermeture.

En revanche, la force de rétractation élastique du poumon, plus importante, n'autorise pas ce phénomène dans les voies intra-thoraciques (flèches rouges sur la Figure 1.11). L'air entre alors dans les poumons jusqu'à ce que les pressions s'équilibrent.

1.2.2. L'expiration

Contrairement à l'inspiration, l'expiration est un phénomène passif sauf dans les cas d'effort physique ou de toux. Ainsi, comme le montre la Figure 1.12, le relâchement des muscles respiratoires crée une pression supérieure à la pression atmosphérique, ce qui permet d'expulser l'air. Cette pression sera indiquée par un signe « + » et sera dite positive.

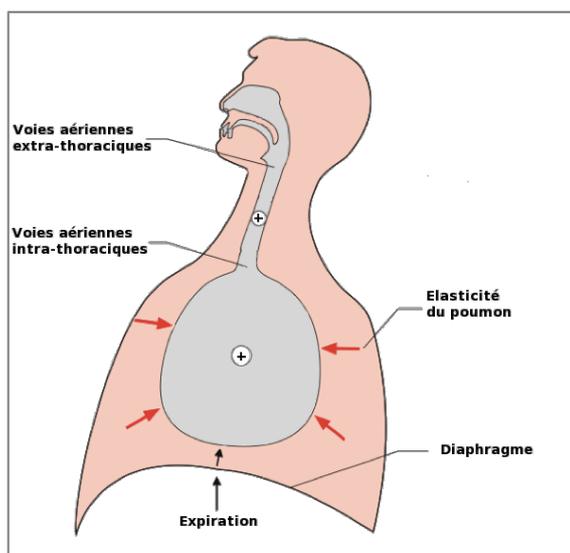


Figure 1.12 Schéma représentant le phénomène d'expiration. Par relâchement des muscles respiratoires, une pression supérieure à la pression atmosphérique est engendrée (signe « + ») permettant d'expulser l'air des voies aériennes vers l'extérieur (Arnulf and Derenne 1999)

Les voies aériennes reprennent alors leur volume initial en attendant un prochain cycle d'inspiration / expiration. L'ensemble de ces mécanismes assure la stabilité des VAS tant à l'inspiration qu'à l'expiration.

Nous verrons par la suite que dans le cas de l'apnée obstructive du sommeil, ces mécanismes sont déréglés et donc ne permettent plus de maintenir l'ouverture des VAS.

1.3. Troubles respiratoires : syndrome d'apnée obstructive du sommeil

Le SAOS est caractérisé par une interruption d'écoulement d'air inspiratoire pendant le sommeil. Cette affection concerne 4 % à 6 % de la population et près de 3 millions de personnes en France. La prévalence tend à augmenter avec l'âge et elle est deux à trois fois plus élevée chez l'homme que chez la femme.

D'autres facteurs - tels que la colère, le stress, les stimulants chimiques ou encore la douleur - perturbent le sommeil. Le schéma suivant (Figure 1.13) liste quelques uns de ces facteurs perturbateurs.

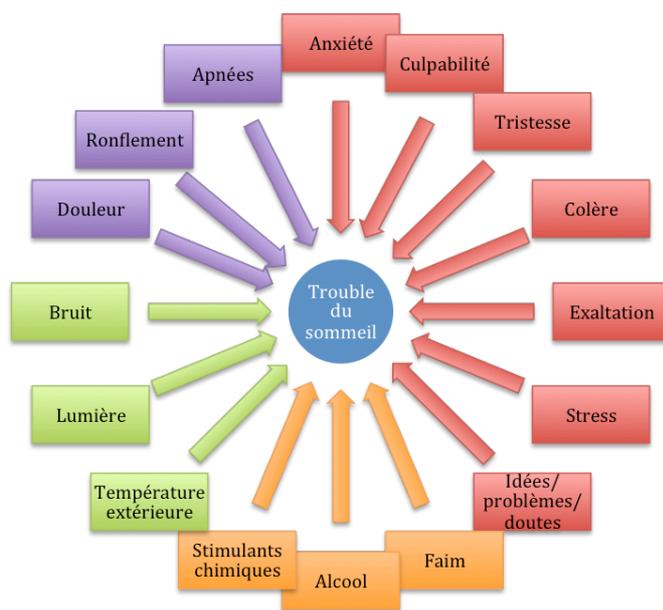


Figure 1.13 Représentation schématique des différents facteurs concourant aux troubles du sommeil. Sous les couleurs violet, rouge et orange sont donnés les facteurs internes d'ordre personnel. La couleur vert regroupe les facteurs externes liés à l'environnement.

D'une part, ces facteurs peuvent être d'ordre personnel. On peut les classer selon qu'ils soient « physiques » (en violet sur la Figure 1.13) tels que le ronflement et l'apnée, « mentaux » (en rouge sur la Figure 1.13) comme la culpabilité et le stress, ou « biologiques » (en orange sur la Figure 1.13) tels que la faim et les stimulants chimiques. D'autre part, on observe des facteurs perturbateurs liés à l'environnement (en vert sur la Figure 1.13). On peut citer le bruit, la lumière ou encore la température extérieure.

Parmi les différents troubles du sommeil occasionnés par ces facteurs, nous pouvons distinguer ceux qui sont d'ordre respiratoire ou non. Les troubles respiratoires durant le sommeil peuvent induire une limitation partielle ou totale de l'écoulement ventilatoire. Nous distinguerons dans un premier temps les troubles associés au ronflement, vibration sonore produite par les tissus mous pharyngés ; puis les obstructions partielles qualifiées par une diminution du débit respiratoire ; enfin les obstructions complètes caractérisées par un débit d'air nulle dans les voies respiratoires.

1.3.1. Ronflement et hypopnée : des troubles précurseurs

Le ronflement est un son généré par le voile du palais ainsi que par les parois molles pharyngées qui entrent en vibration. Il n'est pas qu'une simple nuisance sociale ou conjugale mais semble être la première étape vers une apnée obstructive chez certains sujets (Maimon and Hanly 2010).

1.3.1.1. Ronflement

Pendant longtemps, le ronflement a été considéré comme une simple nuisance sonore et objet de plaisanterie. Ce n'est qu'à partir de 1968 qu'une première étude, sur 200 sujets, a été menée par Ian Robin à l'hôpital de « St Mary » à Londres (Robin 1968). Elle a permis d'avoir de premières valeurs statistiques sur le rapport entre l'âge, le genre, la congestion nasale ou la longueur de la lèvre, et le ronflement. Puis à partir des années 80, les études cliniques ont montré que le ronflement était une maladie liée aux problèmes cardio-vasculaires (Lugaresi *et al.* 1978 ; Lugaresi *et al.* 1980).

La technique la plus utilisée pour caractériser un ronflement est la mesure acoustique. Cette dernière consiste à placer un microphone au dessus du patient et à mesurer le bruit sonore engendré. En 1996, l'équipe de Fiz a étudié et comparé, par mesure acoustique, la différence de son entre un « simple » ronfleur et un ronfleur apnéique (Fiz *et al.* 1996). L'analyse spectrale montre bien une différence entre un ronfleur ne souffrant pas du SAOS (Figure 1.14) et un ronfleur sujet au SAOS (Figure 1.15). Le spectre d'un ronfleur non apnéique contient une fréquence fondamentale et des harmoniques contrairement à un apnéique où l'analyse spectrale révèle un pic à basse fréquence, un étalement de l'énergie et pas d'harmonique. Dans cette étude aucune corrélation entre la fréquence maximale et l'index apnée-hypopnée chez un sujet apnéique n'a cependant pu être trouvée.

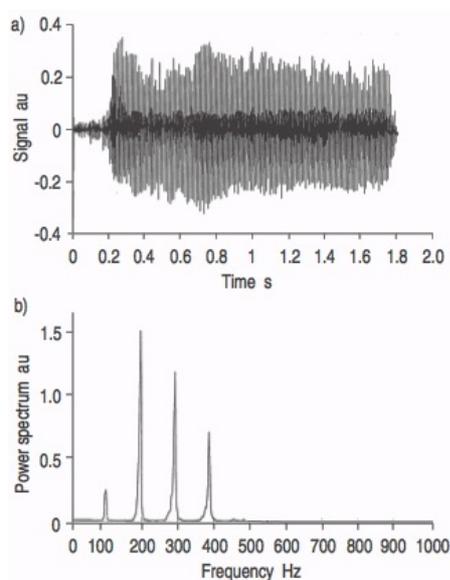


Figure 1.14 Mesure acoustique de ronflement d'un sujet non apnéique. Le graphe (a) représente la mesure temporelle et (b) sa correspondance spectrale (Fiz *et al.* 1996)

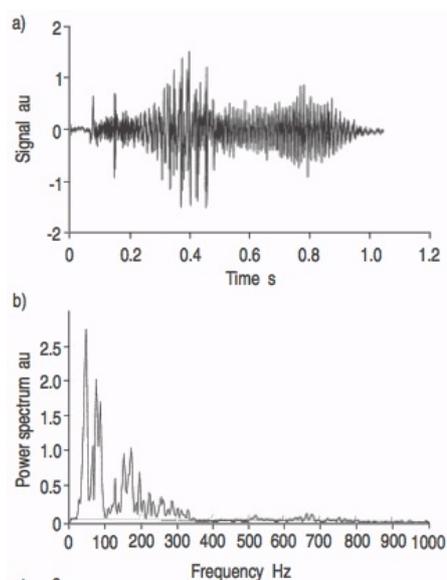


Figure 1.15 Mesure acoustique de ronflement d'un sujet apnéique. Le graphe (a) représente la mesure temporelle et (b) sa correspondance spectrale (Fiz *et al.* 1996)

La portée des différents travaux menés pour étudier les liens entre l'intensité du son d'un ronflement et la sévérité du SAOS est limitée par des échantillons de population trop faibles.

Il fallut attendre 2010 pour qu'une étude ait pu être réalisée sur 2 ans et 1643 patients. Ainsi, une corrélation a pu être observée entre l'intensité du son et la sévérité du SAOS (Maimon and Hanly 2010). Toutes ces analyses montrent qu'il existe une différence entre le ronflement d'un sujet apnéique de celui d'un sujet non apnéique bien qu'à ce jour, les mécanismes sous-tendant la différence entre les signaux enregistrés restent à éclaircir.

Dans des cas de ronflement plus sévère, le médecin traitant pourrait orienter le patient vers un examen supplémentaire en faisant pratiquer une polygraphie ventilatoire afin d'éliminer les risques d'apnée du sommeil (Giordanella 2010).

1.3.1.2. Obstruction partielle : hypopnées

L'hypopnée est caractérisée par une réduction de 50 % du débit d'air pendant plus de 10 s et par une désaturation en oxygène de plus de 4 % (Giordanella 2010). L'index d'hypopnée, correspondant au nombre d'épisodes d'hypopnée par période d'une heure, permet de définir la sévérité de l'obstruction. Les études de risques ainsi que de traitements ne sont pas considérés comme valables sur le seul cas d'hypopnée. La prise en charge des patients apnéiques se fait sur le diagnostic des obstructions simultanément partielles et complètes.

1.3.2. Obstruction complète : apnées

L'apnée est définie comme étant une interruption du passage de l'air pendant au moins 10 s. L'indice d'apnée fait référence au nombre d'épisodes d'apnée par période d'une heure.

Pour le diagnostic du SAOS, la mesure est faite à la fois sur le nombre d'apnée et d'hypopnée par heure. On parle alors d'index d'apnée-hypopnée (IAH). La sévérité du SAOS est classée en fonction du nombre d'événements survenus par heure. Lorsque l'IAH est inférieur à 5, le patient est considéré comme ne souffrant pas de SAOS. Si l'IAH est compris entre 5 et 15 l'affection sera considérée comme faible et pour un IAH supérieur à 30 elle sera considérée comme sévère (Maimon and Hanly 2010).

Le tableau suivant (Tableau 1.3) donne plus de précision sur une échelle à cinq grade de la sévérité des patients apnéiques :

| <i>IAH (/h)</i> | <i><5</i> | <i>5≤IAH<15</i> | <i>15≤IAH<30</i> | <i>30≤IAH<50</i> | <i>IAH≥50</i> |
|-----------------|--------------|--------------------|---------------------|---------------------|--------------------|
| <i>SAOS</i> | <i>Nul</i> | <i>Faible</i> | <i>Moyenne</i> | <i>Sévère</i> | <i>Très sévère</i> |

Tableau 1.3 Répartition de la sévérité de l'affection des patients atteints de syndrome d'apnée obstructive du sommeil en fonction du nombre d'événements par heure (index d'apnée-hypopnée)

1.3.2.1. Historique

Depuis 1956 les personnes souffrant à la fois d'obésité et d'hypoventilation sont diagnostiquées comme ayant le "syndrome de Pickwick", en référence au célèbre personnage de Charles Dickens dans *Fat Joe (Joe le bouffit)* dans *The posthumous paper of the Pickwick (Les papiers posthumes de Pickwick)*, atteint d'obésité, d'hypoventilation et de somnolence (Sidney Burwell *et al.* 1956 ; Dickens 1837).

C'est en voulant étudier la cause de la somnolence, par polysomnographie des patients "pickwickiens", que l'épileptologue Henri Gastaut et son équipe ont mis en évidence, en 1966, un nouveau phénomène survenant durant le sommeil (Gastaut, Tassinari, and Duron 1966). Les résultats montraient des "pauses respiratoires" pouvant engendrer des micro-réveils ou encore le réveil total des patients. Ces micro-réveils sont la cause d'un mauvais cycle de sommeil perturbant la récupération physique et nerveuse. Ils provoquent ainsi des endormissements et des somnolences durant la journée.

Ces phénomènes de "pauses respiratoires" sont qualifiés, de nos jours, d'apnée du sommeil. Mais ce n'est qu'en 1972, que l'équipe de Christian Guillemainault différencie le syndrome de Pickwick du syndrome d'apnée du sommeil (SAS) (Guillemainault, Eldridge, and Dement 1972). Les études de cette équipe montrent que, contrairement au syndrome de Pickwick, le syndrome d'apnée du sommeil n'est pas uniquement lié à

l'obésité. En 1976, cette équipe rapporte la possibilité d'apnée du sommeil chez l'enfant (Guilleminault, Tilkian, and Dement 1976).

1.3.2.2. Déclenchement de l'obstruction des voies aériennes supérieures

L'occlusion des VAS peut résulter d'une obstruction soit d'ordre anatomique, comme une anomalie de la mâchoire, soit mécanique, telle qu'une inefficacité des muscles dilatateurs pharyngés.

Durant le sommeil, une baisse de l'activité des muscles dilatateurs des VAS entraîne une diminution de la pression musculaire nécessaire au maintien de l'ouverture du pharynx. Cette diminution de la pression musculaire engendre un rétrécissement de la lumière pharyngée. Ce rétrécissement conduit au collapsus des VAS. Privé d'air, constaté cliniquement par une baisse de la saturation d'oxygène et une augmentation du taux de dioxyde de carbone dans le sang, cherchant à pallier le manque d'air, l'organisme réagit en augmentant les efforts respiratoires. Ces efforts respiratoires du sujet s'accompagnent par des micro-réveils conduisant à une reprise de la tonicité musculaire et de ce fait à une réouverture des VAS. Une fois la ventilation respiratoire reprise, le sujet retourne à nouveau dans une phase de sommeil. De façon simplifiée, le mécanisme peut être représenté par le schéma cyclique ci-dessous (Weitzenblum and Racineux) (Figure 1.16).

Dans la plupart des cas, ces éveils ou micro-éveils ne sont pas ressentis par le sujet apnéique. Ainsi, la seule façon de déceler préalablement un SAOS est soit par une somnolence diurne excessive qui caractérise le sujet apnéique soit simplement par le constat d'un proche.

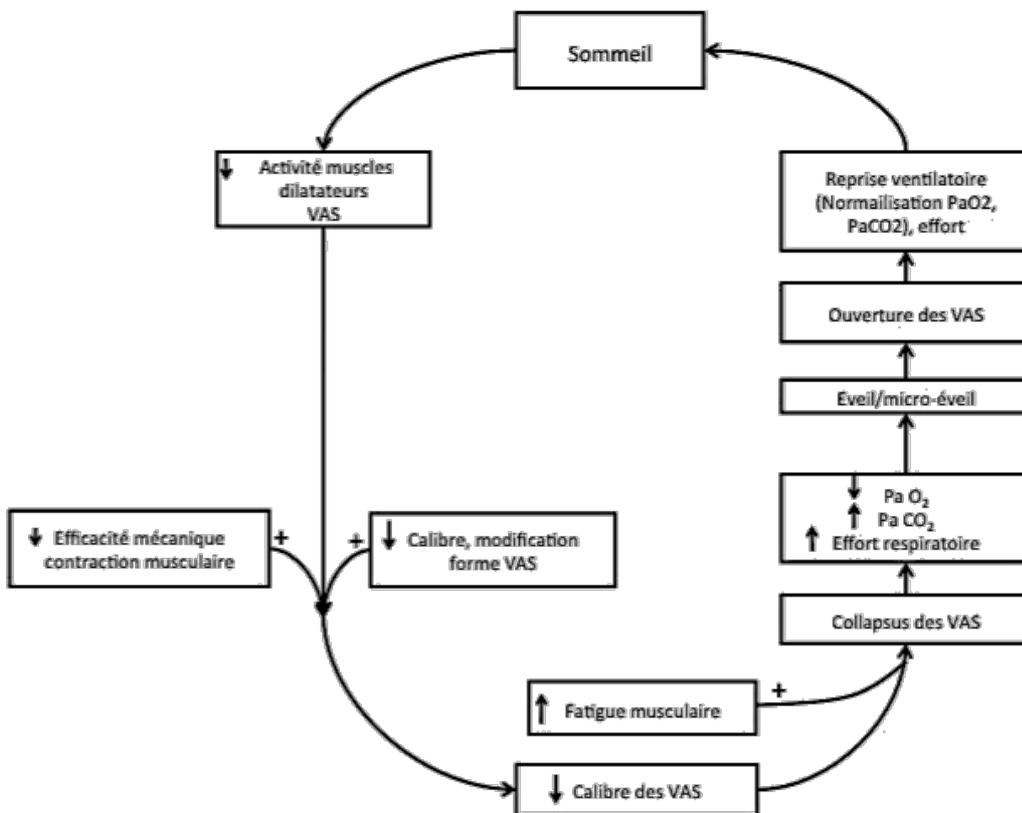


Figure 1.16 Représentation cyclique du mécanisme de l'obstruction / ouverture des VAS. Au cours d'un sommeil, une baisse de l'activité des muscles dilatateurs des VAS conjuguée à une baisse de l'efficacité de la mécanique de contraction musculaire engendre une baisse du calibre des VAS et donc un collapsus. Ceci provoque une baisse de la teneur en O₂, une augmentation du CO₂ et une augmentation de l'effort respiratoire. Si cet effort ne suffit pas, un micro-éveil permet la reprise du tonus musculaire et l'ouverture des VAS et donc la reprise de la ventilation (Weitzenblum and Racineux 2004).

1.3.2.3. Diagnostic clinique

Les personnes impliquées dans le diagnostic sont les proches, le médecin généraliste, le cardiologue ainsi que le dentiste. Les proches ou le sujet font un premier constat par le comportement quotidien : fatigue et/ou somnolence diurne.

Le médecin généraliste peut alors faire un premier diagnostic du SAOS, soit par un questionnaire sur le sommeil soit en évaluant la facilité d'endormissement du sujet au cours de certaines activités. Le cardiologue peut constater de son côté des déficiences cardiovasculaires. Le dentiste peut prévenir des risques par un examen de la morphologie maxillo-mandibulaire. D'autres spécialistes tels que le neurologue, le médecin du travail ou encore le psychiatre peuvent participer au constat du SAOS.

Pour un diagnostic plus complet, la polysomnographie (PSG) reste l'étalon dans l'établissement du SAS. L'examen se fait en milieu hospitalier au cours d'une nuit de sommeil et consiste à enregistrer plusieurs variables physiologiques (rythme respiratoire, rythme cardiaque, électroencéphalogramme, électromyogramme des muscles des bras ou des jambes...). En raison de ses contraintes, de son coût élevé, de la nécessité d'avoir des appareillages spécifiques et un personnel avec une formation adaptée, ce mode de dépistage reste peu utilisé. On pourra noter également que la lecture des données enregistrées est longue et fastidieuse conduisant à des délais de résultats de l'examen de plusieurs semaines ou mois.

Un premier diagnostic à l'aide d'un questionnaire ou de tests de maintien d'éveil peut être préalablement réalisé afin de déterminer le potentiel de risque ou encore la sévérité d'apnée du sommeil.

1.3.2.3.1. Evaluation de l'état de sévérité

a Questionnaire de Berlin

Le questionnaire comporte 3 catégories permettant d'évaluer le risque d'être apnéique (Netzer *et al.* 1999).

Répondez au Questionnaire de Berlin : évaluation du sommeil

Complétez votre taille _____ votre poids _____ votre âge _____ votre sexe _____

| | |
|---|--|
| <p>Catégorie 1</p> <p>1. Est-ce que vous ronflez ?</p> <p><input type="checkbox"/> oui</p> <p><input type="checkbox"/> non</p> <p><input type="checkbox"/> je ne sais pas</p> <p>Si vous ronflez ?</p> <p>2. Votre ronflement est-il ?</p> <p><input type="checkbox"/> Légèrement plus bruyant que votre respiration aussi bruyant que votre voix lorsque vous parlez</p> <p><input type="checkbox"/> plus bruyant que votre voix lorsque vous parlez</p> <p><input type="checkbox"/> très bruyant, on vous entend dans les chambres voisines</p> <p>3. Combien de fois ronflez vous ?</p> <p><input type="checkbox"/> Presque toutes les nuits</p> <p><input type="checkbox"/> 3 à 4 nuits par semaine</p> <p><input type="checkbox"/> 1 à 2 nuits par semaine</p> <p><input type="checkbox"/> 1 à 2 nuits par mois</p> <p><input type="checkbox"/> jamais ou presque aucune nuit</p> <p>4. Votre ronflement a-t-il déjà dérangé quelqu'un d'autre ?</p> <p><input type="checkbox"/> oui</p> <p><input type="checkbox"/> non</p> <p>5. A-t-on déjà remarqué que vous cessiez de respirer durant votre sommeil ?</p> <p><input type="checkbox"/> Presque toutes les nuits</p> <p><input type="checkbox"/> 3 à 4 nuits par semaine</p> <p><input type="checkbox"/> 1 à 2 nuits par semaine</p> <p><input type="checkbox"/> 1 à 2 nuits par mois</p> <p><input type="checkbox"/> jamais ou presque aucune nuit</p> | <p>Catégorie 2</p> <p>6. Combien de fois vous arrive-t-il de vous sentir fatigué ou las après votre nuit de sommeil ?</p> <p><input type="checkbox"/> Presque tous les matins</p> <p><input type="checkbox"/> 3 à 4 matins par semaine</p> <p><input type="checkbox"/> 1 à 2 matins par semaine</p> <p><input type="checkbox"/> 1 à 2 matins par mois</p> <p><input type="checkbox"/> jamais ou presque jamais</p> <p>7. Vous sentez-vous fatigué, las ou peu en forme durant votre période d'éveil ?</p> <p><input type="checkbox"/> Presque toutes les jours</p> <p><input type="checkbox"/> 3 à 4 jours par semaine</p> <p><input type="checkbox"/> 1 à 2 jours par semaine</p> <p><input type="checkbox"/> 1 à 2 jours par mois</p> <p><input type="checkbox"/> jamais ou presque jamais</p> <p>8. Vous est-il arrivé de vous assoupir ou de vous endormir au volant de votre véhicule ?</p> <p><input type="checkbox"/> oui</p> <p><input type="checkbox"/> non</p> <p>Si oui, à quelle fréquence cela vous arrive-t-il ?</p> <p><input type="checkbox"/> Presque tous les jours</p> <p><input type="checkbox"/> 3 à 4 jours par semaine</p> <p><input type="checkbox"/> 1 à 2 jours par semaine</p> <p><input type="checkbox"/> 1 à 2 jours par mois</p> <p><input type="checkbox"/> jamais ou presque jamais</p> <p>Catégorie 3</p> <p>9. Souffrez-vous d'hypertension artérielle ?</p> <p><input type="checkbox"/> oui</p> <p><input type="checkbox"/> non</p> <p><input type="checkbox"/> je ne sais pas</p> <p>INDICE IMC = _____ (voir tableau)</p> |
|---|--|

Figure 1.17 Questionnaire de Berlin. Ce questionnaire permet de renseigner sur le risque d'être apnéique. Il est divisé en trois catégories. Toute réponse dans les cadres est considérée comme positive. Chaque catégorie est considérée comme étant positive si au moins deux réponses positives sont répertoriées. La dernière catégorie est positive si la réponse est « oui » et/ou l'IMC $\geq 30 \text{ kg/m}^2$. Le risque d'être apnéique est faible si une seule catégorie est positive et le risque est élevé si au moins deux catégories sont positives.

En fonction des réponses, le médecin attribuera des points. Dans la catégorie 1, toute réponse à l'intérieur des cadres vaut 1 point et 2 points pour la question 5. La catégorie 1 est dite positive si le score est supérieur ou égal à 2 points. Dans la catégorie 2, toute réponse à l'intérieur du cadre vaut 1 point. De même, la catégorie 2 est dite positive si le score est supérieur ou égal à 2 points.

Enfin 1 point est attribué à la question 9 si la réponse est « oui » et/ou si l'indice de masse corporelle (IMC) est supérieur à 30. La dernière catégorie est dite positive si le score est supérieur ou égal à 1 point.

Le risque d'affection est faible si au plus une catégorie est dite positive. Et il est élevé si au moins deux catégories sont dites positives. Ce questionnaire permet uniquement de classer le patient comme étant à faible risque ou à risque élevé de souffrir d'apnée du sommeil.

La mise en place est simple et l'exploitation facile. Mais la sensibilité ainsi que la spécificité du questionnaire reste faible. La comparaison menée par Fiedmann *et al.* en 2010 entre le questionnaire de Berlin et la polysomnographie a permis d'évaluer la spécificité et sa sensibilité sur 223 patients (Friedman *et al.* 2010). Il en résulte que pour la détermination des patients, la sensibilité varie entre 68 % et 86 % et la spécificité, entre 49 % et 77 %. Enfin, les résultats du questionnaire de Berlin ne sont pas fonction de la sévérité et, par conséquent, ne déterminent pas l'IAH.

b Questionnaire d'Epworth

Contrairement au questionnaire de Berlin, l'échelle de somnolence d'Epworth (ESS) se focalise uniquement sur les facultés d'endormissement d'un patient de façon subjective. Cette échelle permet d'évaluer la sévérité de la somnolence et sa répercussion sur la vie quotidienne.

Ce questionnaire a été introduit par Murray W. John *et al.* de l'Hôpital d'Epworth, Melbourne, Australie, en 1991 (Johns *et al.* 1991). Ces derniers ont également comparé les différents scores obtenus sur des sujets normaux, ronfleurs, apnéiques, narcoleptiques ou insomniaques.

Le patient remplit le questionnaire en fonction de son appréciation. Les points seront comptabilisés avec un total de 24 points maximum. La première colonne, *aucune chance de s'endormir*, vaut 0 point. La deuxième colonne, *faible chance de s'endormir*, vaut 1 point et ainsi de suite. Un score supérieur à 10/24 sur l'échelle d'Epworth indique une plainte à explorer (Giordanella 2010). La valeur de 10 permet d'avoir le meilleur couple spécificité/sensibilité (100 % / 93.5 %) (Johns 2000).

| | aucune chance de s'endormir | faible chance de s'endormir | moyenne chance de s'endormir | forte chance de s'endormir |
|--|---|---|--|--|
| Assis en train de lire | | | | |
| En train de regarder la télévision | | | | |
| Assis, inactif dans un lieu public (cinéma, théâtre, réunion) | | | | |
| Comme passager d'une voiture (ou transport en commun) roulant sans arrêt pendant une heure | | | | |
| Allongé l'après-midi lorsque les circonstances le permettent | | | | |
| Étant assis en parlant avec quelqu'un | | | | |
| Assis au calme après un déjeuner sans alcool | | | | |
| Dans une voiture immobilisée depuis quelques minutes | | | | |

Figure 1.18 Questionnaire permettant d'évaluer la sévérité de la somnolence et sa répercussion sur la vie quotidienne selon l'échelle de somnolence d'Epworth.⁴. Un score est établi à partir de la somme des colonnes avec un maximum de 24 points. La première colonne vaut 0 point, la 2^e vaut 1 point, la 3^e vaut 2 points et la 4^e vaut 3 points.

L'étude, menée en 1991 par l'équipe de l'Hôpital d'Epworth, a permis de confirmer la validité de l'échelle d'Epworth. En effet, les sujets apnéiques ont pu être classés sur cet échelon selon le même ordre que leur classement en fonction de l'IAH.

| | <i>Mean</i> <i>RDI ± SD</i> | <i>Number of subjects</i> <i>(M/F)</i> | <i>ESS score</i> <i>(mean ± SD)</i> |
|--------------------|--------------------------------|---|--|
| Faible SAOS | 8.8 ± 2.3 | 22 (21/1) | 9.5 ± 3.3 |
| Moyen SAOS | 21.1 ± 4.0 | 20 (20/0) | 11.5 ± 4.2 |
| Sévère SAOS | 49.5 ± 9.6 | 13 (12/1) | 16.0 ± 4.4 |

Tableau 1.4 Tableau de comparaison de résultats sur des sujets apnéiques par l'échelle d'Epworth. Le RDI (« Respiratory Disturbance Index ») est l'équivalence de l'IAH (« Index Apnée Hypopnée ») actuellement (Johns 2000).

Cependant, ce questionnaire ne renseigne pas sur la fréquence à laquelle les gens s'endorment devant la télévision par exemple. En sus de ce questionnaire, un examen

⁴ <http://epworthsleepinessscale.com/>

objectif de la somnolence, le test itératif des latences d'endormissement (TILE), est réalisé.

c *Test Itératif de Latence d'Endormissement (TILE)*

Introduit pour la première fois en 1986, ce test vient en complément du questionnaire d'Epworth et permet de connaître le temps d'endormissement d'une personne dans des conditions de calme et d'obscurité (Carskadon *et al.* 1986).

C'est un test que l'on réalise en laboratoire et durant la journée. On demande au patient de s'allonger dans le noir au calme et de ne pas résister au sommeil. Ce test est effectué la première fois 1h30 après le réveil puis toute les 2 heures avec 5 sessions de 34 min au maximum. Le test est arrêté dans les deux cas suivant : soit le sujet ne s'est pas endormi au bout de 20 min soit il s'est endormi et dans ce cas le technicien le laissera dormir 15 min (Arnulf *et al.* 2011; Carskadon *et al.* 1986). On calcule ensuite la latence d'endormissement au cours de chaque test puis la latence moyenne d'endormissement sur l'ensemble des tests. Un temps de latence d'endormissement inférieur à 8 minutes indique une somnolence diurne pathologique, supérieur à 10 min l'absence de somnolence, et entre ces valeurs la considération pathologique doit tenir compte du contexte clinique (Giordanella 2010).

Avant un TILE, un enregistrement polysomnographique peut être effectué la veille sur une durée de 8 heures.

Pendant plusieurs années, le temps de latence d'endormissement significatif n'était pas normalisé. Selon les études, il était fixé à 5 min, 6 min ou 8 min. Cependant, l'étude menée par Murray *et al.* en 2000 montre une spécificité de 73,3 % et une sensibilité de 94,5 % lorsque la limite est de 8 min.

d *Test de Maintien d'Eveil (TME)*

Le TME a été introduit en 1982 par Mitler *et al.* pour mesurer la capacité d'un sujet à se maintenir éveillé (Mitler, Gujavarty, and Browman 1982).

Le patient est placé à plusieurs reprises en position confortable, assis dans un lit. La pièce est légèrement éclairée par une lumière derrière le sujet. Le sujet doit résister au sommeil et garder les yeux ouverts sans regarder la lumière. On va mesurer le temps au bout duquel le patient s'endort. Si le sujet ne s'endort pas, alors le test est arrêté au bout de 20 min. Sinon il est arrêté après l'apparition d'un stade de sommeil pendant plus de 30 s. Un endormissement inférieur à 12 min est considéré comme pathologiques (Vecchierini 2011).

Dans le cas de la limite à 12 min, la sensibilité est de 84,3 % et la spécificité de 98,4 %.

Ce test est utilisé pour montrer l'efficacité d'un traitement. Par exemple, il est demandé à certains patients afin de pouvoir obtenir leur permis de conduire. Il est adapté à la narcolepsie ou l'apnée du sommeil.

Malgré la grande utilisation de ces tests, ils ne reflètent pas la réalité de l'endormissement face à une activité normale et régulière. Et effet, beaucoup de gens s'endorment en moins de 20 min lorsqu'ils sont dans ces conditions et qu'ils ne font rien! Et à l'opposé, certaines personnes tellement stressées par cet examen ne vont s'endormir à aucun des tests alors qu'ils seraient capables de s'endormir ! Ces résultats sont également constatés par la comparaison des différents tests effectués par Murray *et al.* en 2000. Dans ces résultats, ils constatent que l'échelle d'Epworth est plus précise que les tests d'endormissement puisqu'elle reflète plusieurs types d'endormissement. L'inconvénient des tests d'endormissement est qu'ils nécessitent une journée entière voire une nuit supplémentaire si une PSG est nécessaire.

e Polygraphie ventilatoire

La polygraphie ventilatoire permet l'enregistrement de paramètres respiratoires (flux aérien, efforts respiratoires et saturation en oxygène) et l'ECG (Jaber, Kamel, and Sebbane 2008).

La Figure 1.19 représente des tracés de mesures obtenues lors d'une polygraphie ventilatoire. Contrairement aux autres types d'apnée, l'apnée centrale présente une pression œsophagienne nulle. Pour les apnées obstructives et les hypopnées, on constate

une augmentation de la pression œsophagienne pour palier le manque de flux. Dans la pratique, la mesure du flux n'est pas égale à zéro puisque le signal est bruité. La mesure est donc effectuée lorsque le signal chute de 10 % pendant au moins 10 s. Cette valeur de 10 s est totalement arbitraire (Krieger 2011). Les hypopnées étant encore plus difficiles à observer et à quantifier, elles sont généralement regroupées avec les apnées et caractérisées par une diminution du flux d'air d'au moins 50 % et d'une baisse d'oxygène d'au moins 3 %.

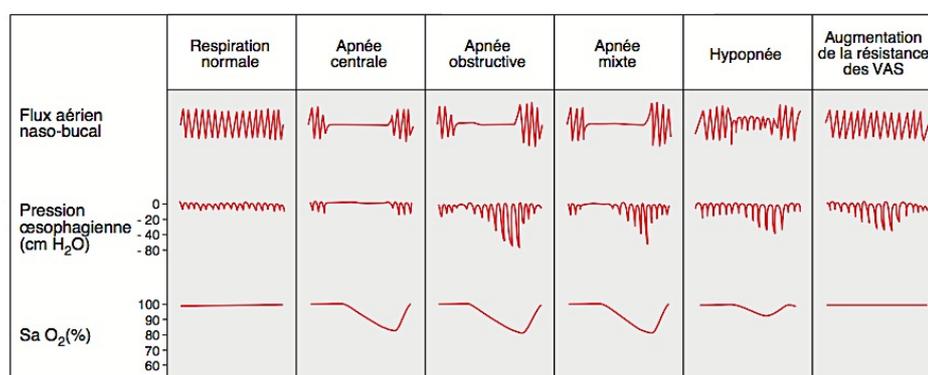


Figure 1.19 Diagramme des paramètres respiratoires de mesure lors d'une polygraphie ventilatoire. Les apnées centrales sont caractérisées par une annulation du flux et une pression œsophagienne nulle. Les apnées obstructives sont aussi caractérisées par une annulation de flux mais une pression œsophagienne croissante. Les apnées mixtes sont la combinaison d'une apnée centrale et d'une apnée obstructive. Enfin les hypopnées sont caractérisées par une baisse de la ventilation d'au moins 50 % accompagnée par une baisse de la saturation O₂ (Arnulf *et al.* 1999).

La polygraphie présente l'avantage d'avoir des délais de réalisation courts, une mise en place et une analyse simple et la possibilité d'être effectuée à domicile.

f Polysomnographie (PSG)

Un enregistrement PSG repose sur l'acquisition de paramètres cardio-respiratoires et électroencéphalographiques. Il est également associé à un électrooculogramme (EOG) et à un électromyogramme (EMG). Les paramètres respiratoires sont mesurés grâce à des capteurs situés au niveau du nez et de la bouche.

Un capteur de mouvement est ajouté sur la cage thoracique. D'autres paramètres, à conséquences immédiates, telles que la saturation en oxygène, la fréquence cardiaque et la pression artérielle, sont enregistrés. Une vidéo et un microphone peuvent être ajoutés afin d'évaluer les mouvements et les ronflements produits. Une comparaison de résultats de PSG entre un sujet sain et un sujet malade sont représentés sur les Figure 1.20 et Figure 1.21.

Les délais pour obtenir une polysomnographie sont de plusieurs semaines ou mois, ce qui est peu compatible avec ce type de patients pour qui les réponses devraient être fournies assez rapidement. De nombreux centres de sommeil prennent peu ou pas en charge les patients ayant une plainte prédominante d'insomnie (Giordanella 2010). Afin de faire face à cette demande croissante et de manière à réduire le coût, des polysomnographies peuvent être réalisées en « ambulatoire ». Dans ce cas, le sujet est équipé au laboratoire et retourne dormir chez lui. Les études menées sur les PSG à domicile tendent à montrer une efficacité équivalente voire supérieure à celles menées en hôpital (Bruyneel *et al.* 2011).

Il y a deux types de centre de sommeil : les centres pluridisciplinaires et les centres spécialisés. Les centres pluridisciplinaires prennent en charge tous les types d'affection liés au sommeil. Parmi les centres spécialisés, nous pouvons citer la pneumologie, destinée au diagnostic des troubles respiratoires, ou la pédiatrie, pour la prise en charge des troubles du sommeil chez l'enfant.

Les centres de sommeil les plus facilement identifiés sont les centres agréés par la Société Française de Recherche et Médecine du sommeil (SFRMS) qui a également reconnu et signé le *guideline* établi par la Société Européenne du Sommeil permettant de définir un centre du sommeil (Pevernagie *et al.* 2009). Tous les centres de sommeil ne sont pas reconnus par la SFRMS car un agrément est nécessaire. La France n'ayant pas d'agrément national, il est difficile de répertorier les centres de sommeil, contrairement à l'Allemagne où il existe, par exemple, «*Société Allemande de Médecine du Sommeil* » qui gère sur le plan national les centres de sommeil.

Après avoir établi et confirmé les premiers résultats indiquant un SAOS, des examens plus spécifiques pourront être effectués. Ces examens permettent de traiter le sujet de façon locale, par une chirurgie, ou de façon plus globale par Pression Positive Continue.

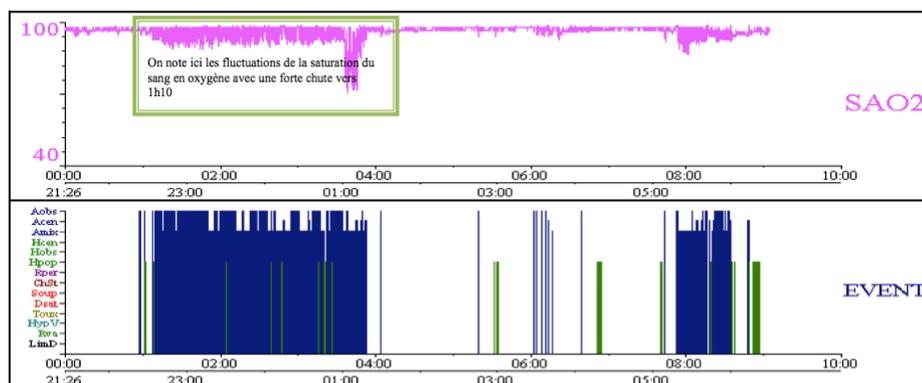


Figure 1.20 Courbes des paramètres acquis au cours d'une polysomnographie d'un sujet apnéique. Ici seuls sont représentés la saturation en oxygène et les différents événements associés.

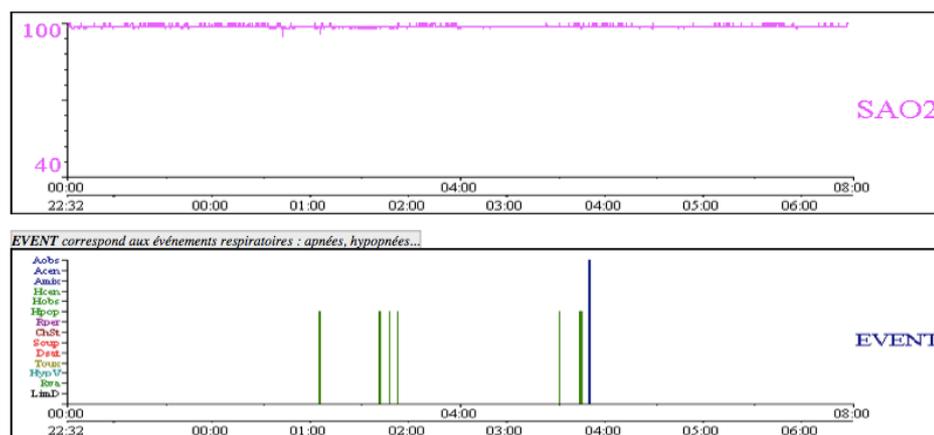


Figure 1.21 Courbes des paramètres acquis au cours d'une polysomnographie d'un sujet sain. Ici seuls sont représentés la saturation en oxygène et les différents événements associés.

1.3.2.3.2. Moyen actuel d'exploration des patients apnéiques

Après la confirmation du diagnostic du syndrome d'apnée obstructive du sommeil et avant l'instauration du traitement, on procède souvent à une imagerie des VAS pour recueillir des données complémentaires sur l'anatomie.

a *Examen Oto-Rhino-Laryngologie*

Un test ORL permet de repérer les facteurs éventuels d'obstruction dans la sphère ORL. Ce test permet d'évaluer les facteurs obstructifs des VAS.

Pour avoir des mesures de la résistance nasale en inspiration et expiration, une rhinomanométrie peut être effectuée. Il est à signaler que cette technique de mesure nécessite la position assise et se montre difficile pour une mise en œuvre au cours du sommeil du sujet. Ceci conduit à une évaluation incomplète de l'impact de la résistance nasale sur le SAOS. Pour exemple, l'équipe d'Andrea De Vito constate une augmentation de la résistance nasale en position allongée (De Vito *et al.* 2001).

Par ailleurs, une pharyngoscopie permettra d'explorer la partie pharyngée dans le cas de suspicion d'obstacle à ce niveau.

Dans les deux cas, le patient pourra être amené à effectuer la manœuvre de Muller. Cette manœuvre consiste à inspirer fortement avec les narines légèrement bouchées. Cela augmente la résistance nasale et crée par conséquent une pression négative plus importante dans les VAS. Cette manœuvre permet de voir où le collapsus sur les VAS est le plus important.

b *Imagerie des voies aériennes supérieures*

Les images des VAS sont généralement acquises en état d'éveil alors que le SAOS survient pendant le sommeil en position allongé sur le dos. Parmi les techniques d'imagerie, nous pouvons citer la radiologie céphalométrique, la tomodensitométrie par rayons X (CT) et l'IRM (Richard J. Schwab and Goldberg 1998). L'imagerie des VAS a surtout permis de mieux évaluer les effets des traitements comme la perte de poids, la chirurgie d'avancement mandibulaire et l'utilisation d'orthèse.

La première imagerie utilisée, par sa simplicité et sa rapidité, est la radiographie. Grâce à elle, les médecins ont pu établir une différence anatomique entre un sujet normal et apnéique, un sujet normal et un ronfleur. Les patients atteints SAOS ont montré un pharynx plus rétréci, une langue plus large ou un palais mou plus épais (De Berry-Borowiecki, Kukwa, and Blanks 1988)(Shepard *et al.* 1991).

La Figure 1.22 montre une radiographie céphalométrique latérale d'une patiente atteinte du SAOS présentant un rétrécissement au niveau du pharynx.



Figure 1.22 Radiographie céphalométrique latérale d'une patiente atteinte du syndrome d'apnée obstructive du sommeil (SAOS), montrant des dimensions étroites du passage au niveau pharyngé (flèches) (Goodday *et al.* 2001).

Une autre technique, particulièrement utilisée par les dentistes, est la tomographie volumique à faisceau conique ou « Cone Beam CT (CB-CT) » qui autorise une acquisition 3D. La Figure 1.23 montre une reconstruction 3D d'un CB-CT présentant un rétrécissement au niveau du pharynx :

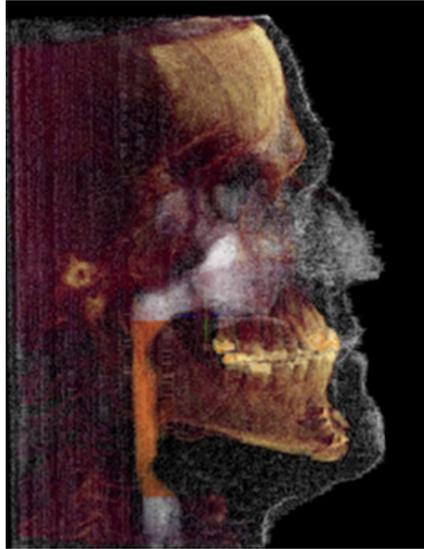


Figure 1.23 Reconstruction 3D d'une tomographie volumique à faisceau conique. Sujet ayant un indice apnée-hypopnée de 21 IAH/h. La surface significative est de 59,5 mm² (Schendel, Powell, and Jacobson 2011)

L'avantage de la technique précédente est qu'elle repose sur la forme du tube à rayon X avec une radiation plus large et donc plus faible qu'en imagerie clinique.

En 2008, l'étude de Yamashi *et al.* a mis en avant la grande efficacité dans la mesure des surfaces dans les VAS par CB-CT (Yamashina *et al.* 2008).

En conclusion, la radiographie céphalométrique est peu utilisée car elle ne représente qu'une visualisation 2D des VAS et est peu sensible aux tissus mous. Une étude menée par Muto *et al.* montre qu'un recule de 10 mm de la mandibule implique une diminution de 0,4 mm du passage au niveau du pharynx sur le plan coronal (Muto *et al.* 2008). Cependant, elle présente l'avantage d'être peu coûteuse et disponible dans l'ensemble des hôpitaux. A la différence des autres scanners CT, le CB-CT présente un faisceau à rayon X conique qui permet de couvrir des surfaces plus importantes et d'éviter de faire bouger le patient. Cette forme conique permet également de réduire la dose absorbée par le patient. Cependant le CB-CT reste moins sensible que l'imagerie par résonance magnétique (IRM) aux tissus mous.

L'IRM a l'avantage de fournir une meilleure visualisation des tissus mous. C'est ce que nous verrons au chapitre suivant.

Un exemple d'acquisition IRM sur un sujet apnéique est présenté à la Figure 1.24. Sur cette acquisition, en comparaison à un sujet sain, on observe une zone pharyngée plus rétrécie ainsi qu'un voile du palais et une langue plus volumineuse.



Figure 1.24 Imagerie des VAS d'un sujet apnéique par IRM. Les flèches montrent un rétrécissement au niveau du pharynx (flèche épaisse) et une langue et un voile du palais plus volumineux (flèches fines) (Richard J. Schwab and Goldberg 1998).

En définitive, après avoir correctement diagnostiqué le patient SAOS, avoir localisé et/ou identifié le problème, un traitement adéquat devrait alors être envisagé.

1.3.2.4. Traitement du syndrome d'apnée du sommeil

Il existe plusieurs types de traitement du SAOS. Nous pouvons citer ceux qui sont d'ordre mécanique : l'appareil à pression positive continue (PPC) et l'orthèse d'avancée mandibulaire (OAM). Il existe aussi les alternatives chirurgicales : avancée maxillo-mandibulaire (AMM) ou uvulopalatopharyngoplastie (UPPP).

Cependant, pour une meilleure efficacité du traitement, il doit être complété par la perte de poids si le patient a tendance à être obèse. Plusieurs études ont démontré que la perte de poids a un impact sur le syndrome d'apnée obstructive du sommeil (Strobel and Rosen 1996). L'effet sur le SAOS n'est pas complètement connu. La perte de poids pourrait avoir un effet sur la pression des tissus appliquée sur les parois pharyngées, sur la réduction de tissus adipeux sur la paroi pharyngée. La perte de 10 % du poids pourrait engendrer une réduction jusqu'à 26 % de l'index d'apnée-hypopnée.

1.3.2.4.1. Traitements non chirurgicaux

a *Pression Positive Continue (PPC)*

Parmi les différents traitements qui existent, la référence est l'appareillage par pression positive continue quelle que soit la sévérité du SAOS.



Figure 1.25 Exemple de masque pour un traitement par pression positive continue.

Le principe de la PPC a été proposé par Sullivan *et al.* en 1981 puis le système a été mis sur le marché en 1985 (Sullivan *et al.* 1981). L'idée est de contrebalancer l'effet de la pression négative dans les VAS. Une fois activé, pendant l'inspiration, l'appareil pulse de l'air avec une surpression suffisante permettant d'ouvrir les VAS (Figure 1.26).

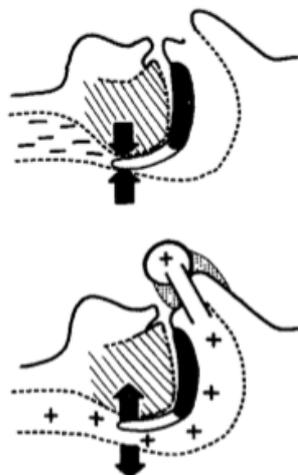


Figure 1.26 Schéma de principe de la ventilation à pression positive continue (PPC) (Sullivan *et al.* 1981)

Lors d'une inspiration, l'appareil délivre de l'air à une pression prédéfinie par le médecin du sommeil afin de maintenir ouvertes les VAS et de permettre le passage l'air.

L'étude sur patient pour différentes pressions positives montre bien un élargissement des VAS au niveau du pharynx (Figure 1.27) :

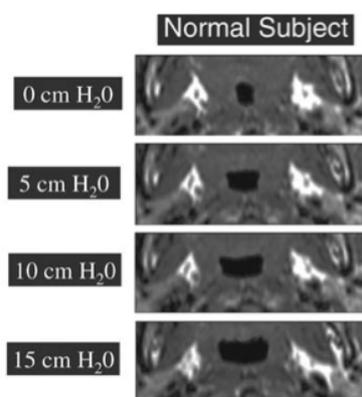


Figure 1.27 Effet de la pression positive dans les VAS. Une augmentation de la surface est remarquée en fonction de l'augmentation de la pression appliquée (Schwab *et al.* 1995).

Une étude sur la mesure de saturation a été également faite durant toute une nuit. La Figure 1.28 montre une différence dans la saturation en oxygène ($Sa O_2$) sans et avec la PPC. A partir du moment où la PPC est appliquée, on observe une augmentation et une stabilisation de la $Sa O_2$ dans le sang.

La PPC est un traitement perçu comme relativement contraignant par le patient et son entourage. Le taux d'acceptation initiale se situe entre 50 % et 95 % selon les études. La probabilité de poursuivre le traitement par PPC à 5 ans est évaluée à 68 %. Selon les études, l'utilisation effective de la PPC se situe entre 4 et 7 h par jour (Giordanella 2010).

La principale limitation de la PPC est liée à la tolérance du patient. Le port du masque peut entraîner une gêne durant la nuit ou provoquer de la claustrophobie. Des cas de congestion nasale, d'irritation pharyngée ou encore d'inconfort au niveau de la mâchoire ont été recensés.

Malgré son efficacité prouvée et son remboursement en France, seuls 230 000 apnéiques en sont équipés sur le million de malades estimé.

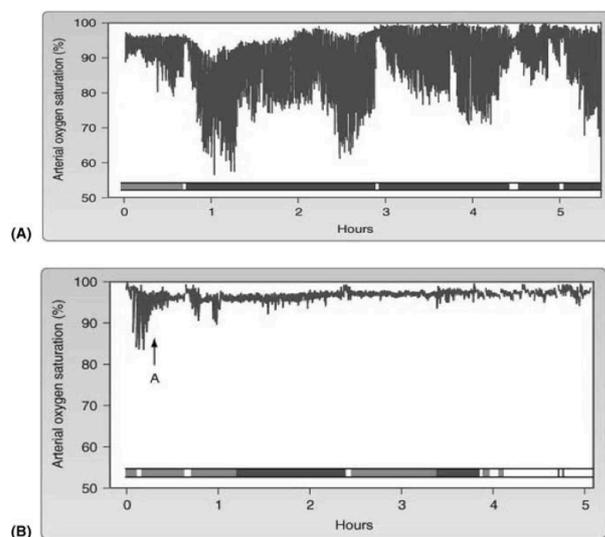


Figure 1.28 Mesure de la saturation en oxygène (en %) durant toute une nuit pour un patient sans appareillage à pression positive continue (A) et avec (B). La pression positive ne fut appliquée qu'à partir du point A (Sullivan *et al.* 1981).

b *Orthèse d'avancée mandibulaire (OAM).*

Les études concernant les orthèses et leurs applications pour le SAOS ont commencé à partir de 1995 (Thorpy *et al.* 1995). L'OAM repose sur l'avancée passive de la langue ou de la mâchoire mandibulaire. La traction en avant de la langue permet d'augmenter l'ouverture du pharynx. Cet appareil est fait sur mesure par un chirurgien dentiste (Henke, Frantz, and Kuna 2000). Il est particulièrement indiqué dans le cas d'une intolérance à la PPC.



Figure 1.29 Orthèse d'avancée mandibulaire (OAM) (Henke *et al.* 2000).

Son efficacité a été montrée par la baisse des IAH ainsi que la diminution de la désaturation et des micro-éveils. L'étude menée par Henke *et al.* en 2000 présente, dans l'ensemble des cas, une baisse significative de l'IAH lorsque les sujets portent une orthèse mandibulaire (Figure 1.30) (Henke, Frantz, and Kuna 2000).

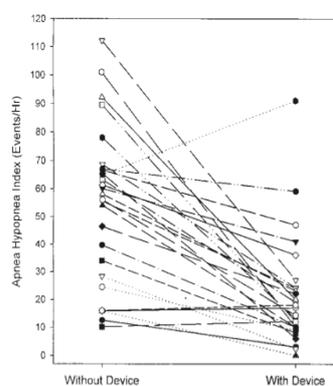


Figure 1.30 Mesure de l'index d'apnées-hypopnées avec et sans l'utilisation d'orthèse d'avancée mandibulaire (Henke *et al.* 2000).

La visualisation par IRM de l'effet d'une OAM affiche une augmentation de la lumière pharyngée (Figure 1.31).

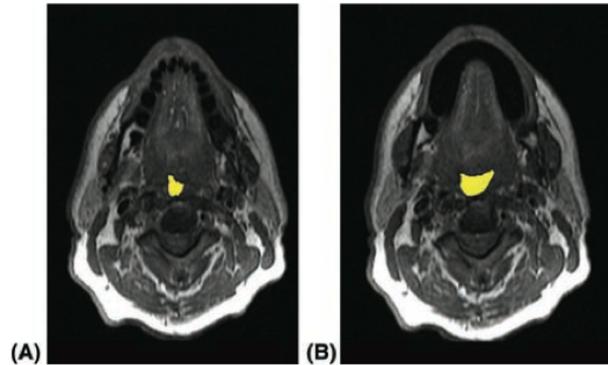


Figure 1.31 Imagerie par résonance magnétique axial sans orthèse (A) et avec une orthèse d'avancée mandibulaire (B). En jaune a été coloriée la lumière pharyngée. Une nette augmentation de la section à droite est notable.

Il s'agit d'une solution efficace pour laquelle l'offre de soins reste encore très inférieure aux besoins de la population.

Si l'intérêt pour l'orthèse d'avancée mandibulaire est certain, plusieurs facteurs limitent sa diffusion :

- l'état dentaire du patient
- l'insuffisance de praticiens spécialistes
- la nouveauté du concept de relation interdisciplinaire d'un spécialiste du sommeil et d'un chirurgien dentiste.
- l'absence de standardisation de la technique (type d'appareillage, réglage, surveillance)
- l'absence de prise en charge - tandis que la PPC l'est.

Si la thérapie non chirurgicale s'avère inadaptée, un traitement chirurgical sera envisagé. Il sera également adapté en fonction du patient.

1.3.2.4.2. Traitements chirurgicaux

La première opération pour corriger l'obstruction des voies aériennes des cas pickwickiens fut envisagée en 1969 (Kuhlo, Doll, and Franck 1969). Cette opération consistait à « court-circuiter » les VAS par trachéotomie. Cependant, la réticence des patients à la trachéotomie a poussé la recherche à envisager d'autres méthodes.

a *Chirurgie nasale*

Une obstruction nasale peut être due à une déviation de la cloison ou alors à des valves nasales non coniques. La chirurgie nasale ne corrige pas complètement les patients atteints de SAOS mais peut améliorer l'IAH et la qualité de vie (Höijer *et al.* 1992).

Un exemple de chirurgie nasale permettant de maintenir l'ouverture des narines est présenté à la Figure 1.32.



Figure 1.32 Chirurgie nasale. Maintien de l'ouverture des cloisons nasales par transplantation d'un morceau de cartilage au niveau des narines (Goode 2002).

b *Avancement maxillo-mandibulaire (AMM)*

La chirurgie d'avancement mandibulaire est apparue dans les années 1979-1980 (Bear and Priest 1980) et permet d'élargir le passage au niveau du pharynx.

La Figure 1.33 montre une reconstruction 3D des images obtenues par CB-CT d'un patient avant et après chirurgie AMM. On constate une nette réouverture du

pharynx après l'opération. En effet, les mesures donnent un volume de 20,69 cm³ au lieu de 10,97 cm³.

L'étude menée sur 38 patients par Hochban *et al.* (Hochban *et al.* 1997) a révélé une diminution de l'IAH à moins de 10 points chez 37 patients. D'autres études confirment également l'efficacité de cette technique.

Cette prise en charge nécessite des équipes formées en chirurgie maxillo-faciale et s'adresse aux patients pour lesquels une avancée mandibulaire est envisageable par rapport à leurs antécédents et à l'analyse squelettique faciale. Le nombre de personnes opérées, en France, est cependant très faible. Il est estimé inférieur à 200 patients par an. Cette faible proportion peut être expliquée par l'âge tardif de découverte de la maladie, la crainte des modifications esthétiques engendrées et aussi par le manque d'information sur cette possibilité chez les médecins. Le risque chirurgical est aussi un frein à cette technique (Giordanella 2010).

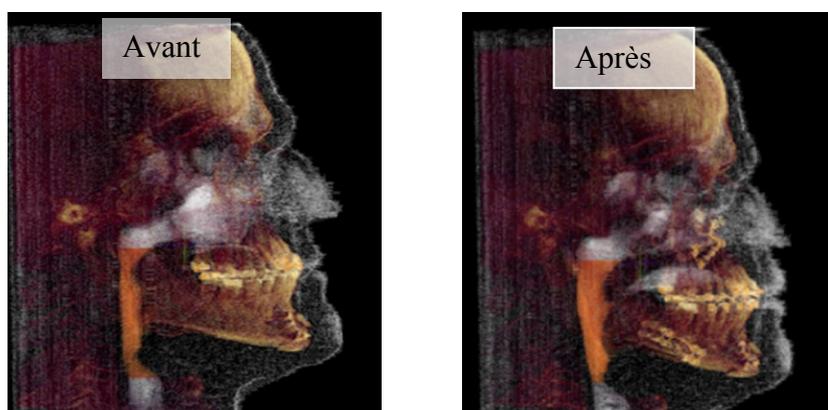


Figure 1.33 Cone beam CT avant et après chirurgie d'avancement maxillo-mandibulaire.

c *Uvulopalatopharyngoplastie*

La technique d'uvulopalatopharyngoplastie a été utilisée pour traiter le SAOS en 1981 par Fujita *et al.* (Fujita 1981). C'est une intervention chirurgicale permettant une ablation des tissus mous en excès obstructifs au niveau de la gorge : la luette, le palais mou et/ou les amygdales.



Figure 1.34 Uvulopalatopharyngoplastie (Kushida 2007) .

Cette chirurgie est considérée modérément efficace, 39 % pour le SAOS. Ce faible taux est lié, d'une part, à la dégradation des résultats dans le temps (rapport ANAES 1999), d'autre part, à la présence d'un second point pathologique. Chez certains patients, elle reste cependant la solution de choix en raison d'une anatomie particulière et permet de guérir le patient.

Conclusion Chapitre 1

Au cours de ce chapitre, nous avons constaté que des facteurs anatomiques et/ou mécaniques pouvaient engendrer des apnées obstructives du sommeil. Plusieurs méthodes, plus ou moins efficaces, permettent de diagnostiquer le SAOS. On pourra retenir les questionnaires de Berlin ou d'Epworth, les polygraphies ventilatoires ou les polysomnographies, mais également la radiographie céphalométrique, la tomographie volumique à faisceau conique et l'imagerie par résonance magnétique.

Les questionnaires de Berlin ou d'Epworth permettent de confirmer ou d'infirmer, la présence d'un risque de trouble du SAOS. Du fait de leur simplicité, ils présentent l'avantage de pouvoir être effectués chez le médecin traitant et d'avoir une réponse rapide. Ils présentent cependant une spécificité et une sensibilité faibles. Le questionnaire de Berlin a une sensibilité qui varie entre 68 % et 86 % et une spécificité, de 49 % à 77 %. Cependant, ces questionnaires sont fréquemment utilisés car leur coût est faible et ils ne nécessitent aucun matériel spécifique.

En complément, des examens peuvent être faits en laboratoire du sommeil. Des tests de latence d'endormissement ou de maintien d'éveil permettent de mesurer le temps d'endormissement d'un patient mis dans des conditions de confort. Ces deux techniques peuvent conduire à de mauvaises interprétations car les conditions de mesure ne sont pas habituelles. En particulier, certains sujets stressés par l'examen ne parviennent pas à dormir.

Les méthodes les plus précises pour confirmer un SAOS sont les polygraphies ventilatoires et les polysomnographies. Ces deux enregistrements mesurent des paramètres de respiration, de saturation en oxygène mais également des paramètres cardiovasculaires, cérébraux et musculaires. Durant toute une nuit, ces paramètres sont enregistrés puis interprétés par un spécialiste du sommeil.

Pour imager les VAS et localiser les éventuels problèmes, trois techniques sont utilisées : la radiographie céphalométrique, la tomographie volumique à faisceau conique ou l'imagerie par résonance magnétique. La radiographie céphalométrique s'est avérée très précieuse dans les premiers diagnostics des syndromes d'apnée obstructive

du sommeil par son coût faible et sa disponibilité dans l'ensemble des établissements. Toutefois, cette technique est limitée par une acquisition 2D et une sensibilité très faible vis-à-vis des tissus mous. La tomographie volumique à faisceau conique permet quant à elle d'explorer en 3D les VAS. Construit pour imager les structures maxillo-faciales, il est possible d'acquérir en une seule rotation la totalité des structures. La reconstruction 3D est ensuite faite par un logiciel dédié. La résolution peut atteindre $0,2 \text{ mm}^3$. Néanmoins, les tissus mous sont moins visibles qu'en IRM et l'exposition aux radiations empêche l'utilisation répétée. L'IRM acquiert avec une plus grande spécificité des images 3D des tissus mous. La mesure des surfaces pharyngées et des tissus est ainsi plus précise et n'est pas contrainte par la limitation de la dose d'irradiation et du caractère ionisant des rayons X. Contrairement aux autres techniques, l'IRM est réalisée en position allongée sur le dos, position du sommeil pour laquelle surviennent la plupart du temps les obstructions.

Nous verrons dans les chapitres qui suivent qu'à travers l'acquisition d'images par résonance magnétique un certain nombre de paramètres des VAS, caractérisant non seulement la morphologie mais aussi l'état, la structure et la fonction du tissu et du gaz au cours du cycle respiratoire peuvent être extraits. A l'aide de sa résolution temporelle, les structures des VAS en mouvement ont pu être visualisées. A cela, nous pouvons ajouter l'utilisation de gaz polarisés comme traceurs pour visualiser le passage du fluide dans les VAS et mesurer le débit et les profils de vitesse. Enfin, l'apparition de l'élastographie alliant propagation d'onde mécanique dans les tissus et acquisition IRM a ouvert la possibilité d'obtenir des paramètres biomécaniques des structures telle que la rigidité locale des tissus.

Bibliographie Chapitre 1

- Arnulf, Isabelle. 2011. Recommandation SFRS de Bonnes Pratiques Cliniques (R1): Procédure de Réalisation Des Tests Itératifs de Latence D'endormissement (TILE) Cliniques. SFRMS - Société Française de Recherche et Médecine du Sommeil.
- Arnulf, Isabelle, and J.-P. Derenne. 1999. *Le Syndrome D'apnées Du Sommeil*. Vol. 15. Sèvres, FRANCE: EDK.
- Bear, S. E., and J. H. Priest. 1980. "Sleep Apnea Syndrome: Correction with Surgical Advancement of the Mandible." *J Oral Surg* 38 (7): 543–49.
- Bruyneel, M., C. Sanida, G. Art, W. Libert, L. Cuvelier, M. Paesmans, R. Sergysels, and V. Ninane. 2011. "Sleep Efficiency during Sleep Studies: Results of a Prospective Study Comparing Home-Based and in-Hospital Polysomnography." *J Sleep Res* 20 (1 Pt 2): 201–6. doi:JSR859 [pii] 10.1111/j.1365-2869.2010.00859.x.
- Carskadon, Mary A, William C Dement, Merrill M Mitler, Thomas Roth, Philip R Westbrook, and Sharon Keenan. 1986. "Guidelines for the Multiple Sleep Latency Test (MSLT): A Standard Measure of Sleepiness." *Sleep* 9 (4): 519–24.
- Cros, Anne-Marie, Jean-Louis Bourgain, and Patrick Ravussin. 1999. *Les Voies Aériennes : Leur Contrôle En Anesthésie-Réanimation*. RUEIL-MALMAISON: Doin.
- Davidson, Terence M. 2003. "The Great Leap Forward: The Anatomic Basis for the Acquisition of Speech and Obstructive Sleep Apnea" 4 (3): 185–94.
- deBerry-Borowiecki, B., A. Kukwa, and R. H. Blanks. 1988. "Cephalometric Analysis for Diagnosis and Treatment of Obstructive Sleep Apnea." *Laryngoscope* 98 (2): 226–34. doi:10.1288/00005537-198802000-00021.
- De Vito, A., S. Berrettini, A. Carabelli, S. Sellari-Franceschini, E. Bonanni, S. Gori, L. Pasquali, and L. Murri. 2001. "The Importance of Nasal Resistance in Obstructive Sleep Apnea Syndrome: A Study with Positional Rhinomanometry." *Sleep Breath* 5 (1): 3–11. doi:10.1007/s11325-001-0003-y.
- Dickens, Charles. 1837. *Posthumous Papers of the Pickwick Club*. London: Chapman and Hall. <http://archive.org/stream/posthumouspapers021837dick#page/n13/mode/2up>.
- Drake, Richard, A. Wayne Vogl, and Adam W. M. Mitchell. 2009. *Gray's Anatomy for Students*. Elsevier Health Sciences.
- Elaine N. Marieb, Katja Hoehn. 2005. *Anatomie et Physiologie Humaines*. Pearson Education.
- Ferris, B. G., J. Mead, and L. H. Opie. 1964. "Partitioning of Respiratory Flow Resistance in Man." *Journal of Applied Physiology* 19 (4): 653–58.
- Fiz, J. A., J. Abad, R. Jane, M. Riera, M. A. Mananas, P. Caminal, D. Rodenstein, and J. Morera. 1996. "Acoustic Analysis of Snoring Sound in Patients with Simple Snoring

- and Obstructive Sleep Apnoea.” *European Respiratory Journal* 9 (11): 2365–70. doi:10.1183/09031936.96.09112365.
- Friedman, Michael, Meghan N. Wilson, Tanya Pulver, Hemang Pandya, Ninos J. Joseph, Hsin-Ching Lin, and Hsueh-Wen Chang. 2010. “Screening for Obstructive Sleep Apnea/hypopnea Syndrome: Subjective and Objective Factors.” *Otolaryngology-Head and Neck Surgery* 142 (4): 531–35. doi:10.1016/j.otohns.2009.12.038.
- Fujita, Pascal. 1981. “Surgical Correction of Anatomic Abnormalities in Obstructive Sleep Apnea Syndrome: Uvulopalatopharyngoplasty,” 923–34.
- Gastaut, H., C. A. Tassinari, and B. Duron. 1966. “Polygraphic Study of the Episodic Diurnal and Nocturnal (hypnic and Respiratory) Manifestations of the Pickwick Syndrome.” *Brain Research* 1 (2): 167–86. doi:10.1016/0006-8993(66)90117-X.
- Gauthier, L., L. Laberge, M. Beaudry, M. Laforte, P. H. Rompré, and G. J. Lavigne. 2011. “Mandibular Advancement Appliances Remain Effective in Lowering Respiratory Disturbance Index for 2.5-4.5 Years.” *Sleep Med* 12 (9): 844–49. doi:S1389-9457(11)00217-6 [pii] 10.1016/j.sleep.2011.05.004.
- Giordanella, JP. 2010. “Rapport Sur Le Thème Du Sommeil À Mr Xavier Bertrand, Ministère de La Santé et Des Solidarités.” Ministère de La Santé et Des Solidarités.
- Goodday, Reginald HB, David S. Precious, Archibald D. Morrison, and Chad G. Robertson. 2001. “Le Syndrome D’apnée Obstructive Du Sommeil: Diagnostic et Traitement.” *J Can Dent Assoc* 67 (11): 652–58.
- Goode, Richard L. 2002. “Nasal Surgery for Sleep Apnea Patients.” *Operative Techniques in Otolaryngology-Head and Neck Surgery* 13 (2): 104–10. doi:http://dx.doi.org/10.1053/otot.2002.127489.
- Guilleminault, C., F. Eldridge, and W. C. Dement. 1972. “Insomnia, Narcolepsy, and Sleep Apneas.” *Bull Physiopathol Respir (Nancy)* 8 (5): 1127–38.
- Guilleminault, C., A. G. Tilkian, and W. C. Dement. 1976. “Sleep and Respiration in the Syndrome ‘Apnea during Sleep’ in the Child.” *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 41 (4): 367–78.
- Henke, K. G., D. E. Frantz, and S. T. Kuna. 2000. “An Oral Elastic Mandibular Advancement Device for Obstructive Sleep Apnea.” *Am J Respir Crit Care Med* 161 (2 Pt 1): 420–25.
- Hochban, W., R. Conrath, U. Brandenburg, J. Heitmann, and J. H. Peter. 1997. “Surgical Maxillofacial Treatment of Obstructive Sleep Apnea.” *Plast Reconstr Surg* 99 (3): 619–26; discussion 627–28.
- Höijer, U., H. Ejnell, J. Hedner, B. Petruson, and L. B. Eng. 1992. “The Effects of Nasal Dilatation on Snoring and Obstructive Sleep Apnea.” *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 118 (3): 281–84.

- Isono, Shiroh, John E Remmers, Atsuko Tanaka, Yasuhide Sho, Jiro Sato, and Takashi Nishino. 1997. Anatomy of Pharynx in Patients with Obstructive Sleep Apnea and in Normal Subjects. <http://jap.physiology.org/content/82/4/1319.full>.
- Jaber, Samir, Moez El Kamel, and Mustapha Sebbane. 2008. Syndrome D'apnées Du Sommeil : Implications Péri-Opératoires.
- Johns, Murray W. 2000. "Sensitivity and Specificity of the Multiple Sleep Latency Test (MSLT), the Maintenance of Wakefulness Test and the Epworth Sleepiness Scale: Failure of the MSLT as a Gold Standard." *Journal of Sleep Research* 9 (1): 5–11. doi:10.1046/j.1365-2869.2000.00177.x.
- Johns, M. W. 1991. "A New Method for Measuring Daytime Sleepiness: The Epworth Sleepiness Scale." *Sleep* 14 (6): 540–45.
- Krieger, J. 2011. Recommandation SFRS de Bonnes Pratiques Cliniques (R4) : Procédure D'acquisition et D'analyse Des Paramètres Respiratoires Au Cours D'un Enregistrement de Sommeil Nocturne. SFRMS.
- Kuhlo, W., E. Doll, and M.D Franck. 1969. Erfolgreiche Behandlung Eines Pickwick Syndroms Durch Eine Dauertrachekanuele. Vol. 94. *Dtsch Med Wochenschr*.
- Kushida, Clete A. 2007. *Obstructive Sleep Apnea*. 1 edition. New York: CRC Press.
- Lin, Christine M., Terence M. Davidson, and Sonia Ancoli-Israel. 2008. "Gender Differences in Obstructive Sleep Apnea and Treatment Implications." *Sleep Medicine Reviews* 12 (6): 481–96. doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.smrv.2007.11.003>.
- Lugaresi, E., F. Cirignotta, G. Coccagna, and C. Piana. 1980. "Some Epidemiological Data on Snoring and Cardiocirculatory Disturbances." *Sleep* 3 (3-4): 221–24.
- Lugaresi, E, G Coccagna, and F Cirignotta. 1978. "Snoring and Its Clinical Implications." *Sleep Apnea Syndromes*. New York: Alan R. Liss, 13–21.
- Maimon, N., and P. J. Hanly. 2010. "Does Snoring Intensity Correlate with the Severity of Obstructive Sleep Apnea?" *Journal of Clinical Sleep Medicine* 6 (5): 475–78.
- Metes, Agnes, Philip Cole, Victor Hoffstein, and Harald Miljeteig. 1992. "Nasal Airway Dilation and Obstructed Breathing in Sleep." *The Laryngoscope* 102 (9): 1053–55. doi:10.1288/00005537-199209000-00017.
- Miljeteig, Harald, Victor Hoffstein, and Philip Cole. 1992. "The Effect of Unilateral and Bilateral Nasal Obstruction on Snoring and Sleep Apnea." *The Laryngoscope* 102 (10): 1150–52. doi:10.1288/00005537-199210000-00009.
- Mitler, Merrill M., Krishnareddy S. Gujavarty, and Carl P. Browman. 1982. "Maintenance of Wakefulness Test: A Polysomnographic Technique for Evaluating Treatment Efficacy in Patients with Excessive Somnolence." *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 53 (6): 658–61. doi:[http://dx.doi.org/10.1016/0013-4694\(82\)90142-0](http://dx.doi.org/10.1016/0013-4694(82)90142-0).

- Mladina, R., N. B. Skitarelić, and N. P. Skitarelić. 2010. "The Human External Nose and Its Evolutionary Role in the Prevention of Obstructive Sleep Apnea." *Otolaryngol Head Neck Surg* 143 (5): 712; author reply 712–13. doi:10.1016/j.otohns.2010.07.018.
- Muto, T., A. Yamazaki, S. Takeda, and Y. Sato. 2008. "Accuracy of Predicting the Pharyngeal Airway Space on the Cephalogram after Mandibular Setback Surgery." *J Oral Maxillofac Surg* 66 (6): 1099–1103. doi:10.1016/j.joms.2008.01.003.
- Netzer, N. C., R. A. Stoohs, C. M. Netzer, K. Clark, and K. P. Strohl. 1999. "Using the Berlin Questionnaire to Identify Patients at Risk for the Sleep Apnea Syndrome." *Annals of Internal Medicine* 131 (7): 485–91.
- Pevernagie, Dirk, Neil Stanley, Sören Berg, Jean Krieger, Roberto Amici, Claudio Bassetti, Michel Billiard, Fabio Cirignotta, DIEGO GARCIA-BORREGUERO, and Irene Tobler. 2009. "European Guidelines for the Certification of Professionals in Sleep Medicine: Report of the Task Force of the European Sleep Research Society." *Journal of Sleep Research* 18 (1): 136–41.
- Rappai, Maria, Nancy Collop, Stephen Kemp, and Richard deShazo. 2003. "The Nose and Sleep-Disordered Breathing*: What We Know and What We Do Not Know" 124 (6): 2309–23.
- Remmers, J. E., W. J. deGroot, E. K. Sauerland, and A. M. Anch. 1978. "Pathogenesis of Upper Airway Occlusion during Sleep." *J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol* 44 (6): 931–38.
- Robin, I. G. 1968. "Snoring." *Proc R Soc Med* 61 (6): 575–82.
- Schendel, S., N. Powell, and R. Jacobson. 2011. "Maxillary, Mandibular, and Chin Advancement: Treatment Planning Based on Airway Anatomy in Obstructive Sleep Apnea." *J Oral Maxillofac Surg* 69 (3): 663–76. doi:10.1016/j.joms.2010.11.010.
- Schwab, Richard J., and Andrew N. Goldberg. 1998. "UPPER AIRWAY ASSESSMENT: Radiographic and Other Imaging Techniques." *Otolaryngologic Clinics of North America* 31 (6): 931–68.
- Schwab, R. J., K. B. Gupta, W. B. Gefter, L. J. Metzger, E. A. Hoffman, and A. I. Pack. 1995. "Upper Airway and Soft Tissue Anatomy in Normal Subjects and Patients with Sleep-Disordered Breathing. Significance of the Lateral Pharyngeal Walls." *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine* 152 (5): 1673–89. doi:10.1164/ajrcm.152.5.7582313.
- Sériès, F., C. Côté, J. A. Simoneau, Y. Gélinas, S. St Pierre, J. Leclerc, R. Ferland, and I. Marc. 1995. "Physiologic, Metabolic, and Muscle Fiber Type Characteristics of Musculus Uvulae in Sleep Apnea Hypopnea Syndrome and in Snorers." *J Clin Invest* 95 (1): 20–25. doi:10.1172/JCI117640.
- Shepard, J. W., W. B. Gefter, C. Guilleminault, E. A. Hoffman, V. Hoffstein, D. W. Hudgel, P. M. Suratt, and D. P. White. 1991. "Evaluation of the Upper Airway in Patients with Obstructive Sleep Apnea." *Sleep* 14 (4): 361–71.

- Sidney Burwell, C., Eugene D. Robin, Robert D. Whaley, and Albert G. Bickelmann. 1956. "Extreme Obesity Associated with Alveolar hypoventilation—A Pickwickian Syndrome." *The American Journal of Medicine* 21 (5): 811–18. doi:10.1016/0002-9343(56)90094-8.
- Strobel, R. J., and R. C. Rosen. 1996. "Obesity and Weight Loss in Obstructive Sleep Apnea: A Critical Review." *Sleep* 19 (2): 104–15.
- Sullivan, Colin E., Michael Berthon-Jones, Faiq G Issa, and Lorraine Eves. 1981. "Reversal of Obstructive Sleep Apnoea by Continuous Positive Airway Pressure Applied through the Nares." *The Lancet* 317 (8225): 862–65.
- Suratt, P. M., R. F. McTier, and S. C. Wilhoit. 1988. "Upper Airway Muscle Activation Is Augmented in Patients with Obstructive Sleep Apnea Compared with That in Normal Subjects." *Am Rev Respir Dis* 137 (4): 889–94. doi:10.1164/ajrccm/137.4.889.
- Thorpy, M., A. Chesson, S. Derderian, G. Kader, R. P. Millman, S. Potolicchio, G. Rosen, P. J. Strollo, and V. Wooten. 1995. "Practice Parameters for the Treatment of Snoring and Obstructive Sleep Apnea with Oral Appliances. American Sleep Disorders Association." *Sleep* 18 (6): 511–13.
- Vecchierini, M-F. 2011. *Recommandation SFRS de Bonnes Pratiques Cliniques (R2): Procédure de Réalisation Des Tests de Maintien d'Eveil (T.M.E.). SFRMS - Société Française de Recherche et Médecine du Sommeil.*
- Weitzenblum, E., and J. L. Racineux. 2004. *Syndrome D'apnées Obstrucives Du Sommeil.* Masson. <http://books.google.fr/books?id=gZPVjazcSasC>.
- Wilhoit, S. C., and P. M. Suratt. 1987. "Effect of Nasal Obstruction on Upper Airway Muscle Activation in Normal Subjects" 92 (6): 1053–55.
- Yamaguchi, M., K. Arai, M. Asahina, and T. Hattori. 2003. "Laryngeal Stridor in Multiple System Atrophy." *Eur Neurol* 49 (3): 154–59. doi:69077.
- Yamashina, A., K. Tanimoto, P. Sutthiprapaporn, and Y. Hayakawa. 2008. "The Reliability of Computed Tomography (CT) Values and Dimensional Measurements of the Oropharyngeal Region Using Cone Beam CT: Comparison with Multidetector CT." *Dentomaxillofacial Radiology* 37 (5): 245–51.
- Young, Terry, Larel Finn, and Hyon Kim. 1997. "Nasal Obstruction as a Risk Factor for Sleep-Disordered Breathing." *The Journal of Allergy and Clinical Immunology* 99 (2): S757–62.
- Zwillich, C. W., C. Pickett, F. N. Hanson, and J. V. Weil. 1981. "Disturbed Sleep and Prolonged Apnea during Nasal Obstruction in Normal Men." *The American Review of Respiratory Disease* 124 (2): 158–60.

Chapitre 2

*Imagerie des voies aériennes supérieures
par résonance magnétique
des structures*

Comme nous l'avons vu dans le chapitre précédent, différentes méthodes permettent d'imager les voies aériennes supérieures pour aider à la caractérisation et au diagnostic du syndrome d'apnée obstructive du sommeil (SAOS). La juxtaposition de deux jeux d'images obtenus par imagerie par résonance magnétique (IRM) en pondération T_1 et par la tomographie volumique à faisceau conique (CB-CT), sur la Figure 2.1 de deux sujets différents, rend compte de la différence entre les deux modes d'imagerie. L'IRM, en pondération T_1 , offre plus de détails et permet de distinguer différents types de tissus. Par exemple, la langue apparaît d'un seul niveau de couleur sur le CB-CT contrairement à l'IRM permettant de différencier le muscle de la graisse.



Figure 2.1 Images morphologiques 3D des VAS obtenues par IRM (gauche)⁵ selon une pondération T_1 et CB-CT (droite)

⁵ Acquisition IRM obtenue par écho de spin, avec un temps de répétition $TR = 500$ ms, temps d'écho $TE = 16$ ms, une résolution de $0,9 \times 1,25 \times 5$ mm³ pour une durée d'acquisition totale de 3 min 17 s (Schwab *et al.* 2003).

L'IRM a été également utilisée pour sa résolution temporelle permettant d'observer des organes en mouvement. L'imagerie dynamique a été employée par Suto *et al.* dans l'imagerie du pharynx afin de visualiser les zones de fermetures des patients atteint de SAOS (Suto *et al.* 1993). La non uniformité de la maladie montre l'intérêt d'avoir une méthode d'imagerie permettant de localiser le syndrome pour une meilleure efficacité du traitement. La multiplicité des zones d'obstruction a démontré la complexité du SAOS. Il peut être affecté par plusieurs facteurs dont l'anatomie des VAS, l'état musculaire, l'état du sommeil et bien d'autres facteurs encore inconnus.

Parmi les nouveaux paramètres, la compliance des VAS pourrait aider à mieux comprendre le SAOS.

Dans ce chapitre, nous aborderons les principes généraux de l'IRM afin de mieux comprendre les différents paramètres en œuvre tant dans l'acquisition que dans l'extraction des données. Cette partie nous permettra de traiter la physique lié à l'IRM et de comprendre l'intérêt des séquences utilisées.

Dans un premier temps, nous nous intéresserons au fonctionnement général de l'IRM. Nous aborderons ensuite les quelques méthodes d'acquisitions utilisées par IRM des VAS que nous classerons selon que la méthode permet d'acquérir l'ensemble des données ou qu'une partie des données réduisant ainsi la durée d'acquisition.

2.1. Etat de l'art de l'imagerie par résonance magnétique du proton : principes physique et matériels

La résonance magnétique nucléaire (RMN) est l'observation de la réponse de l'excitation d'un spin nucléaire plongé dans un champ magnétique statique à un champ radiofréquence extérieur. La RMN est un processus en deux étapes. La première étape crée un changement d'orientation de l'aimantation du spin par application d'un champ magnétique radiofréquence. La deuxième étape consiste à récupérer le signal émis à l'aide d'une antenne lors du retour à l'équilibre de l'aimantation du proton.

2.1.1. De la résonance magnétique nucléaire (RMN) à l'imagerie

La RMN est basée sur le principe d'échange d'énergie à résonance entre un spin nucléaire, placé dans un champ magnétique B_0 , et un champ radiofréquence (RF).

2.1.1.1. Principe de la résonance magnétique nucléaire

C'est en 1946 que deux groupes de scientifiques américains ont décrit, indépendamment, un phénomène physico-chimique basé sur les propriétés magnétiques du spin nucléaire de l'hydrogène. C'est le principe de « résonance magnétique nucléaire » connu également sous acronyme RMN. Ces deux groupes étaient composés de Bloch, Hanson et Packard (Bloch *et al.* 1946) d'une part, et Purcell, Torrey et Pound (Purcell, Torrey, and Pound 1946) d'autre part. Initialement utilisée pour rechercher la composition d'un élément chimique, la RMN est de nos jours employée dans la physique, la biologie et la médecine.

La précession du spin nucléaire autour de son axe crée un moment magnétique nucléaire $\vec{\mu}$. Soumis au champ magnétique \vec{B}_0 , $\vec{\mu}$ précessera autour de l'axe directeur du champ magnétique, comme le montre la figure ci-dessous :

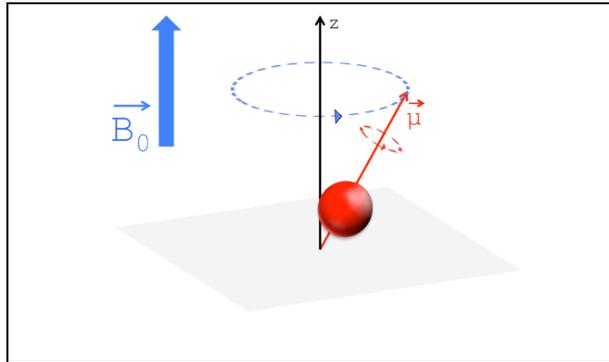


Figure 2.2 Représentation de la précession moyenne d'un ensemble de moments magnétiques nucléaires $\vec{\mu}$.

Tout noyau atomique est caractérisé par un moment cinétique spin nucléaire (\vec{I}) et un moment magnétique nucléaire ($\vec{\mu}$) liés par l'équation :

$$\vec{\mu} = \gamma \vec{I} \quad < 2-1 >$$

où γ représente le rapport gyromagnétique exprimé en $rad \cdot T^{-1} \cdot s^{-1}$. Le moment cinétique du spin \vec{I} est caractérisé par son nombre quantique m_I . Sa composante selon un axe vaut :

$$I = \frac{h}{2\pi} \cdot m_I = \hbar \cdot m_I \quad < 2-2 >$$

où $h = 6,6262 \cdot 10^{-31} \text{ m}^2 \cdot \text{g}^{-1} \cdot \text{s}^{-1}$ est la constante de Planck.

La valeur de spin nucléaire est donnée par la composition des spins des protons et des neutrons constituant le noyau. Le tableau ci-dessous répertorie les valeurs possibles.

| | <i>Nombre de neutrons pair</i> | <i>Nombre de neutrons impair</i> |
|---------------------------------|--------------------------------|----------------------------------|
| <i>Nombre de protons pair</i> | $I = 0$ | $I = \text{demi-entier}$ |
| <i>Nombre de protons impair</i> | $I = \text{demi-entier}$ | $I = 1$ |

Tableau 2.1 Valeurs possibles de spin nucléaire.

Dans cette thèse, nous nous limiterons à l'étude des noyaux de spin $I = 1/2$ (H^1 , He^3 et F^{19}) qui peuvent être uniquement dans deux états possibles $m_I = \pm 1/2$. Selon l'axe z, le moment magnétique prendra alors deux valeurs:

$$\mu_{z\downarrow} = \frac{\gamma\hbar}{2} \quad \text{ou} \quad \mu_{z\uparrow} = -\frac{\gamma\hbar}{2} \quad < 2-3 >$$

Dans un champ magnétique B_0 appliqué le long de l'axe z, $\mu_{z\uparrow}$ et $\mu_{z\downarrow}$ sont les moments magnétiques parallèles et antiparallèles à B_0 (Figure 2.3). Ils sont alors dans un état d'énergie bas et haut, respectivement.

avec

$$E_{\mu\downarrow} = -\frac{\gamma\hbar B_0}{2} \quad \text{ou} \quad E_{\mu\uparrow} = \frac{\gamma\hbar B_0}{2} \quad < 2-4 >$$

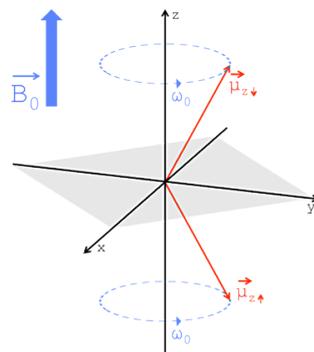


Figure 2.3 Précession des moments magnétiques parallèle et antiparallèle d'un ensemble de spins nucléaires autour de l'axe z lorsqu'ils sont soumis à un champ magnétique B_0 .

Ces moments magnétiques précessent à la fréquence de Larmor, ν_0 exprimée en Hz, autour de l'axe z parallèle à B_0 :

$$\nu_0 = \frac{\gamma B_0}{2\pi} \quad < 2-5 >$$

Dans un échantillon contenant N spins, la magnétisation totale M sera égale à la somme des moments magnétiques :

$$\vec{M} = \sum_{i=1}^N \vec{\mu}_i \quad < 2-6 >$$

De plus, la répartition des spins entre les deux états d'énergies suit la statistique de Boltzmann :

$$\frac{n_{\downarrow}}{n_{\uparrow}} = \exp\left(-\frac{|E_{\downarrow} - E_{\uparrow}|}{k_B T}\right) \quad < 2-7 >$$

$$\text{avec } N = n_{\downarrow} + n_{\uparrow}$$

où k_B est la constante de Boltzmann, n_{\uparrow} et n_{\downarrow} représentent le nombre des populations de spins parallèles et antiparallèles. L'évaluation de la quantité de population dans un état est mesurée par la polarisation :

$$P = \frac{n_{\uparrow} - n_{\downarrow}}{n_{\downarrow} + n_{\uparrow}} \quad < 2-8 >$$

Si $B_0 = 0$ alors $P = 0$

Pour $B_0 = 1,5 \text{ T}$ alors $P = 1 \cdot 10^{-5}$

La dernière valeur montre que la différence de population entre l'état parallèle et antiparallèle est de 1 pour 1 million dans le cas de l'hydrogène.

La répartition des spins à l'équilibre de Boltzmann suivant les deux énergies, parallèle et antiparallèle, peut être représentée de la façon suivante :

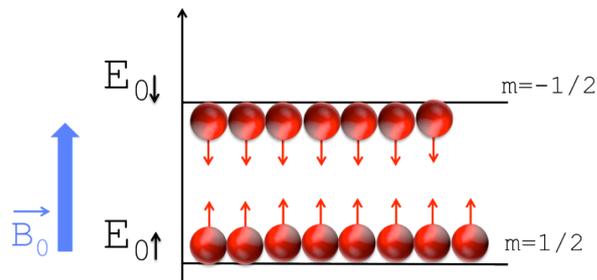


Figure 2.4 Répartition des spins parallèle et antiparallèle soumis à un champ magnétique B_0 à l'équilibre de Boltzmann.

Comme le montre l'exemple précédent, la différence de spins, entre les deux états d'énergies, étant si faible, même à 1,5 T, le signal obtenu en RMN est faible. Cependant cette faible polarisation est toutefois compensée par le grand nombre d'atomes.

Pour la suite, on considérera le moment magnétique totale résultant \vec{M} et on parlera d'aimantation pour la somme des moments magnétiques nucléaires de spin.

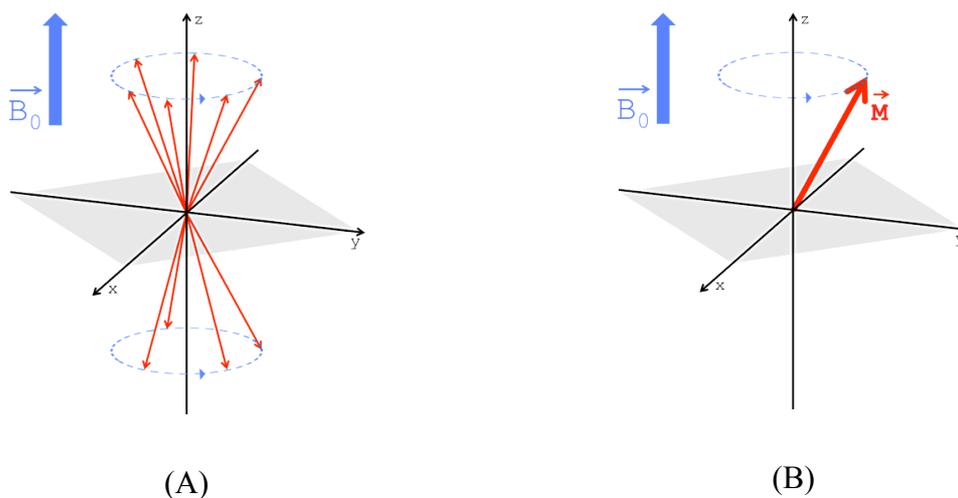


Figure 2.5 Représentation microscopique (A) et macroscopique (B) d'un ensemble de N moments magnétiques nucléaires soumis à un champ magnétique B_0 .

Pour mesurer l'aimantation \vec{M} d'un système il faut basculer celle-ci de son état d'équilibre et observer la précession. Pour cela on applique un champ radiofréquence \vec{B}_1 perpendiculaire au champ statique \vec{B}_0 à la fréquence de Larmor. L'aimantation totale est alors écartée de son état d'équilibre d'un angle α . Cet angle dépend de l'amplitude du champ radiofréquence \vec{B}_1 et de la durée τ d'application de ce champ :

$$\alpha = \gamma B_1 \tau \quad < 2-9 >$$

La Figure 2.6 représente le basculement de l'aimantation \vec{M}_z (flèche rouge) soumise à une onde radiofréquence par une bobine (boucle orange). Réciproquement, le retour à l'équilibre induit à son tour un courant dans l'antenne (Figure 2.6 C). Nous pouvons mesurer la fréquence de précession et les temps de relaxation longitudinale, T_1 , et transversale, T_2 . Ces signaux sont représentés sur la Figure 2.6, D-1 et D-2 respectivement. Les équations de Bloch régissant ces mouvements de précession, selon les trois axes (x,y,z), sont :

$$\begin{cases} M_x(t) = M_0 \sin(\alpha) e^{\left(\frac{-t}{T_2}\right)} \cos(\omega_0 t) \\ M_y(t) = M_0 \sin(\alpha) e^{\left(\frac{-t}{T_2}\right)} \sin(\omega_0 t) \\ M_z(t) = M_0 \left(1 - e^{\left(\frac{-t}{T_1}\right)}\right) \\ \text{avec } M_0 = \|\vec{M} \cdot \vec{z}\| \end{cases} \Leftrightarrow \begin{cases} M_{x,y}(t) = M_0 \sin(\alpha) e^{\left(\frac{-t}{T_2} + i\omega_0 t\right)} \\ M_z(t) = M_0 \left(1 - e^{\left(\frac{-t}{T_1}\right)}\right) \\ M_{x,y}(t) = M_x(t) + iM_y(t) \end{cases} \quad < 2-10 >$$

Ces équations mettent en avant le signal complexe de la précession libre amortie dans le plan (O, x, y). Le signal observé dans la bobine (force électromotrice) est appelé signal d'induction libre noté FID pour « Free Induction Decay ». Il est de la forme :

$$S(t) = C \omega_0 M_0 \sin(\alpha) e^{\left(\frac{-t}{T_2} + i\omega_0 t\right)} \quad < 2-11 >$$

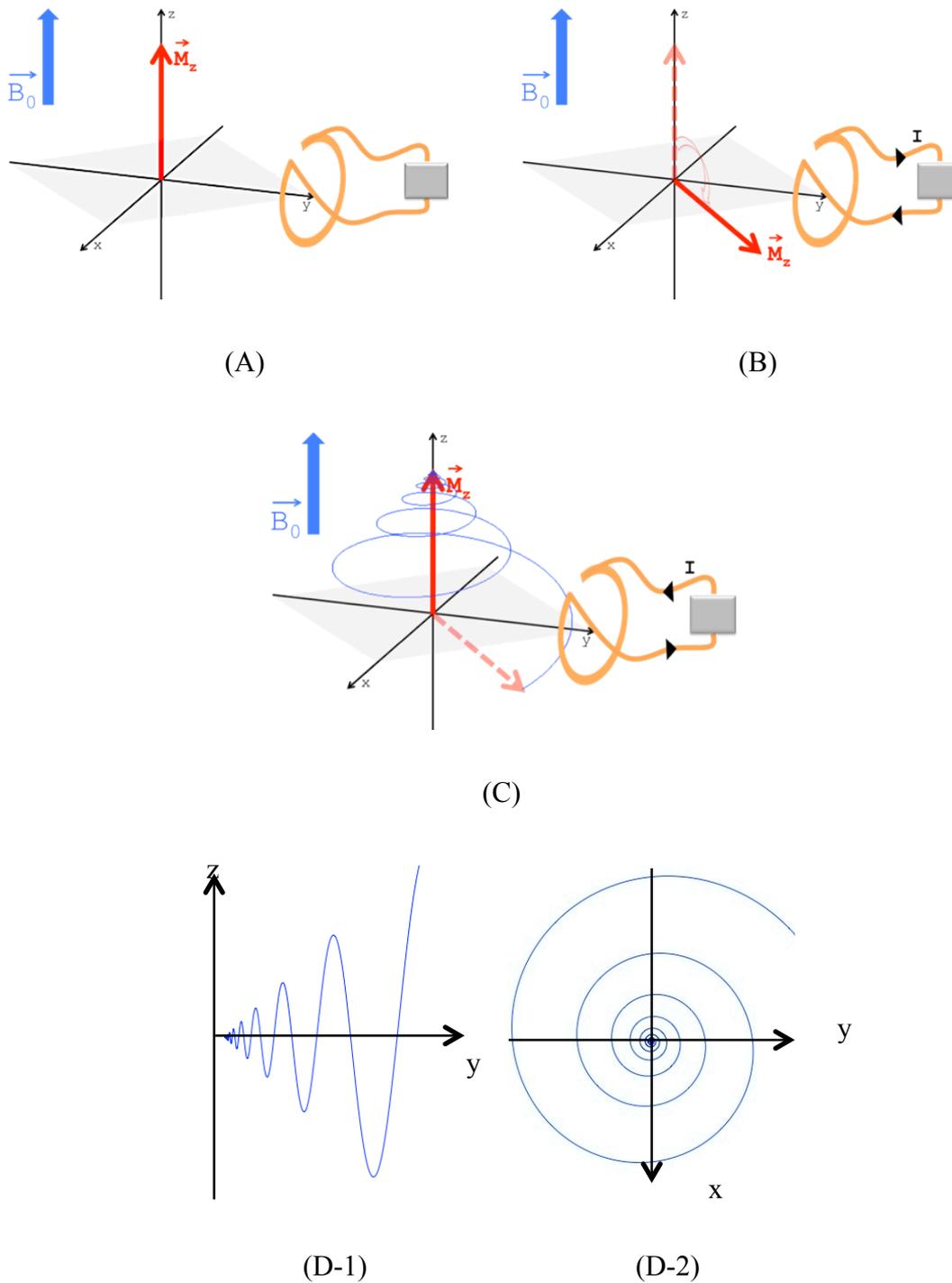


Figure 2.6 L'aimantation à l'équilibre (A) est basculée d'un angle lorsqu'elle est soumise à une onde radiofréquence produite par une bobine dans le plan (O, x, y) (B). Le retour à l'équilibre (C) induit une force électromotrice dans l'antenne (D).

La Figure 2.7 (A) schématise les différentes étapes d'une expérience RMN comparé à une expérience IRM Figure 2.7 (B):

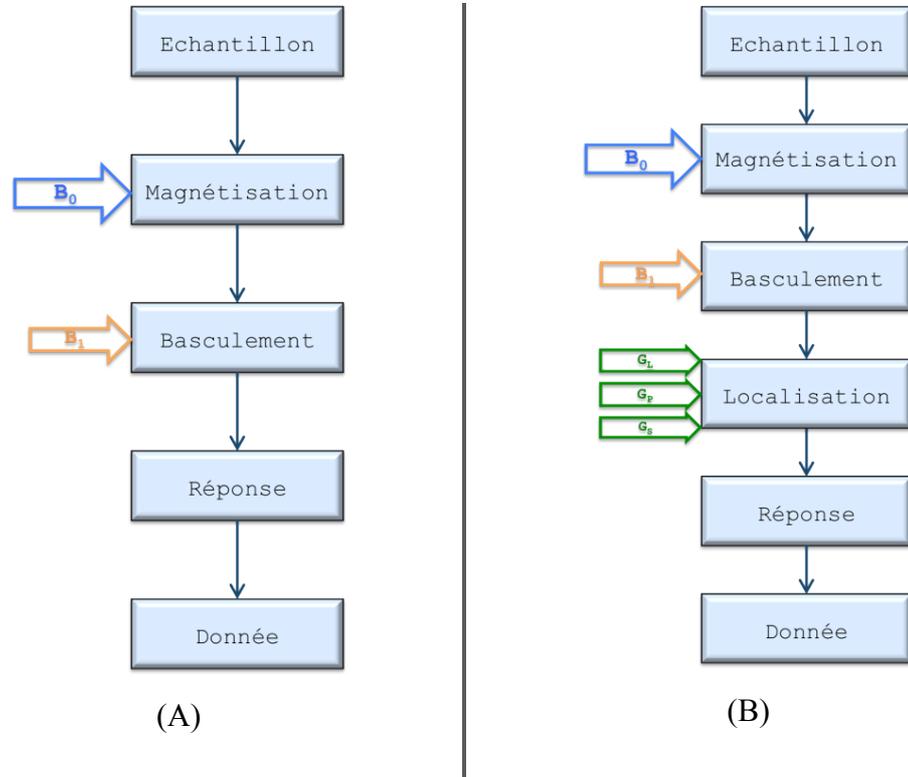


Figure 2.7 (A) Schéma d'une expérience RMN. L'échantillon est placé dans un champ magnétique B_0 auquel on applique une onde radio fréquence produisant un champ magnétique B_1 perturbant l'aimantation. A l'arrêt du champ B_1 , l'aimantation retourne à son état d'équilibre et fournit une réponse. (B) Représentation schématique d'une expérience IRM. La localisation spatiale du signal est produite par ajout de trois champs magnétiques appelés gradients.

A la différence d'une expérience RMN, l'IRM comporte une étape de localisation de l'origine du signal réalisé par l'application de gradient de champ magnétique G_L, G_P et G_S .

2.1.1.2. Principe de l'imagerie par résonance magnétique nucléaire

C'est en 1973 que la réalisation d'une image par résonance magnétique fut proposée. Après un premier refus dans *Nature*, l'article fut accepté puis publié le 16 Mars 1973 (Lauterbur 1973). L'idée d'appliquer des gradients de champ magnétique dans les trois directions spatiales n'était pas nouvelle mais n'avait pas encore été

appliquée pour l'imagerie. En appliquant un gradient, les moments magnétiques nucléaires placés à différents endroits n'expérimentent pas le même champ magnétique et ne précèdent pas à la même fréquence. Par transformée de Fourier, il est alors possible de remonter à la provenance du signal.

Le champ magnétique total ainsi appliqué est la somme du champ magnétique statique B_0 et des gradients G :

$$\vec{B} = (\vec{B}_0 + \vec{G} \cdot \vec{r}) \cdot \vec{e}_z \quad < 2-12 >$$

$$\text{avec } G = \vec{G}_L \cdot \vec{x} + \vec{G}_P \cdot \vec{y} + \vec{G}_S \cdot \vec{z}$$

G_L , G_P et G_S représentent les gradients dits de lecture, de codage de phase et de sélection de coupe appliqués au cours de la séquence d'acquisition. La fréquence de Larmor devient :

$$\nu = \frac{\gamma}{2\pi} (B_0 + \vec{G} \cdot \vec{r}) \quad < 2-13 >$$

où \vec{r} est le vecteur position de l'aimantation considérée.

a G_S : *gradient de sélection*

Le gradient G_S permet de sélectionner une coupe perpendiculaire à l'axe (O,z). L'épaisseur de coupe est inversement proportionnelle à l'amplitude du gradient et proportionnelle à la largeur du spectre de l'onde RF (Durand 2001).

L'épaisseur de coupe sélectionnée, Δz , est proportionnelle à la bande passante de l'onde RF, $\Delta\nu_{RF}$, et inversement proportionnelle à l'amplitude du gradient, G_S :

$$\Delta z = \frac{2\pi\Delta\nu_{RF}}{\gamma G_S} \quad < 2-14 >$$

b G_L : gradient de lecture

Le gradient de lecture est appliqué durant la lecture du signal. Il permet de localiser les spins suivant la direction de l'axe (O,x). Il définit deux paramètres liés à l'image selon la direction (O,x) : la taille et la résolution. La taille de l'image nommée également champ de vue (« *field of view* ») sera notée FOV_x en référence au mot anglais. La résolution de l'image est notée δx .

La taille de l'image est proportionnelle à la bande passante du signal ($\Delta\nu$) et inversement à l'amplitude du gradient (G_S).

$$FOV_x = \frac{2\pi\Delta\nu}{\gamma G_S} \quad < 2-15 >$$

La résolution de l'image selon l'axe de lecture est proportionnelle à la résolution en fréquence ($\delta\nu$) et inversement à l'amplitude du gradient :

$$\delta x = \frac{2\pi\delta\nu}{\gamma G_S} = \frac{2\pi}{\gamma G_S T_{obs}} \quad < 2-16 >$$

où T_{obs} représente le temps de mesure du signal RMN.

c G_p : Gradient de phase

Le gradient de codage phase induit un déphasage du signal dépendant de la position selon l'axe (O,y). Le déphasage, ϕ , est proportionnel à l'amplitude et à la durée τ_p :

$$\phi = -\frac{\gamma}{2\pi} G_P \tau_P \quad < 2-17 >$$

La succession d'application de ces différentes impulsions de champ radiofréquence et de gradient de champ permettant de localiser l'origine du signal RMN et d'acquérir ainsi une image par résonance magnétique constitue une séquence. Le signal mesuré après une séquence d'imagerie 2D est :

$$S(G_L, G_P) = \iint \left(\int_{z_0 - \frac{\Delta z}{2}}^{z_0 + \frac{\Delta z}{2}} \rho(x, y, z) dz \right) e^{-2\pi(\gamma G_L \tau_L x + \gamma G_P \tau_P y)} dx dy \quad < 2-18 >$$

où $\rho(x, y, z)$ est la densité d'aimantation contenue dans le volume considéré. Elle représente l'image reconstruite après acquisition du signal $S(G_L, G_P)$.

Le changement de variable $k_x(G_L) = \gamma G_L \tau_L$ et $k_y(G_P) = \gamma G_P \tau_P$ opère un changement de plan et simplifie l'écriture de l'équation :

$$S(k_x, k_y) = \iint \left(\int_{z_0 - \frac{\Delta z}{2}}^{z_0 + \frac{\Delta z}{2}} \rho(x, y, z) dz \right) e^{-2\pi(k_x x + k_y y)} dx dy \quad < 2-19 >$$

Le plan d'acquisition d'un signal RMN, défini par k_x, k_y , constitue l'espace-k ou encore le plan de Fourier (Ljunggren 1983). L'image IRM est alors obtenue à partir de ce plan par transformée de Fourier du signal $S(k_x, k_y)$.

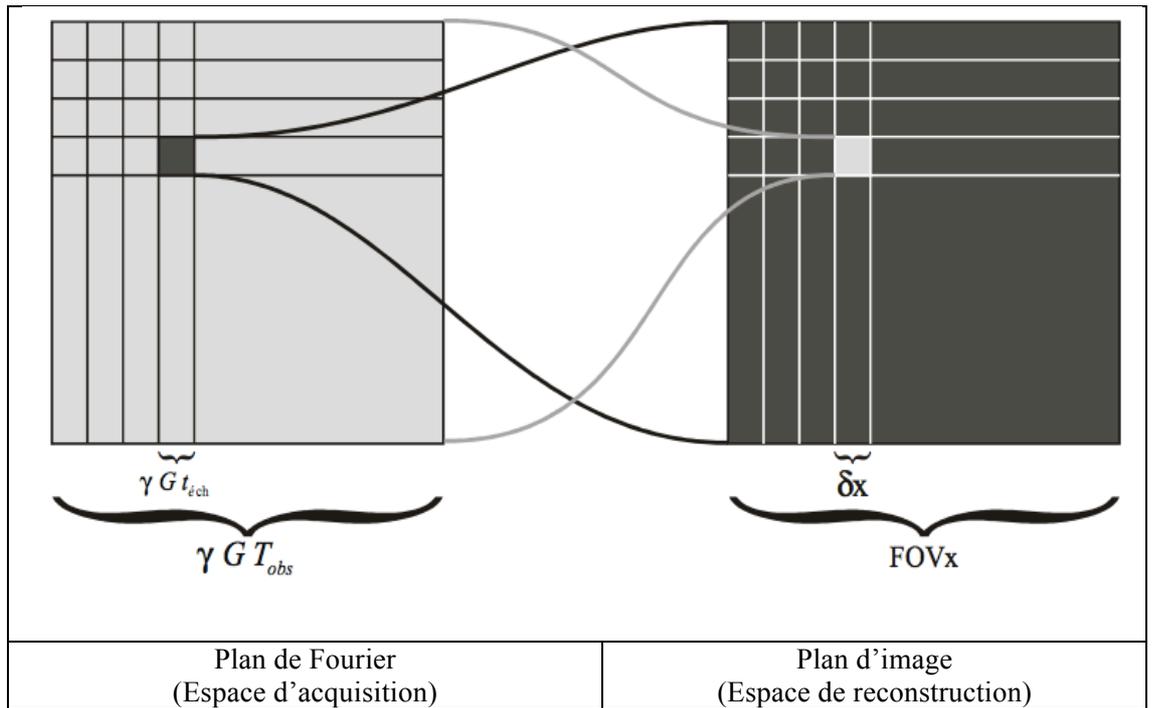


Figure 2.8 Relations entre les plans d'acquisition, dit plan de Fourier, et de reconstruction, dit plan image, en imagerie par RMN (Durand 2001).

La première image *in vivo* a été obtenue par Mansfield sur un doigt en 1977 puis dans l'abdomen en 1978 (Mansfield and Pykett 1978).

Le premier imageur corps entier a été présenté par l'équipe de John Mallard de l'Université d'Aberdeen en 1979 pour un champ magnétique $B_0 = 0,04 T$ (Edelstein *et al.* 1980).

Les performances d'un imageur IRM dépendent, d'une part, de l'intensité mais aussi de l'homogénéité et de la stabilité du champ B_0 , d'autre part, de la rapidité de commutation et de l'amplitude des gradients de champ magnétique. Le rapport signal à bruit des images est également dépendant des performances de la chaîne radiofréquence (amplificateur, antennes de réception et d'émission).

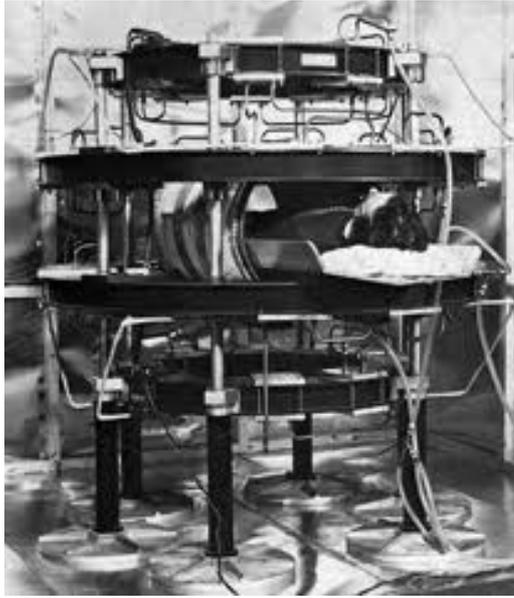


Figure 2.9 Premier imageur corps entier de l'université d'Aberdeen (Edelstein 1980).

2.1.2. Développement de l'imagerie par résonance magnétique

Le développement de l'imagerie par résonance magnétique nucléaire a nécessité une progression d'un point de vue matériel mais également logiciel.

2.1.2.1. Développement matériel

2.1.2.1.1. Champ magnétique statique B_0

Deux grandes évolutions ont vu le jour : création du champ magnétique statique et des champs magnétique variables.

Le champ magnétique statique B_0 peut être produit par plusieurs types d'aimant : un aimant permanent, un électro-aimant résistif ou un aimant supraconducteur.

Les inconvénients des aimants permanents sont essentiellement leur poids et leurs champs magnétiques limités en intensité, $B_0 \leq 0,4 T$. Cependant les évolutions récentes

ont réduit le poids passant de 100 tonnes à 20 tonnes. Ils ont l'avantage d'avoir un champ vertical permettant la fabrication d'IRM ouvert (Overweg 2006).

La génération du champ statique B_0 par un électro-aimant résistif réduit considérablement le poids de la machine et augmente la valeur du champ magnétique jusqu'à 0,7 T. Ces aimants ont l'avantage de pouvoir être éteints lorsqu'ils ne sont pas en utilisation. Cependant, ils consomment beaucoup d'énergie électrique.

Les machines utilisant des aimants supraconducteurs atteignent des valeurs de champs supérieures à 7 T. Ces imageurs présentent l'avantage d'avoir un fort rapport signal à bruit et une homogénéité du champ B_0 importante. Les inconvénients des machines utilisant des supraconducteurs sont un coût plus élevé de fabrication et d'utilisation, et un tunnel plus étroit.

2.1.2.1.2. Antennes

L'émission et la réception d'une onde RF peuvent être faites par une bobine unique ou deux séparément. Dans la plupart des cas une seule antenne est utilisée pour l'excitation et la détection du signal (Bernardo, Cohen, and Lauterbur 1982). Les antennes peuvent être surfaciques ou volumiques.

Les antennes de surface sont les plus simples mais le signal perçu diminue rapidement lorsqu'on s'éloigne de la surface. Les antennes de surface sont très peu utilisées en émission car le champ RF produit est inhomogène et donc l'angle de bascule de l'aimantation est variable selon la position. Par contre, elles bénéficient d'une forte sensibilité localement et pourront être utilisées en réception pour une imagerie proche de la surface des systèmes étudiés.

Les antennes volumiques peuvent être de forme solénoïdale, selle de cheval ou cage d'oiseau. La Figure 2.10 représente trois formes d'antennes volumiques ainsi que l'orientation du champ \vec{B}_1 créé :

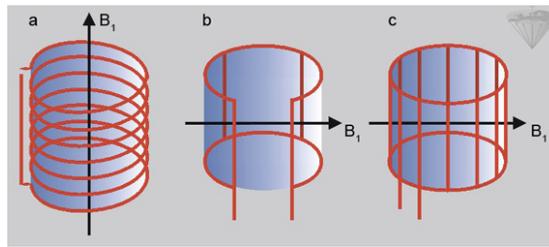


Figure 2.10 Représentation de trois types d'antennes volumique utilisées en imagerie par résonance magnétique nucléaire. Solénoïde (a), selle de cheval (b) et cage d'oiseau (c).

Les antennes volumiques ont l'avantage d'avoir un champ homogène sur un plus grand volume. Cependant leur sensibilité est plus faible localement et leur forme en limite l'utilisation et le positionnement autour des systèmes étudiés.

2.1.2.2. Techniques d'acquisition

Une séquence de base en IRM est composée d'une impulsion RF, d'impulsions de gradient de sélection de coupe, de codage de phase puis de lecture (Figure 2.21). Cette combinaison permet l'acquisition d'une demi-ligne de l'espace-k. Afin de constituer une image RMN, il faut acquérir N_y lignes de N_x points. Entre l'acquisition de deux lignes, il faut attendre un temps T_R (temps de répétition) déterminé en fonction du temps de relaxation T_1 . Typiquement, une acquisition IRM dure de quelques secondes à plusieurs minutes.

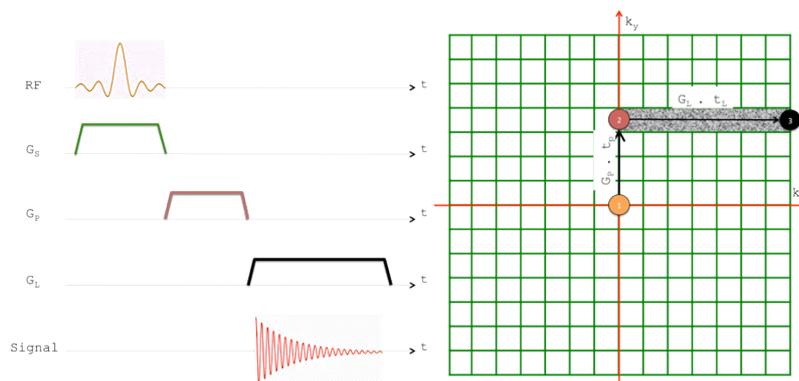


Figure 2.11 Représentation d'une séquence d'imagerie par résonance magnétique nucléaire. Cette séquence permet d'acquérir une demi-ligne de l'espace-k. L'onde RF permet de se placer au centre du plan après sélection de la coupe par le gradient G_s en vert. Le gradient G_p appliqué pendant une durée t_p sélectionne la ligne du plan à acquérir. Puis l'échantillonnage des données est faite pendant l'application du gradient G_L pendant la durée t_L .

La première technique d'acquisition-reconstruction a été réalisée selon la méthode de projection reconstruction utilisée en tomographie. La technique consistait à faire tourner les gradients autour de l'objet et d'en acquérir sa projection selon l'axe du gradient (Lauterbur 1973). Cette méthode est connue également sous le nom d'acquisition radiale.

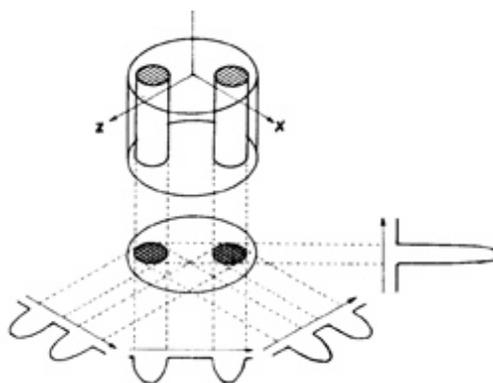


Figure 2.12 Représentation d'un objet 3D, de sa projection 2D sur le plan (O, z, x) et de sa projection 1D sur l'axe du gradient (Lauterbur 1973).

En 1977 Peter Mansfield, introduit une nouvelle méthode d'acquisition sous le nom de « Multi-planar imaging » connue de nos jours sous le nom d'« echo-planar imaging » (EPI) (Mansfield 1977). Cette séquence permet d'acquérir tout le plan-k avec

une seule impulsion RF. Or la méthode est limitée par la difficulté à réaliser des gradients qui ont des temps de montée très courts. Cependant, les avancées technologiques ont permis d'obtenir les premières images dynamiques en 1982 par Roger Ordidge (Ordidge *et al.* 1982). Afin d'arriver à ce type de séquence, des améliorations d'ordre matériel ont été nécessaires.

Depuis d'autres techniques ont vu le jour permettant de réduire le temps d'acquisition tel que RARE (Rapid Acquisition with Relaxation Enhancement) (Hennig, Nauerth, and Friedburg 1986) ou bien FLASH (Fast Low Angle Shot) en 1986 par Axel Haase (Haase *et al.* 1986). Ces deux techniques, ne nécessitant pas de développement matériel très important, ont vu leurs intégrations cliniques plus rapidement que l'EPI.

L'injection d'agent de contraste qui permet de modifier les temps de relaxation T_1 ou T_2 a été proposée par Lauterbur *et al.* en 1978 (Lauterbur, Mendonca-Dias, and Rudin 1978). La première commercialisation a eu lieu en 1988 par le laboratoire Guerbet de Paris.

Dans les poumons, la faible densité tissulaire, de l'ordre de 10 %, rend difficile l'obtention d'un signal en provenance de l'hydrogène. Cette limitation est exacerbée par la très courte durée de vie de ce signal en présence des gradients de champ magnétique induit par les différences de susceptibilité magnétique à l'interface air-tissu. Dès 1984, Rinck, Petersen et Lauterbur proposèrent d'utiliser un gaz traceur, tétrafluorométhane (CF_4), afin de visualiser les voies aériennes par IRM du fluor (Rinck, Petersen, and Lauterbur 1984). Ces gaz ayant des temps de relaxation très courts il est indispensable d'accumuler des acquisitions pour obtenir une image. Cette accumulation peut conduire à des acquisitions de plus de 12 heures (Lizak, Conradi, and Fry 1991). Pour réduire le nombre d'accumulations, il faut utiliser un gaz ayant un signal plus élevé. C'est en 1994 que l'idée fut proposée d'augmenter l'aimantation du xénon-129 d'un facteur 10^5 par hyperpolarisation (Albert *et al.* 1994). Cette technique permet d'augmenter la différence de population entre les deux niveaux d'énergies d'un spin $1/2$. Dite de polarisation ou d'hyperpolarisation, elle a été appliquée en particulier à l'hélium-3 (3He), au xénon-129 (^{129}Xe) et au carbone-13 (^{13}C). La difficulté de polarisation ainsi que le coût élevé des techniques ont poussé la communauté à trouver un autre atome, le fluor-19 (^{19}F), permettant d'obtenir du signal dans les voies aériennes. C'est en 1999 que l'équipe de Kuethe *et al.* obtient les premiers résultats sur des poumons de rats (Kuethe *et al.* 1998).

La première imagerie dynamique est obtenue par Schreiber *et al.* en 2001 à Mainz, Allemagne, sur poumons de cochon (Schreiber *et al.* 2001).

2.2. IRM statique et dynamique tissulaire standard

Pour soutenir le développement de la connaissance des causes du SAOS, de nombreuses études ont été menées afin de caractériser les structures tissulaires des voies aériennes. La première étude anatomique menée par IRM fut entreprise par Rodenstein *et al.* en 1990 afin de mesurer les dimensions du pharynx (Rodenstein *et al.* 1990).

Etant donné le caractère transitoire de l'apnée du sommeil, correspondant au mouvement des structures molles et aux différentes susceptibilités magnétique des tissus et du gaz des VAS, nous nous attacherons à l'étude des techniques permettant de limiter les artefact liés aux inhomogénéités de champ magnétique résultant et d'atteindre des résolutions temporelles proche des phénomènes mis en jeu.

2.2.1. Échantillonnage du plan de Fourier selon un schéma cartésien

2.2.1.1. Séquence d'écho de spin

La première façon de limiter l'effet de l'inhomogénéité du champ magnétique, comme le montre la Figure 2.13, est d'appliquer une séquence d'écho de spin. Pour cela, une impulsion radiofréquence de 180° est produite à $T_E/2$ afin de retarder les spins en avance de phase et d'avancer les spins en retard de phase et produire un écho de signal par le rephasage des spins au moment de l'échantillonnage du signal.

Une séquence d'écho de spin offre plus de souplesse pour l'imagerie pondérée en T_1 , en T_2 ou en densité protonique. Elle est moins sensible à l'éventuelle inhomogénéité du champ statique B_0 et aux différences locales de susceptibilité magnétique.

Avant d'appliquer de nouveau la séquence d'impulsions RF et de gradients de champ, pour acquérir une nouvelle ligne du plan de Fourier, il faut attendre que l'aimantation longitudinale revienne à sa valeur d'équilibre thermique. Afin de réduire le temps de répétition, des gradients de dispersion peuvent être introduits éliminant toute aimantation résiduelle.

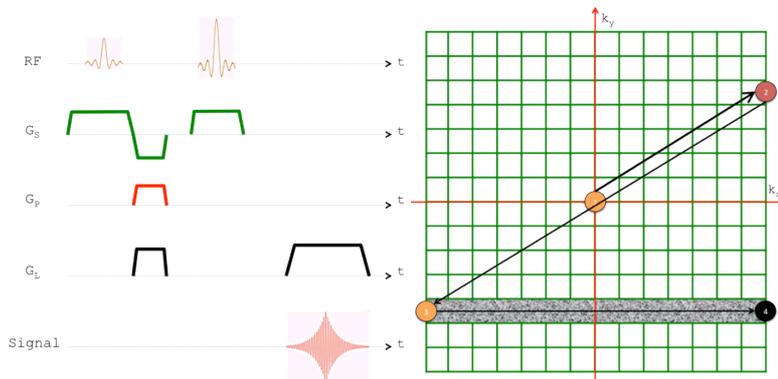


Figure 2.13 Séquence d'écho de spin : chronogramme et parcours dans le plan de Fourier correspondant.

2.2.1.2. Séquence d'écho de gradient

La séquence d'écho de gradient a été décrite par Haase *et al.* en 1986 sous le nom de FLASH : *Fast Low Angle SHot* (Haase *et al.* 1986). La Figure 2.14 représente la séquence de base.

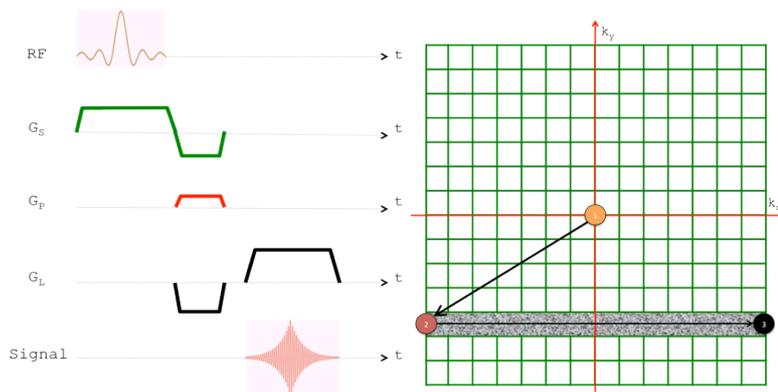


Figure 2.14 Séquence d'écho de gradient : Chronogramme et parcours dans le plan de Fourier correspondant⁶.

⁶ Imagerie par résonance magnétique : bases physiques et méthodes. Michel Décorps. CNRS édition

A la différence de la séquence d'écho de spin, la séquence d'écho de gradient ne dispose pas d'une impulsion de refocalisation (RF à 180°) ce qui en réduit le temps d'écho (T_E) et par suite le temps de répétition (T_R) entre chaque ligne d'acquisition de l'espace-k. Cependant, l'absence de cette impulsion rend la séquence plus sensible aux inhomogénéités de champ magnétique et en particulier à celles induites localement par les différences de susceptibilité magnétique.

Pour sa rapidité propre, la séquence FLASH a été utilisée en 1993 dans une évaluation des voies aériennes pharyngales qui révéla la présence d'une occlusion en état de sommeil chez un patient atteint de SAOS (Suto *et al.* 1993). La technique Turbo FLASH mise en œuvre dans cette étude utilise de très petits angles. L'angle de bascule est de 8° pour un temps d'acquisition par image de 1,13 s avec une matrice de 128×128 , une résolution de $1,9 \times 1,9 \times 10 \text{ mm}^3$. Les temps d'écho et de répétition étaient $T_E = 3,5 \text{ ms}$ et $T_R = 6,5 \text{ ms}$.

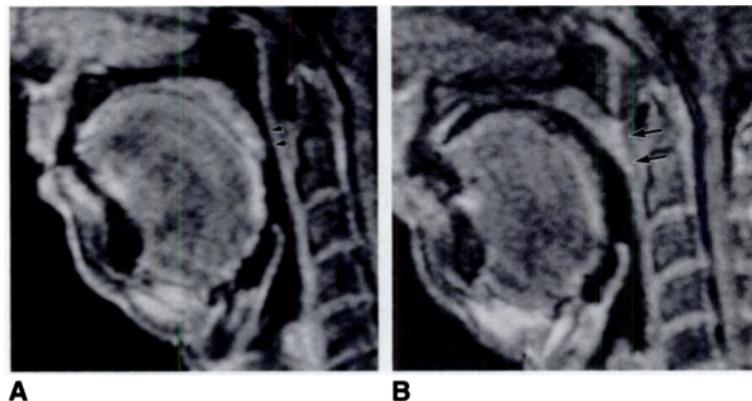


Figure 2.15 Imagerie par résonance magnétique bidimensionnelle des voies aériennes supérieures sur patient atteint de syndrome d'apnée obstructive du sommeil. Différence entre le sujet à l'état d'éveil (A) et à l'état de sommeil (B). L'occlusion est observée au niveau du voile du palais (Suto *et al.* 1993).

Dans la même année, Shellock *et al.* ont implémenté une séquence d'écho de gradient partiel permettant d'atteindre une résolution temporelle proche de la seconde par image avec une matrice de 160×128 , une résolution spatiale de $1,25 \times 1,5 \times 5 \text{ mm}^3$, avec $T_E = 2,9 \text{ ms}$ et $T_R = 8,4 \text{ ms}$ (Shellock *et al.* 1992). Les images obtenues ont été

synchronisées sur plusieurs cycles respiratoires et un basculement de la langue a pu être observé (Figure 2.16).

En 1998, l'équipe de Jäger a mis à profit la séquence FLASH pour atteindre une résolution temporelle d'environ 200 ms avec $T_E = 1,7$ ms et $T_R = 3,5$ ms (Jäger *et al.* 1998). Une comparaison en position de repos et soumis à la manœuvre de Müller a mis en évidence une mobilité plus importante chez les sujets apnéiques (Figure 2.17).

L'utilisation de la séquence FLASH a considérablement amélioré la résolution temporelle de l'IRM en se passant de l'impulsion de refocalisation et en minimisant les temps de répétition T_R et d'écho T_E . Ce gain en temps d'acquisition est limité par les performances techniques des gradients. De plus, comme l'évoque Anil Rama en 2002, la commutation très rapide des gradients durant une séquence FLASH génère de hauts niveaux sonores pouvant empêcher le sujet de s'endormir (Rama 2002).

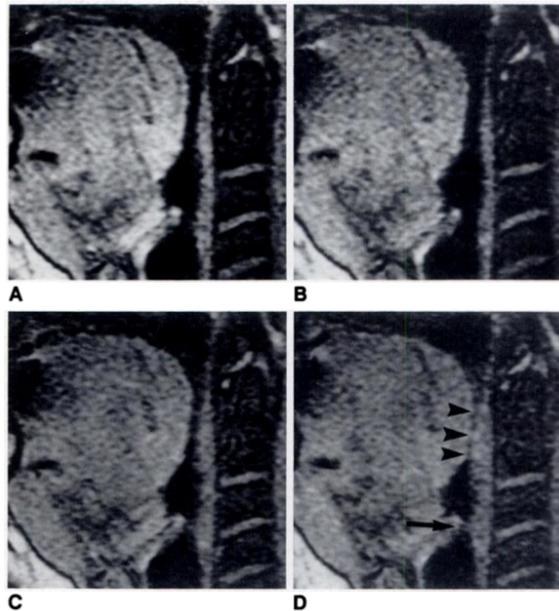


Figure 2.16 imagerie par résonance magnétique du basculement de la langue obtenue par méthode GRASS (Shellock *et al.* 1992).

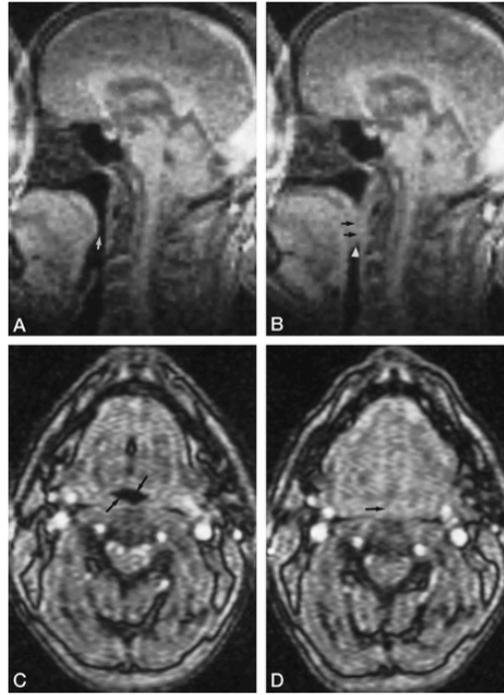


Figure 2.17 Imagerie 2D obtenue avec une séquence FLASH : Coupe sagittale (haut) et axiale (bas) sur le même patient en respiration normale (A et C) et durant la manœuvre de Müller (B et D) (Jäger *et al.* 1998).

2.2.2. Échantillonnage du plan de Fourier selon un schéma non cartésien

D'autres stratégies d'échantillonnage du plan de Fourier peuvent être suivies pour acquérir une image RMN. Des trajectoires radiales (Figure 2.18 A) ou spirales (Figure 2.18 B) sont utilisées en particulier pour réduire le temps d'écho T_E . Ces stratégies permettent non seulement d'augmenter le contraste de l'image et de limiter l'artéfact de mouvement par sur-échantillonnage du centre du plan de Fourier mais aussi de réduire le temps d'acquisition dans certaines applications.

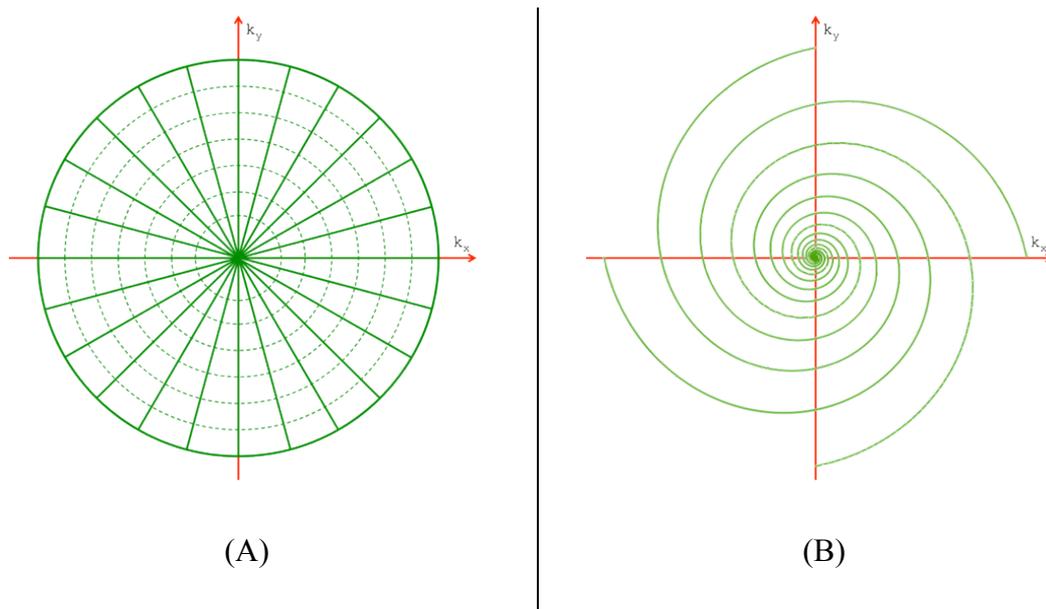


Figure 2.18 Échantillonnage de l'espace-k pour des acquisitions radiale (A) et spirale (B)

2.2.2.1. Trajectoire spirale

Plusieurs types de spirale peuvent être suivis. La trajectoire implémentée dans l'imageur 1,5 T du CIERM (Achieva, Philips, Best, Les Pays-Bas) sur lequel j'ai mené mes travaux, est une spirale multipasse à vitesse angulaire constante. Le chronogramme de la séquence correspondante est schématisé sur la Figure 2.19.

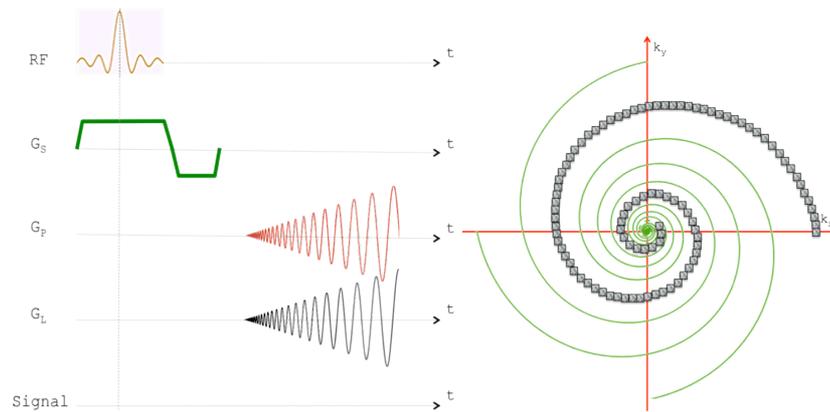


Figure 2.19 Séquence d'acquisition spirale multipasse : Chronogramme (gauche) et trajectoire suivie dans le plan de Fourier (droite)

La vitesse angulaire constante est donnée par, $\theta(t) = \frac{N\pi}{T_{acq}} \cdot t$ où T_{acq} est la durée d'application des gradients.

En 2004, Shrikanth Narayanan *et al.* obtiennent des images de mouvement de la langue lors de prononciation des voyelles, telle que « l » ou « n », avec une matrice de 112×112 pour une résolution spatiale de $2,7 \times 2,7 \times 5 \text{ mm}^3$, des temps de séquence $T_R = 5,5 \text{ ms}$ et $T_E = 1,8 \text{ ms}$ pour une résolution temporelle de 110 ms (Narayanan *et al.* 2004).



Figure 2.20 Imagerie par résonance magnétique des mouvements de la langue lors de prononciation des consonnes « l » et « n » situées dans différentes phrases. Acquisition spirale avec une résolution temporelle de 110 ms (Narayanan *et al.* 2004).

2.2.2.2. Trajectoire radiale

L'échantillonnage du plan de Fourier le long des rayons ou des diamètres d'un disque centré dans le plan suit génériquement une trajectoire radiale. Nous limiterons l'étude ici à l'acquisition de diamètres dont la séquence est représentée à la Figure 2.21. Le champ de vue pour une telle stratégie radiale dans un plan à deux dimensions est un disque.

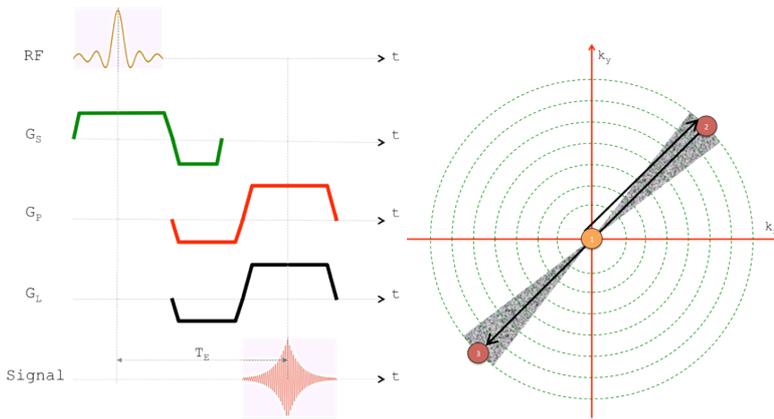


Figure 2.21 Séquence d'acquisition radiale: Chronogramme (gauche) et trajectoire suivie dans le plan de Fourier (droite)

L'amplitude des gradients est donnée par $G_P = G_0 \cos(\theta)$ et $G_L = G_0 \sin(\theta)$ avec θ l'angle d'échantillonnage et :

$$\Delta\theta = \frac{\pi}{N_D} \quad < 2-20 >$$

où N_D le nombre de diamètres. Et l'échantillonnage radial :

$$\Delta k = \frac{1}{D} \quad < 2-21 >$$

avec $k \in \llbracket -k_{max}; k_{max} \rrbracket$

Afin d'éviter un repliement du signal dans le plan image, il faut avoir un nombre d'angle N_θ et un nombre d'échantillon radial N_R tel que :

$$N_\theta \geq \pi k_{max} R \quad < 2-22 >$$

et
$$N_R \geq 2k_{max} R \quad < 2-23 >$$

Le nombre minimal de points nécessaires est :

$$N_\theta N_R \geq 2\pi(k_{max} R)^2 \quad < 2-24 >$$

Cette limite est également connue sous le nom de critère de Nyquist.

L'acquisition radiale a été essentiellement utilisée dans l'observation des mouvements des voies aériennes supérieures lors de la parole. L'acquisition radiale, combinée à la technique FLASH, a été utilisée en 2012 par Niebergall pour observer les mouvements de la langue, comme le montre la Figure 2.22 (Niebergall *et al.* 2013).

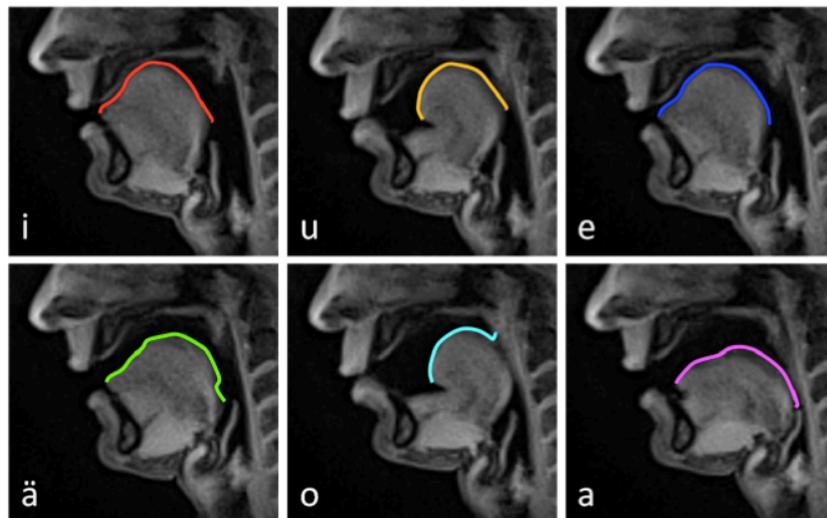


Figure 2.22 Imagerie par résonance magnétique des mouvements de la langue lors de prononciation de voyelles. Acquisition radiale avec une matrice de 128×128 , une résolution spatiale de $1,5 \times 1,5 \times 10 \text{ mm}^3$ pour une durée d'acquisition de 33 ms (Niebergall *et al.* 2013).

La comparaison avec l'échantillonnage cartésien montre que l'acquisition radiale nécessite un nombre d'échantillons $\pi/2$ plus important. Ce qui explique pourquoi les acquisitions radiales sont plus longues. Cependant un sous-échantillonnage du plan de Fourier peut réduire le temps d'acquisition de plusieurs facteurs.

La reconstruction des données acquises en suivant une stratégie radiale ou spirale est moins triviale et plus exigeante que la transformée de Fourier nécessaire après un échantillonnage cartésien.

Pour atteindre la résolution temporelle permettant d'imager l'obstruction des VAS, différentes méthodes d'accélération des acquisitions IRM dynamiques ont été abordées et développées au cours de cette thèse. Nous n'avons pas exploité le gain potentiel disponible lors de l'utilisation d'un réseau d'antennes qui supplémenter le gain présentés par la suite. Ces approches se baseront, avec une seule antenne réceptrice, sur un sous-échantillonnage régulier : k-t BLAST (J. Tsao, Boesiger, and Pruessmann 2003) ou GRAPPA (Griswold *et al.* 2002), ou irrégulier : CS (Donoho 2006).

2.3. IRM dynamique tissulaire sous-échantillonnée

Lors d'acquisitions dynamiques, l'exploitation des corrélations spatiotemporelles présentes dans l'imagerie RMN, entre l'espace-k et le temps t , permet de réduire la quantité nécessaire de données à acquérir tout en recouvrant l'information suffisante à la reconstruction complète de l'image. Autrement dit ceci autorise, pour un temps d'acquisition donné, une amélioration de la résolution temporelle ou de la résolution spatiale.

Depuis le début de l'imagerie par RMN, les techniques d'acquisition n'ont cessé d'évoluer dans l'objectif de réduire le temps d'acquisition. Pour cela, on peut soit acquérir moins de données dans l'espace-k, soit optimiser les séquences pour réduire les paramètres temporels. Cependant, la première technique est limitée par la contrainte du critère de Nyquist et la seconde solution par les limitations matérielles.

2.3.1. k-t broad-use linear acquisition speed-up technique (BLAST)

Basée sur cette approche, deux méthodes ont été développées afin d'améliorer la résolution temporelle : le k-t BLAST : Broad-use Linear Acquisition Technique (Jeffrey Tsao, Behnia, and Webb 2001) et le k-t SENSE : SENSitivity Encoding (Pruessmann *et al.* 1999).

Cette approche a été utilisée dans plusieurs domaines, spécialement ceux qui ont des mouvements quasi-périodiques, tels que le battement cardiaque, les poumons ou l'abdomen.

En effet, avec les méthodes les plus classiques, celles que nous venons de décrire, on parcourt toutes les lignes du plan de Fourier alors qu'avec le k-t BLAST on va acquérir moins de lignes dans l'espace-k. En réduisant le nombre de lignes, on réduit le champ de vue engendrant un phénomène de repliement. Basée sur la corrélation de l'espace-k et du temps, une donnée manquante est estimée par rapport aux autres points environnants.

La méthode du k-t BLAST consiste à déplier l'image, c'est-à-dire à revenir à l'image d'origine en séparant les pixels ayant subi un repliement. Sachant que les séries d'images d'objets qui se produisent naturellement montrent une certaine corrélation entre l'espace et le temps, on arrive à remonter aux données manquantes.

L'IRM dynamique acquiert des données dans l'espace des k à des différents temps t, elles sont alors acquises dans l'espace k-t. L'arrangement de ces échantillons discrets dans l'espace k-t est appelé le « motif d'échantillonnage k-t ».

La reconstruction d'une série d'images acquises à différents temps implique la détermination du signal de l'objet dans l'espace k-t. Selon les propriétés de la transformée de Fourier, l'échantillonnage discret dans l'espace k-t conduit à une convolution du signal de l'objet avec la fonction d'étalement du point dans l'espace réciproque x-f - « x » et « f » sont les axes conjugués de « k » et « t » après une transformée de Fourier inverse.

La Figure 2.23 montre un motif d'échantillonnage k-t obéissant à une répartition régulière. La direction du codage de fréquence est orienté perpendiculairement au plan

k - t et est reconstruite par application de la transformée de Fourier inverse. « k » est pris le long de la direction du codage de phase. A chaque instant d'échantillonnage dynamique t_d , l'espace des k est sous-échantillonné selon une grille cartésienne et les lignes du plan de Fourier sont acquises régulièrement espacées pour différentes valeurs du gradient de codage de phase.

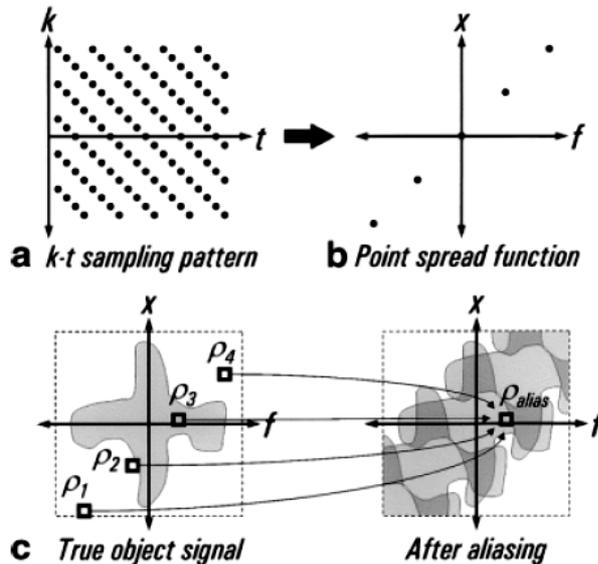


Figure 2.23 (a) Motif d'échantillonnage de l'espace k - t dans le cas d'une reconstruction k - t BLAST (b) Représentation dans le plan x - f de la fonction de dispersion de point (c) Image d'un objet dans le plan x - f pour une acquisition complète (d) Image de l'objet repliée dans le plan x - f pour une acquisition partielle selon le motif d'échantillonnage (a) (J. Tsao, Boesiger, and Pruessmann 2003).

Du fait de la structure régulière du motif d'échantillonnage dans l'espace k - t , la réponse impulsionnelle dans l'espace x - f présente aussi une structure régulière (Figure 2.23 b). Puisque l'échantillonnage dans l'espace k - t est fini, la réponse impulsionnelle est une superposition de fonctions sinus cardinal. En haute résolution, les fonctions sinus cardinal ont un lobe principal très étroit de telle sorte que la réponse impulsionnelle peut être raisonnablement représentée par une superposition de fonctions delta arrangées régulièrement de la même façon. La convolution avec une telle réponse impulsionnelle conduit à une réplique périodique du signal de l'objet.

Le signal ρ_i provenant de plusieurs endroits, $i = \{1, 2, 3, 4\}$ sur la Figure 2.23 c, est combiné en un seul nommé ρ_{alias} sur la Figure 2.23 d. Mathématiquement, ce repliement peut être exprimé par :

$$[1 \ 1 \ 1 \ 1] \begin{bmatrix} \rho_1 \\ \rho_2 \\ \rho_3 \\ \rho_4 \end{bmatrix} = \mathbf{1}\boldsymbol{\rho} = \rho_{alias} \quad < 2-25 >$$

C'est un système sous-déterminé pour lequel il existe une infinité de solutions.

Une première solution serait de dire que toute l'énergie est contenue dans les basses fréquences et ainsi dire que $\rho_1 = \rho_3 = \rho_4 = 0$ et $\rho_2 = \rho_{alias}$ puisque ρ_2 est le plus proche de la fréquence $f = 0$. Parfois cette technique peut conduire à des signaux incorrects, comme dans notre exemple de la Figure 2.23.

Une seconde solution serait d'utiliser les informations *a priori* obtenues soit par une connaissance du système soit par des mesures supplémentaires. Si on sait que seul un voxel contient tout le signal (dans notre cas ρ_3), alors tout le signal contenu dans le voxel ρ_{alias} peut lui être attribué et les autres voxels sont remis à zéro $\rho_1 = \rho_2 = \rho_4 = 0$. Mais cette méthode ne peut pas être utilisée car il est généralement probable que plusieurs voxels contiennent du signal.

La reconstruction mise en œuvre dans l'approche k-t BLAST vise à trouver la solution appropriée parmi toutes les solutions en extrayant une somme d'information déjà présente dans l'ensemble du jeu de données dynamiques acquis au cours du temps.

On introduit pour cela deux grandeurs qui caractérisent la variation simultanée de deux variables de la mesure : la matrice de covariance du signal et la matrice de covariance du bruit de l'antenne. On applique alors une méthode de régularisation qui consiste à trouver un compromis entre une fidélité aux données mesurées et une fidélité aux informations *a priori*.

L'équation permettant d'obtenir une solution à l'équation < 2-25 > est :

$$\min \|\rho_{alias} - \mathbf{1}\rho\|_{\Psi^{-1}}^2 + \|\rho - \underline{\rho}\|_{M^{-2}}^2 \quad < 2-26 >$$

avec $\underline{\rho}$ valeur estimée de ρ , Ψ est la variance du bruit, M , qui représente une estimation *a priori* de la distribution du signal dans le domaine (x, f) , est une matrice carrée diagonale dont les éléments valent $M_{ii} = \|m(x_i, f_i)\|^2$.

La résolution de l'équation < 2-26 > selon la norme L2 conduit à la solution suivante :

$$\rho = \underline{\rho} + M^2 \mathbf{1}^H (1M^2 \mathbf{1}^H + \Psi)^{-1} (\rho_{alias} - \mathbf{1}\underline{\rho}) \quad < 2-27 >$$

L'estimation de la matrice M est obtenue par acquisition d'images de basse résolution appelées « données d'estimation ». Ces « données d'estimation » peuvent être acquises avant ou pendant l'acquisition des données sous-échantillonnées de l'image Figure 2.24 :

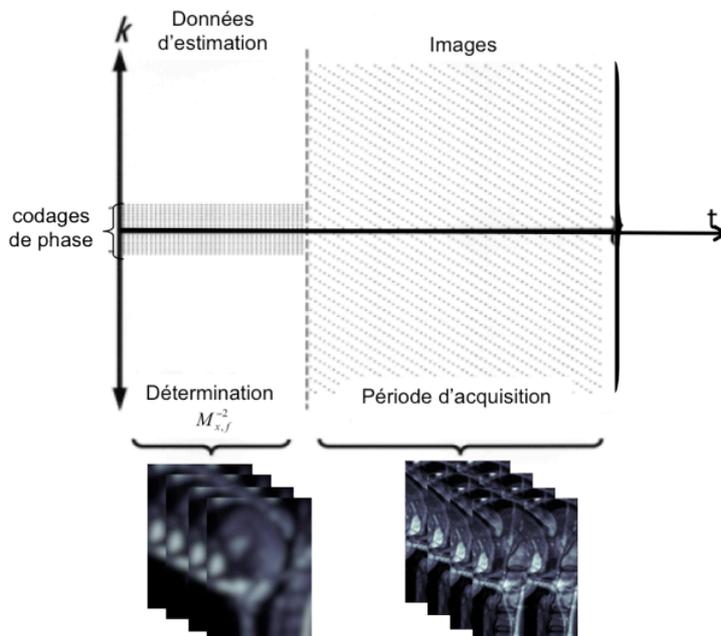


Figure 2.24 Acquisitions des données d'estimation basse résolution et des données image sous-échantillonnée pour une reconstruction k-t BLAST (J. Tsao, Boesiger, and Pruessmann 2003).

Malgré un repliement du signal pouvant atteindre un facteur de 8, la résolution de l'équation < 2-27 > permet de revenir à l'image d'origine.

2.3.2. Generalized autocalibrating partially parallel acquisitions (GRAPPA)

Contrairement à la technique du k-t BLAST, où la reconstruction est effectuée dans l'espace image, il est possible de reconstruire les données sous-échantillonnées en estimant les valeurs dans l'espace-k. C'est la solution que propose la méthode GRAPPA en estimant les données manquantes d'une acquisition sous-échantillonnée par une combinaison linéaire des données acquises selon l'équation suivante :

$$S(k_y + m\Delta k_y) = \sum_{b=0}^{N_b-1} w(m,b)S(k_y + bR\Delta k_y) \quad < 2-28 >$$

où b est un entier définissant le bloc de données non acquis entre une ligne acquise et $R - 1$ lignes non acquises, avec R , le facteur d'accélération de l'acquisition, et où $w(m,b)$ est le poids de la position m associée au bloc b . L'équation précédente est définie pour les lignes d'acquisition situées dans la partie supérieure de l'espace k , c'est-à-dire pour $k_y \geq 0$. L'écriture matricielle de l'équation < 2-28 > devient :

$$S(k_y + m\Delta k_y) = \mathbf{W}_{mb}S(k_y) \quad < 2-29 >$$

avec \mathbf{W}_{mb} matrice de pondération dont les éléments sont $w_{m,b}$.

La Figure 2.25 représente les différentes étapes permettant de reconstruire des données par la technique GRAPPA. Après avoir acquis les données sous-échantillonnées une première étape consiste à extraire les éléments de pondérations $w(m,b)$. Ils sont obtenus à partir des lignes acquises et en résolvant l'équation < 2-30 >. Ces pondérations sont par la suite utilisées pour estimer les données manquantes. A la différence du k-t BLAST, GRAPPA ne nécessite pas l'acquisition de « données d'estimation » pour la reconstruction. En effet les pondérations $w_{m,b}$ sont obtenues par exploitation des données acquises (Figure 2.25 B).

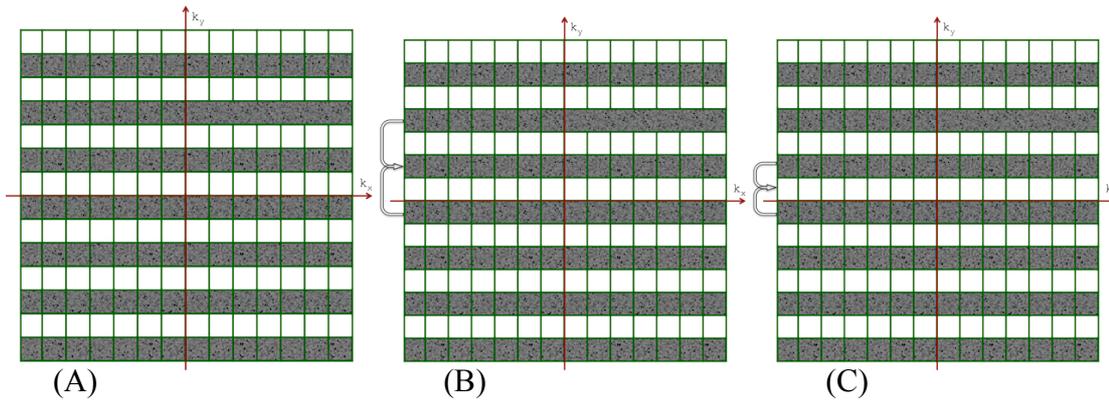


Figure 2.25 Etapes de reconstruction d’une acquisition GRAPPA. A partir des données sous-échantillonnées de l’espace-k (A), une construction des valeurs de pondération est faite (B) puis la reconstruction des données manquantes est obtenue par combinaison linéaire des pondérations et du signal acquis (C).

D’après les résultats de Griswold *et al.* obtenus en 2005, les différentes pondérations W_{mb} peuvent être déterminées par W_1 la matrice de pondération pour $m = 1$ et $b = 1$ (Griswold *et al.* 2002). Par exemple si l’on cherche à déterminer $S(k_y + 2\Delta k_y) = W_2 S(k_y)$ on passera par le calcul de :

$$S(k_y + 2\Delta k_y) = W_1 S(k_y + \Delta k_y) \quad < 2-30 >$$

$$S(k_y + 2\Delta k_y) = W_1 W_1 S(k_y) \quad < 2-31 >$$

Il est également démontré dans ces travaux que la détermination de S pour les échantillons $k_y \leq 0$ peut être obtenue par:

$$S(k_y - \Delta k_y) = W_{-1} S(k_y) \quad < 2-32 >$$

pourra être faite grâce à la relation $W_1 W_{-1} = I$. Ce qui signifie que les pondérations $w_{m,b}$ pour un déplacement Δk_y sont inversement proportionnelles à un déplacement $-\Delta k_y$.

L'utilisation de GRAPPA, par l'équipe de Micheal Mark de l'Université de Freiburg, a permis d'obtenir des images de mouvement du larynx lors d'une déglutition avec une résolution temporelle de 100 ms et une résolution spatiale $1,7 \times 2,7 \times 11 \text{ mm}^3$ avec une matrice de 128×82 pour un $T_R = 2,7 \text{ ms}$ et un $T_E = 1,3 \text{ ms}$ avec un facteur de réduction $R = 3$ (Breyer *et al.* 2009). La Figure 2.26 donne un aperçu des résultats obtenus à l'Université de Freiburg :

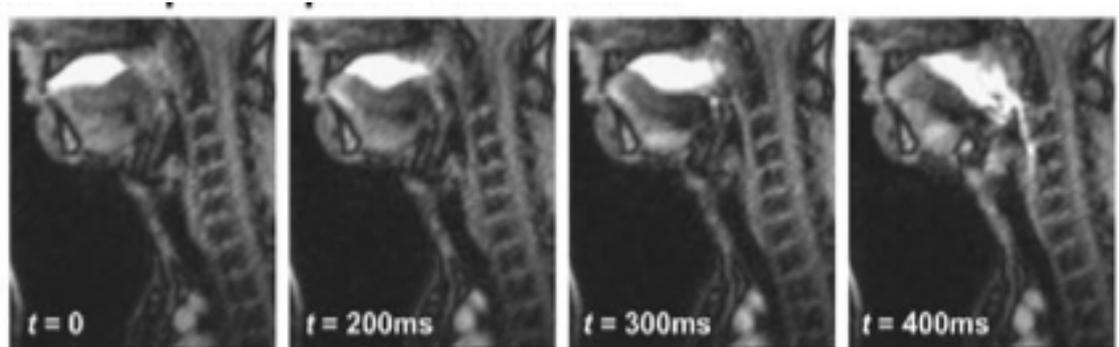


Figure 2.26 Mouvement de la langue pendant une déglutition. IRM dynamique avec une résolution temporelle de 100 ms avec $res = 1,7 \times 2,7 \times 11 \text{ mm}^3$ matrice = 128×82 , $T_R = 2,7 \text{ ms}$, $T_E = 1,3 \text{ ms}$ avec un facteur de réduction $R = 3$ (Breyer *et al.* 2009)

GRAPPA présente l'avantage de ne pas nécessiter une mesure de la carte de sensibilité de l'antenne contrairement à la technique SENSE (SENSitive Encoding). SENSE est une extension de la technique BLAST exploitant une information supplémentaire, la carte de sensibilité des antennes. Toutefois dans les zones, avec de faibles densités protoniques, telles que les voies aériennes, la carte de sensibilité des antennes peut être difficile à obtenir.

Le temps d'acquisition obtenue ci-dessus n'est pas encore suffisant pour l'étude d'une occlusion des VAS dont le temps de fermeture est inférieure à 100 ms.

Pour atteindre une résolution temporelle inférieure tout en augmentant la résolution spatiale, il est impératif de réduire d'avantage le nombre d'échantillon acquis. Pour cela nous avons fait le choix d'utiliser le « compressed sensing ».

2.3.3. Compressed Sensing (CS)

La technique du « compressed sensing » (CS) est basée sur la compression des données. A la différence des autres méthodes de compression où l'acquisition complète de l'image est suivie de la compression, le CS intègre directement la compression de l'image durant son acquisition.

Pour le CS, le plan de Fourier est échantillonné de façon aléatoire et l'image est reconstruite par minimisation de norme L^1 . Le nombre total de points à acquérir est déterminé par la parcimonie de l'image dans une base choisie de représentation des données (espace k, espace image, ou dans une base d'ondelettes).

Trois conditions sont nécessaires pour une reconstruction optimale en CS :

1. la parcimonie du signal
2. l'échantillonnage incohérent
3. la reconstruction non linéaire

Pour poser les principes du CS, nous prendrons $X = [x_1, x_1, \dots, x_N]$, le vecteur signal dans \mathbb{R}^N , et $Y = [y_1 \ y_2 \ \dots \ y_{m-1} \ y_m]$ le vecteur de la mesure effectuée, avec $Y \in \mathbb{R}^m$. Soit \mathcal{F} la matrice de mesure telle que :

$$Y = \mathcal{F}X \quad \text{< 2-33 >}$$

Pour appliquer cette méthode à une image appartenant à \mathbb{R}^{N^2} , il suffira de transformer la matrice image de dimension (N, N) en un vecteur $(N^2, 1)$.

2.3.3.1. Parcimonie et décomposition en ondelettes

Soit S la projection du signal dans une base orthonormale $\psi = [\psi_1 \ \dots \ \psi_N]$ avec ψ un vecteur de $(N \times M)$ éléments tel que le signal s'écrit :

$$S_i = \langle X, \psi_i \rangle \quad \text{< 2-34 >}$$

La parcimonie de S dans la base ψ est donnée par :

$$\|S\|_p = \left(\sum_i (|S_i|)^p \right)^{1/p} \leq \epsilon \quad < 2-35 >$$

où $0 < p < 2$ et $\epsilon > 0$.

La parcimonie d'une image est ainsi déterminée non seulement par le signal lui-même mais aussi par le choix de la base. Aussi la base sera-t-elle choisie pour la reconstruction des données afin de maximiser la parcimonie. L'utilisation de la base des ondelettes permet par exemple de ne retenir généralement qu'une faible partie de signal considéré comme utile. Utilisé dans la compression d'image JPEG2000, elle permet d'atteindre des taux de compression de plus de 95 %.

La décomposition sur la base d'ondelettes $\psi(\alpha(t - b))$, avec $(\alpha, b) \in (\mathbb{R}^* \times \mathbb{R})$, d'un signal X est définie par :

$$S(\alpha, b) = \langle X, |\alpha|^{-\frac{1}{2}} \psi(\alpha(t - b)) \rangle \quad < 2-36 >$$

Ces fonctions sont formées de dilatées/contractées, selon la valeur de α , et de translatées, b , de ψ . Une grande valeur de α correspond aux hautes fréquences et une petite valeur correspond aux basses fréquences. A la différence de la projection sur un plan de Fourier, la décomposition en ondelettes est une analyse du signal multi-fréquentielle, encore appelé multi-résolution.

A chaque niveau de résolution j , on déterminera les composantes d'approximation et de détail du signal correspondant aux basses et hautes fréquences, respectivement.

Pour la suite, la fonction de projection sera :

$$S(\alpha, b) = \langle x, 2^{-j/2} \psi \left(\frac{t}{2^j} - k \right) \rangle, k \in \mathbb{Z} \quad < 2-37 >$$

L'équation < 2-37 > implique une décomposition en puissance de 2 et donc une taille d'image 2^N , telle que 64, 128 ou encore 256, est couramment utilisée en IRM-CS.

De façon pratique, l'analyse multi-résolution se fera par des bancs de filtres passe-bas notés \tilde{h}_0 et passe-haut notés \tilde{h}_1 . La décomposition d'un signal 1D, $a_0[k]$, sur une base d'ondelettes est schématisé de la façon suivante :

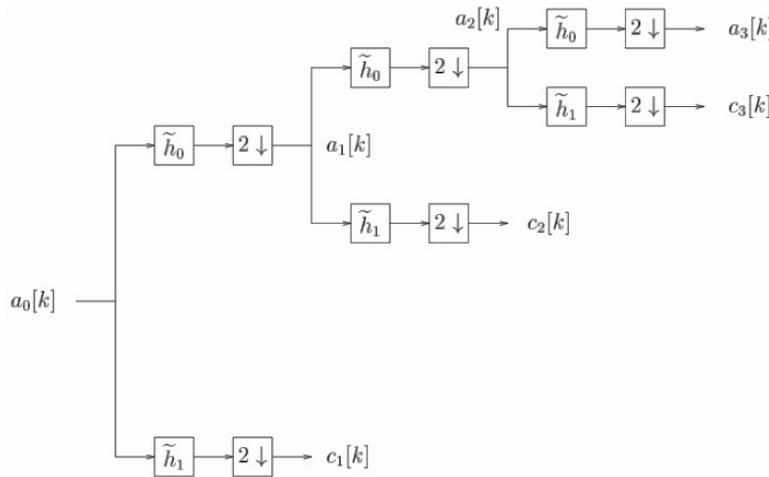


Figure 2.27 Décomposition d'un signal 1D à 3 niveaux sur une base d'ondelettes par filtres passe-bas \tilde{h}_0 et passe-haut \tilde{h}_1 . Le signal $a_0[k]$ est décomposé en un signal de détail $c_1[k]$ et d'approximation $a_1[k]$. Et de même le signal $a_1[k]$ est décomposé en un signal de détail $c_2[k]$ et d'approximation $a_2[k]$.

Pour mesurer l'intérêt d'une telle acquisition, nous avons simulé sur une acquisition IRM un taux de compression de 95 %. Dans notre cas d'utilisation, nous mesurerons la qualité de compression en fonction des valeurs contenues dans des régions d'intérêt (ROI).

Ainsi comme on le voit sur la Figure 2.28, un taux de compression des données de 95% se traduit par une modification de la valeur moyenne des ROI de moins de 1 %. Il est donc imaginable de réduire considérablement la quantité de données à acquérir et donc d'accélérer d'autant l'acquisition d'images des VAS pour suivre les phénomènes dynamiques en jeu.

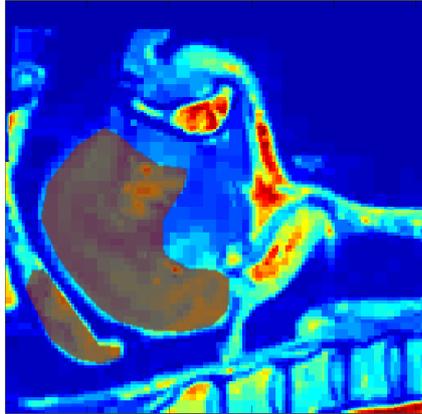


Figure 2.28 Compression d'une IRM des VAS avec les ondelettes de Haar à un taux de 95 %. La valeur moyenne dans les régions d'intérêt est recouverte avec moins de 1 % erreur.

Un taux de compression à 95 % signifie que seul 5 % des données dans la base des ondelettes sont exploitées pour reconstruire l'image. Dans le cas précédent, seulement 3277 points des 65536 du plan des ondelettes sont conservés pour reconstruire l'image IRM.

Nous pourrions également aller à des ordres de compression de 98 % mais dans ce cas l'image structurelle n'est plus exploitable (Figure 2.30 A). Afin d'accroître la compression et de ce fait la parcimonie, nous pouvons soit augmenter la résolution de l'image en passant de 256×256 à 512×512 soit changer de base de compression. Nous pouvons également appliquer la compression non plus dans le plan image mais dans le plan de Fourier, comme le montre la Figure 2.29.

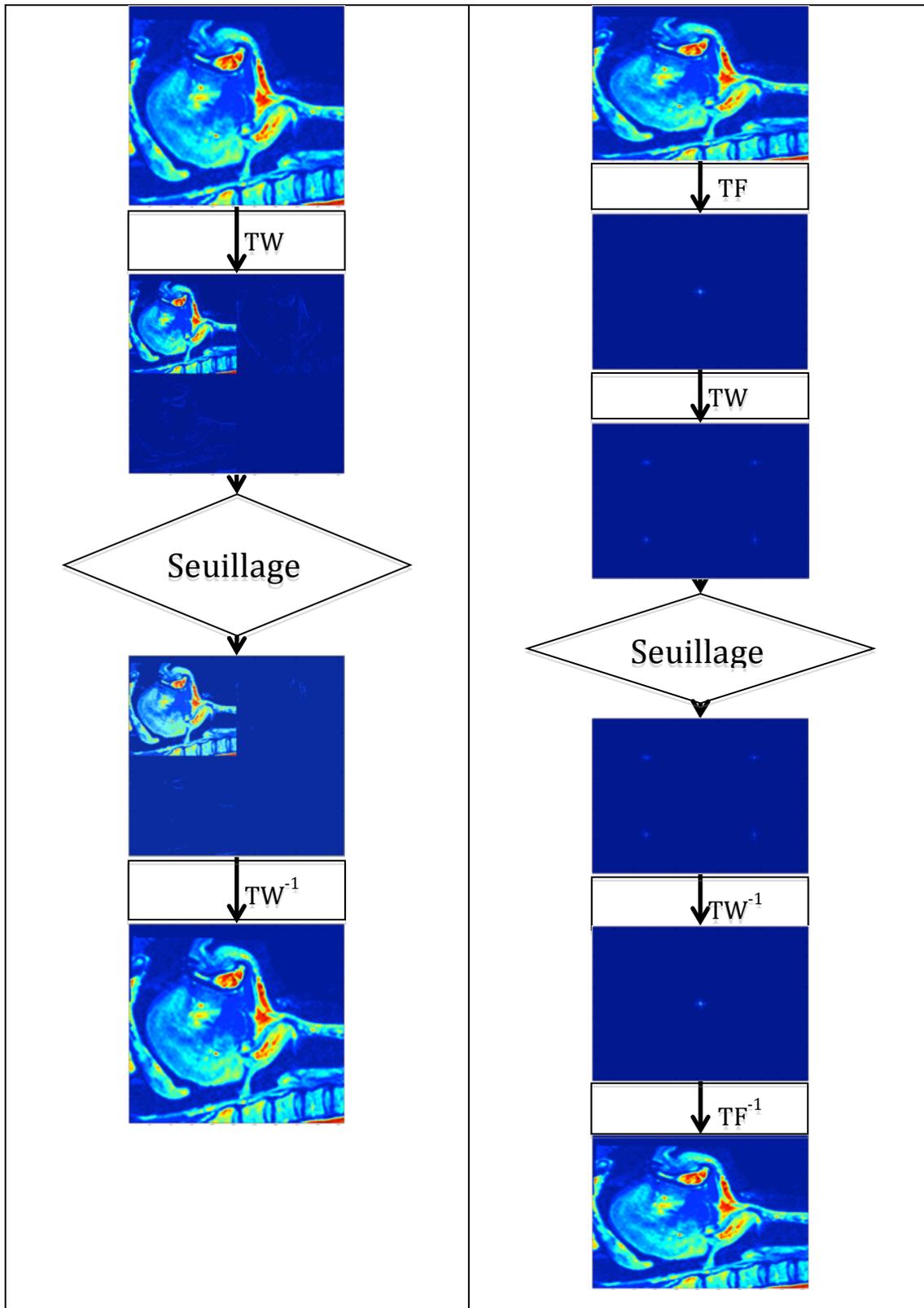


Figure 2.29 Schéma représentant les différentes étapes de compression des données par ondelettes. A gauche compression directe de l'image et à droite passage par la transformée de Fourier.

La Figure 2.30 montre une image des VAS reconstruite après un taux de compression de 98 %, dans la base du plan image (Figure 2.30 A) et dans celle du plan de Fourier (Figure 2.30 B).

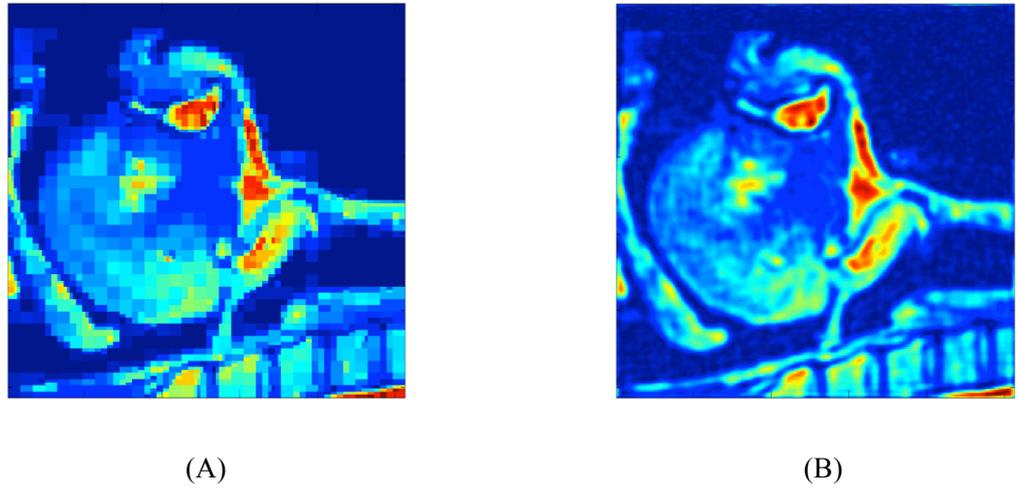


Figure 2.30 IRM des VAS après compression dans la base des ondelettes de Haar à un taux de 98 % (A) dans le plan image et (B) dans le plan de Fourier.

La compression par passage du plan de Fourier montre une meilleure robustesse vis-à-vis de la conservation des détails et de la valeur des pixels. Au-delà de l'augmentation de la parcimonie de l'image, la projection sur la base d'ondelettes du signal acquis par imagerie par résonance magnétique – c'est-à-dire dans le plan de Fourier – améliore la qualité de reconstruction de l'image. L'imagerie par résonance magnétique doit ainsi pouvoir bénéficier largement de l'application du CS.

2.3.3.2. Echantillonnage incohérent

La cohérence μ mesure l'étalement d'un signal entre deux bases. Elle est définie par (Candès and Wakin 2008):

$$\mu(\mathcal{F}, \psi) = \sqrt{N} \max_{1 \leq i, j \leq N} |\langle \mathcal{F}_j, \psi_i \rangle|, \quad \mu \in [1; \sqrt{N}] \quad < 2-38 >$$

où N est la taille du signal, \mathcal{F} la base de Fourier et ψ la base d'ondelettes.

Plus la valeur de μ est faible, plus les deux bases sont incohérentes. Cela signifie qu'un signal peu étendu dans une base sera très étalé dans l'autre base. La cohérence entre l'espace de Fourier et l'espace image est $\mu = 1$. C'est pour cette raison que le CS s'applique très bien à l'IRM.

En IRM, lorsque le signal est sous-échantillonné dans l'espace k , celui-ci est replié dans l'espace image. Pour un sous-échantillonnage cartésien aléatoire, le repliement est régulier alors que pour un échantillonnage non cartésien le repliement est dispersé dans toute l'image. Autrement dit, lorsque l'image est obtenue par acquisition aléatoire des lignes du plan de Fourier selon k_y , la cohérence du signal dans le plan image est grande puisque le repliement est imposé dans la seule direction, k_y (Figure 2.31) :

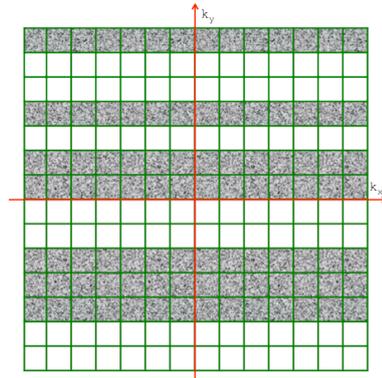


Figure 2.31 Sous-échantillonnage d'un plan de Fourier selon des lignes aléatoirement réparties selon la direction du codage de phase k_y .

Afin d'augmenter l'incohérence, une acquisition aléatoire selon les axes k_x et k_y est préférable (Figure 2.32).

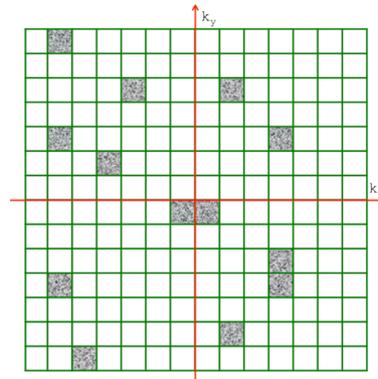


Figure 2.32 Sous-échantillonnage d'un plan de Fourier par des points aléatoirement répartis.

Dans la pratique, il est extrêmement coûteux en IRM d'acquérir point par point dans le plan (k_x, k_y) . Ainsi, un échantillonnage selon des trajectoires spirales (Bresch *et al.* 2008) ou radiales (Trzasko *et al.* 2011) est généralement implémenté.

Contrairement aux autres techniques de sous-échantillonnage, le CS est dépendant du choix de la base de projection et de la répartition des points d'acquisition de l'espace-k. Pour une meilleure reconnaissance des contours et de l'interface air-tissus, une optimisation de l'espace-k peut être faite (Y. Kim *et al.* 2007).

2.3.3.3. Une reconstruction non linéaire

Les techniques de résolution de l'équation < 2-34 > afin de retrouver le signal S reposent sur une minimisation de norme L^2 tel que :

$$\hat{S} = \underset{S}{\operatorname{argmin}} \|S\|_2 \quad \text{s. q. } Y = \mathcal{F}WS \quad \langle 2-39 \rangle$$

Malheureusement la minimisation de norme L^2 est inadaptée aux signaux parcimonieux. La résolution de l'équation < 2-34 > est alors obtenue par minimisation de norme L^1 . Selon la représentation de la Figure 2.33 (a) la norme L^2 donne une estimée du signal \hat{S} bien éloigné du signal réel S situé à l'intersection du plan de contrainte \mathcal{H} et de l'axe horizontal.

$$\hat{S} = \operatorname{argmin} \|S\|_1 \quad \text{s.t.} \quad Y = \mathcal{F}WS \quad < 2-40 >$$

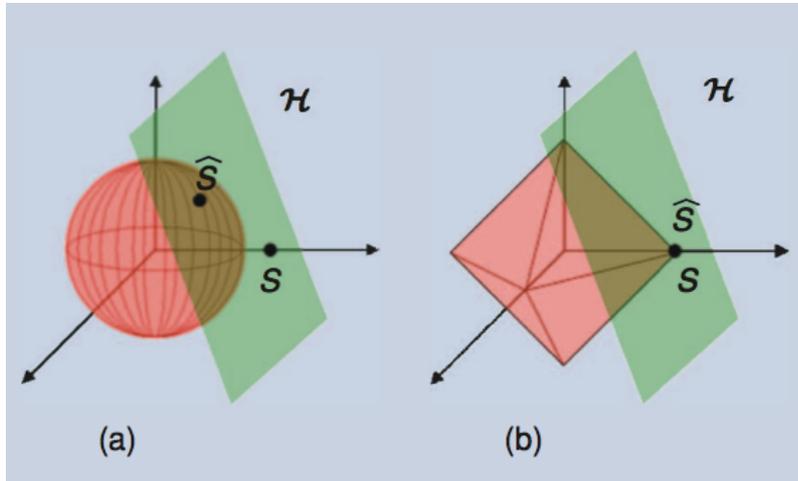


Figure 2.33 Représentation géométrique des sphères de minimisation en rouge et du plan de contrainte \mathcal{H} en vert. La solution parcimonieuse est située à l'intersection de l'axe avec le plan \mathcal{H} . (a) La solution par minimisation de norme L^2 n'atteint pas la vraie solution S (b) contrairement à la solution par minimisation de norme L^1 (Baraniuk 2007).

Théoriquement, il est possible de faire converger l'algorithme de minimisation de norme L^1 vers la solution exacte avec une probabilité $p \approx 1$ si le nombre de points de mesure m est tel que :

$$m \geq c \mu^2 K \log(N) \quad < 2-41 >$$

$$\text{avec } c = 22 (\delta + 1)$$

Dans la pratique, le bruit associé à la mesure écarte le résultat de la minimisation de la solution exacte et on prend comme rapport la valeur de 3 entre le nombre de points mesurés et la parcimonie d'une image.

2.3.3.4. Décomposition sur une base d'ondelettes

La représentation matricielle de l'équation < 2-34 > modifie l'équation < 2-33 > en :

$$Y = \mathcal{F}\psi S \quad < 2-42 >$$

où S est la représentation parcimonieuse du signal X dans la base ψ . Pour obtenir l'équation précédente, il faut avoir une représentation matricielle de la décomposition en ondelettes. La représentation matricielle est faite à partir des différents filtres appliqués h_s où $s \in \mathbb{Z}$ (Vidakovic 2009). La première décomposition notée ψ_1 vaut :

$$\psi_1 = \begin{bmatrix} H_1 \\ G_1 \end{bmatrix} \quad < 2-43 >$$

où H_1 et G_1 sont les représentations matricielles des filtres passe-bas et passe-haut de la décomposition en ondelettes.

La décomposition dite de niveau 2 sera effectuée par la matrice :

$$\psi_2 = \begin{bmatrix} \begin{bmatrix} H_2 \\ G_2 \end{bmatrix} \cdot H_1 \\ G_1 \end{bmatrix} \quad < 2-44 >$$

La décomposition de niveau n est induite par suite selon les équations précédentes

2.3.3.5. Algorithme de reconstruction

L'implémentation du « compressed sensing » est basée sur la technique de poursuite adaptative (*matching pursuit* en anglais). L'algorithme de reconstruction a été implémenté dans ce travail à partir des développements proposés dans la thèse de Karl Skretting (Skretting 2002). Il suit les étapes ci-dessous :

a *Algorithme de poursuite adaptative originale*

1. Initialiser $r = y, s = 0$
2. Calculer $u = (FW)^t r$
3. Trouver k tel que $|u(k)| = \max_k |u(i)|$
4. Actualiser le vecteur $s : s(k) = s(k) + u(k)$
5. Actualiser $r = r - u(k) \cdot (fw)_k$
6. Répéter les étapes 2 à 5 jusqu'à ce que s ait K points non nul

Cet algorithme d'implémentation simple présente quelques problèmes. Notamment, l'algorithme peut sélectionner plusieurs fois le même point et la valeur de ce point est à nouveau ajustée sans sélection d'un nouveau point.

Par suite, nous avons implémenté l'algorithme de poursuite adaptative orthogonale (*orthogonal matching pursuit* : OMP) qui, au lieu de sélectionner un seul vecteur de la base, utilise toute la base et réactualise ses vecteurs au fur et à mesure. OMP est proche de l'algorithme précédent excepté pour les étapes 4 et 5 :

b *Algorithme de poursuite adaptative orthogonale*

1. Initialiser $r_0 = y$ et $s = 0$
2. Calculer $u = (FW)^t r$
3. Trouver k tel que $|u(k)| = \max_k |u(i)|$
4. Actualiser s à l'itération $t : s_t = [s_{t-1} \ (fw)_k]$
5. Trouver y_t tel que $y_t = \arg \min \|s_t y - x\|_2$
6. Actualiser $r_t = r_0 - s_t \cdot y_t$
7. Répéter les étapes 2 à 6 jusqu'à ce que s ait K points non nul

L'OMP permet d'orthogonaliser la matrice à chaque itération et de minimiser l'erreur commise sur les points choisis au détriment d'un temps de calcul plus long que l'algorithme BMP (Mailhé *et al.* 2009).

Les deux algorithmes ont été validés sur un signal 1D. Comme le montre la figure suivante, un signal composé de 512 points avec une parcimonie de 492 a été reconstruit avec 49 points de mesures choisies aléatoirement dans le plan de Fourier.

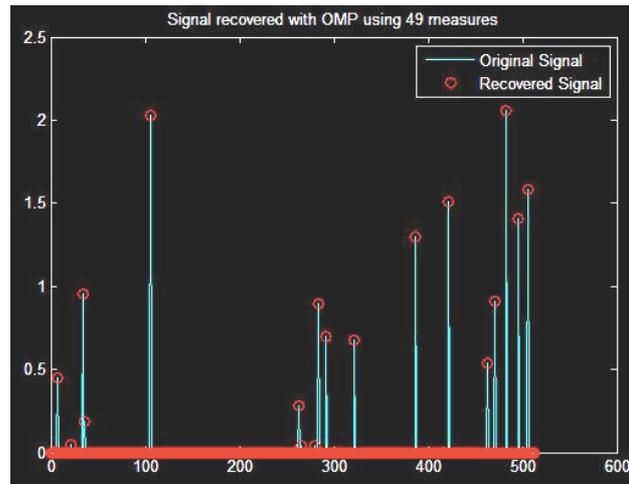


Figure 2.34 Résultat obtenu par l’algorithme de poursuite adaptative orthogonale (OMP) sur un signal de 512 points, une parcimonie de 492 et avec uniquement 49 points de mesure pris de manière aléatoire dans le plan de Fourier.

De façon pratique, le nombre de points de mesure est compris entre 2 et 3 fois la parcimonie. Ce qui implique qu’une connaissance préalable de la parcimonie est nécessaire.

Dans le cas d’un signal 2D tel que $X \in \mathcal{M}(N, N)$, le signal sera mis dans la forme 1D tel que $X \in \mathcal{M}(N^2, 1)$. Il sera alors traité de la même façon que l’exemple précédent en utilisant le même algorithme.

De façon pratique, il faut un nombre de points de mesure compris entre 2 et 3 fois la parcimonie. Ce qui implique une connaissance ou une évaluation préalable de la parcimonie.

Récemment, Yoon Chul Kim *et al.* ont appliqué le *compressed sensing* pour faire de l’imagerie 3D des voies aériennes supérieures. Un sous-échantillonnage d’un facteur 5 a été implémenté dans une séquence d’écho de gradient avec un sur-échantillonnage au centre du plan de Fourier comme le montre la Figure 2.35

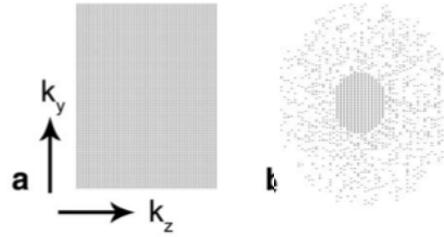


Figure 2.35 (a) Echantillonnage du plan de Fourier complet et (b) d'un facteur de réduction $R = 5$ utilisé dans l'article de Yoon Chul Kim (Kim, Narayanan, and Nayak 2009).

L'acquisition a été obtenue avec un champ de vue $FOV = 24 \times 24 \times 10 \text{ cm}^3$ soit une matrice de 160×160 et une résolution de $1,5 \times 1,5 \times 2 \text{ mm}^3$ pour une durée de $T_{acq} = 7 \text{ s}$. Chaque coupe de résolution $1,5 \times 1,5 \times 2 \text{ mm}^3$ est acquise en moins de 70 ms. On peut également constater qu'en réduisant la taille de la matrice, nous pouvons réduire d'autant le temps d'acquisition totale mais également le temps d'acquisition d'une coupe.

Conclusion Chapitre 2

Dans le chapitre 2, nous avons posé les bases de l'IRM tout en focalisant notre étude aux méthodes utilisées pour les VAS. Grace aux évolutions matériels et logicielles, l'utilisation de l'IRM dans les VAS a permis d'étudier les structures de façons statiques ou dynamiques.

L'IRM statique tissulaire permet de visualiser et de différencier les compositions des VAS. Dans ces études, il a été possible de comparer des sujets sains et pathologiques en comparant la taille des VAS. Les sujets souffrant de SAOS présente un volume des VAS plus petit et un voile du palais plus long. Toutefois la seule prise en compte des structures ne suffit pas à l'étude du SAOS. C'est pourquoi les différentes études cherchent à réduire le temps d'acquisition afin d'observer la dynamique d'occlusion des VAS dans le cas du SAOS.

L'IRM dynamique tissulaire peut être obtenue en réduisant le temps d'acquisition à l'aide de techniques standard suivant des trajectoires d'acquisition dans le plan de Fourier de type spiral ou radial. Ces techniques ont réduit le temps d'acquisition jusqu'à 33 ms avec une résolution de $1,5 \times 1,5 \times 10 \text{ mm}^3$.

Or ces techniques sont limitées en résolution temporelle par le nombre de données à acquérir. La réduction d'acquisition de ce nombre de données (sous-échantillonnage) permet de réduire le temps d'acquisition au détriment d'un temps de reconstruction plus long. Ces nouvelles méthodes d'acquisitions sont regroupées selon que la reconstruction est faite dans le plan d'acquisition (plan de Fourier) ou dans le plan de reconstruction (plan image). Dans cette thèse, la simulation d'une acquisition par « compressed sensing » montre des résultats très encourageants. Ce qui est conforté par les résultats obtenus Yoon Chul Kim avec un temps d'acquisition de moins de 70 ms par coupe avec une résolution de $1,5 \times 1,5 \times 2 \text{ mm}^3$.

Bibliographie Chapitre 2

- Albert, M. S., G. D. Cates, B. Driehuys, W. Happer, B. Saam, C. S. Springer, and A. Wishnia. 1994. "Biological Magnetic-Resonance-Imaging Using Laser Polarized Xe-129." *Nature* 370 (6486): 199–201.
- Baraniuk, Richard G. 2007. "Compressive Sensing." *IEEE Signal Processing Magazine* 24 (4). http://omni.isr.ist.utl.pt/~aguiar/CS_notes.pdf.
- Bloch, F. 1946. "Nuclear Induction." *Physical Review* 70 (7-8): 460–74.
- Bresch, Erik, Yoon-Chul Kim, Krishna Nayak, Dani Byrd, and Shrikanth Narayanan. 2008. "Seeing Speech: Capturing Vocal Tract Shaping Using Real-Time Magnetic Resonance Imaging." *IEEE Signal Processing Magazine* 25 (3): 123–32.
- Breyer, Tobias, Matthias Echtenach, Susan Arndt, Bernhard Richter, Oliver Speck, Martin Schumacher, and Michael Markl. 2009. "Dynamic Magnetic Resonance Imaging of Swallowing and Laryngeal Motion Using Parallel Imaging at 3 T." *Magnetic Resonance Imaging* 27 (1): 48–54. doi:10.1016/j.mri.2008.05.018.
- Candès, Emmanuel J., and Michael B. Wakin. 2008. "An Introduction to Compressive Sampling." *Signal Processing Magazine, IEEE* 25 (2): 21–30.
- Decorps, Michel. 2011. *Imagerie de résonance magnétique : Bases physiques et méthodes*. Les Ulis; Paris: EDP Sciences.
- Donoho, D. L. 2006. "Compressed Sensing." *IEEE Trans. Inf. Theor.* 52 (4): 1289–1306. doi:10.1109/TIT.2006.871582.
- Durand, Emmanuel. 2001. "Mise en oeuvre de l'imagerie par résonance magnétique du noyau d'hélium-3 hyperpolarisé et contribution à la caractérisation tissulaire des voies aériennes pulmonaires." Phdthesis, Université Paris Sud - Paris XI. <https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-00000930/document>.
- Edelstein, WA, JMS Hutchison, G Johnson, and TW Redpath. 1980. "Spin Warp NMR Imaging and Applications to Human Whole-Body Imaging." *Physics in Medicine and Biology* 25 (4): 751.
- Griswold, M. A., P. M. Jakob, R. M. Heidemann, M. Nittka, V. Jellus, J. M. Wang, B. Kiefer, and A. Haase. 2002. "Generalized Autocalibrating Partially Parallel Acquisitions (GRAPPA)." *Magnetic Resonance in Medicine* 47 (6): 1202–10. doi:10.1002/mrm.10171.
- Haase, A., J. Frahm, D. Matthaei, W. Hanicke, and K. D. Merboldt. 1986. "FLASH Imaging. Rapid NMR Imaging Using Low Flip-Angle Pulses." *Journal of Magnetic Resonance* (1969) 67 (2): 258–66. doi:http://dx.doi.org/10.1016/0022-2364(86)90433-6.
- Hennig, J., A. Nauerth, and H. Friedburg. 1986. "RARE Imaging: A Fast Imaging Method for Clinical MR." *Magnetic Resonance in Medicine* 3 (6): 823–33. doi:10.1002/mrm.1910030602.

- Jäger, L., E. Günther, J. Gauger, and M. Reiser. 1998. "Fluoroscopic MR of the Pharynx in Patients with Obstructive Sleep Apnea." *American Journal of Neuroradiology* 19 (7): 1205–14.
- Kim, Y.C., S.S. Narayanan, and K.S. Nayak. 2009. "Accelerated Three-Dimensional Upper Airway MRI Using Compressed Sensing." *Magnetic Resonance in Medicine* 61 (6): 1434–40.
- Kim, Y., J. Nielsen, S. Narayanan, and K. Nayak. 2007. "Edge Detection Using Sub-Sampled K-Space Data: Application to Upper Airway MRI." In *Proc. 15th Annu. Meeting Int. Society Magnetic Resonance in Medicine*, 3458. <http://cds.ismrm.org/ismrm-2007/files/03458.pdf>.
- Kuethé, D. O., A. Caprihan, E. Fukushima, and R. A. Waggoner. 1998. "Imaging Lungs Using Inert Fluorinated Gases." *Magn Reson Med* 39 (1): 85–88.
- Lauterbur, Paul C. 1973. "Image Formation by Induced Local Interactions: Examples Employing Nuclear Magnetic Resonance." *Nature* 242 (5394): 190–91.
- Lauterbur, Paul C, MH Mendonca-Dias, and AM Rudin. 1978. "Augmentation of Tissue Water Proton Spin-Lattice Relaxation Rates by in Vivo Addition of Paramagnetic Ions." *Frontiers of Biological Energetics* 1: 752–59.
- Lizak, Martin J, Mark S Conradi, and Charles G Fry. 1991. "NMR Imaging of Gas Imbibed into Porous Ceramic." *Journal of Magnetic Resonance* (1969) 95 (3): 548–57. doi:10.1016/0022-2364(91)90168-S.
- Ljunggren, Stig. 1983. "A Simple Graphical Representation of Fourier-Based Imaging Methods." *Journal of Magnetic Resonance* (1969) 54 (2): 338–43.
- Mailhé, Boris, Rémi Gribonval, Frédéric Bimbot, and Pierre Vandergheynst. 2009. "A Low Complexity Orthogonal Matching Pursuit for Sparse Signal Approximation with Shift-Invariant Dictionaries." In *Acoustics, Speech and Signal Processing, 2009. ICASSP 2009. IEEE International Conference on*, 3445–48. IEEE. http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs_all.jsp?arnumber=4960366.
- Mansfield, Peter. 1977. "Multi-Planar Image Formation Using NMR Spin Echoes." *Journal of Physics C: Solid State Physics* 10 (3): L55.
- Mansfield, P., and I. L. Pykett. 1978. "Biological and Medical Imaging by NMR." *Journal of Magnetic Resonance* (1969) 29 (2): 355–73. doi:[http://dx.doi.org/10.1016/0022-2364\(78\)90159-2](http://dx.doi.org/10.1016/0022-2364(78)90159-2).
- Narayanan, Shrikanth, Krishna Nayak, Sungbok Lee, Abhinav Sethy, and Dani Byrd. 2004. "An Approach to Real-Time Magnetic Resonance Imaging for Speech Production." *The Journal of the Acoustical Society of America* 115 (4): 1771–76.
- Niebergall, Aaron, Shuo Zhang, Esther Kunay, Götz Keydana, Michael Job, Martin Uecker, and Jens Frahm. 2013. "Real-Time MRI of Speaking at a Resolution of 33 Ms: Undersampled Radial FLASH with Nonlinear Inverse Reconstruction." *Magnetic Resonance in Medicine* 69 (2): 477–85. doi:10.1002/mrm.24276.

- Ordidge, R. J., P. Mansfield, M. Doyle, and R. E. Coupland. 1982. "Real Time Movie Images by NMR." *British Journal of Radiology* 55 (658): 729–33.
- Purcell, E. M., H. C. Torrey, and R. V. Pound. 1946. "Resonance Absorption by Nuclear Magnetic Moments in a Solid." *Physical Review* 69 (1-2): 37–38.
- Rama, Anil N., Shivan H. Tekwani, and Clete A. Kushida. 2002. "Sites of Obstruction in Obstructive Sleep Apnea." *Chest* 122 (4): 1139–47. doi:10.1378/chest.122.4.1139.
- Rinck, P. A., S. B. Petersen, and P. C. Lauterbur. 1984. "NMR Imaging of Fluorine-Containing Substances. 19-Fluorine Ventilation and Perfusion Studies." *RoFo: Fortschritte Auf Dem Gebiete Der Rontgenstrahlen Und Der Nuklearmedizin* 140 (3): 239–43.
- Rodenstein, D. O., G. Doms, Y. Thomas, G. Liistro, D. C. Stanescu, C. Culée, and G. Aubert-Tulkens. 1990. "Pharyngeal Shape and Dimensions in Healthy Subjects, Snorers, and Patients with Obstructive Sleep Apnoea." *Thorax* 45 (10): 722–27. doi:10.1136/thx.45.10.722.
- Schreiber, W. G., B. Eberle, S. Laukemper-Ostendorf, K. Markstaller, N. Weiler, A. Scholz, K. Bürger, C. P. Heussel, M. Thelen, and H. U. Kauczor. 2001. "Dynamic (19)F-MRI of Pulmonary Ventilation Using Sulfur Hexafluoride (SF(6)) Gas." *Magn Reson Med* 45 (4): 605–13. doi:10.1002/mrm.1082 [pii].
- Schwab, Richard J., Michael Pasirstein, Robert Pierson, Adonna Mackley, Robert Hachadoorian, Raanan Arens, Greg Maislin, and Allan I. Pack. 2003. "Identification of Upper Airway Anatomic Risk Factors for Obstructive Sleep Apnea with Volumetric Magnetic Resonance Imaging." *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine* 168 (5): 522–30.
- Shellock, F G, C J Schatz, P Julien, F Steinberg, T K Foo, M L Hopp, and P R Westbrook. 1992. "Occlusion and Narrowing of the Pharyngeal Airway in Obstructive Sleep Apnea: Evaluation by Ultrafast Spoiled GRASS MR Imaging." *American Journal of Roentgenology* 158 (5): 1019–24. doi:10.2214/ajr.158.5.1566659.
- Skretting, Karl, Kjersti Engan, and Sven Ole Aase. 2001. "Sparse Representation of Images Using Overlapping Frames." In .
- Suto, Y, T Matsuo, T Kato, I Hori, Y Inoue, S Ogawa, T Suzuki, M Yamada, and Y Ohta. 1993. "Evaluation of the Pharyngeal Airway in Patients with Sleep Apnea: Value of Ultrafast MR Imaging." *American Journal of Roentgenology* 160 (2): 311–14. doi:10.2214/ajr.160.2.8424340.
- Trzasko, Joshua D., Clifton R. Haider, Eric A. Borisch, Norbert G. Campeau, James F. Glockner, Stephen J. Riederer, and Armando Manduca. 2011. "Sparse-CAPR: Highly Accelerated 4D CE-MRA with Parallel Imaging and Nonconvex Compressive Sensing." *Magnetic Resonance in Medicine* 66 (4): 1019–32.

- Tsao, J., P. Boesiger, and K. P. Pruessmann. 2003. "K-T BLAST and K-T SENSE: Dynamic MRI with High Frame Rate Exploiting Spatiotemporal Correlations." *Magn Reson Med* 50 (5): 1031–42. doi:10.1002/mrm.10611.
- Vidakovic, B. 2009. *Statistical Modeling by Wavelets*. Wiley. <http://books.google.fr/books?id=nnYmYd4Mkk8C>.

Chapitre 3

*Imagerie des voies aériennes supérieures
par résonance magnétique
du gaz*

La faible densité d'hydrogène ainsi que la présence de susceptibilité magnétique à l'interface air/tissu réduisent considérablement le signal provenant des voies aériennes inférieures. Ainsi, de nouvelles approches ont été développées reposant sur le signal RMN par inhalation de gaz traceur. Les gaz utilisés contiennent principalement de l'hélium-3, du fluor-19 ou du xénon-129. Cette technique, utilisée à la fois en imagerie statique et dynamique, apporte des nouvelles informations fonctionnelles des voies aériennes.

L'imagerie du flux dans les voies aériennes s'est principalement focalisée sur l'utilisation de l'hélium-3 et du xénon-129. Dans les conditions normales de température et de pression (CNTP), leur polarisation nucléaire est de l'ordre de 4.10^{-6} et $1,4.10^{-6}$ respectivement (Abboud 2005). Cette faible polarisation couplée à une faible densité volumique (c.f. Tableau 3.1) rendent l'imagerie par RMN des noyaux d'hélium-3 et du xénon-129 inadaptés. Ne pouvant pas augmenter la densité volumique, l'accroissement du signal est alors obtenu par augmentation de la polarisation par pompage optique de l'hélium-3 ou du xénon-129. La faisabilité dans les voies aériennes a été démontrée en 1996 mais son utilisation reste limitée par la durée de la polarisation du gaz hors champ magnétique (Bachert *et al.* 1996). Une fois la polarisation épuisée, il est nécessaire d'attendre à nouveau un cycle de polarisation du gaz avant d'effectuer une nouvelle série d'acquisition.

| | <i>Masse volumique (kg.m⁻³)</i> | <i>Viscosité dynamique (Pa.s)</i> | <i>Viscosité cinématique (m².s)</i> | <i>Rapport gyromagnétique (rad.s⁻¹.T⁻¹)</i> | <i>Fréquence de résonance (MHz)</i> |
|--------------------------|--|-----------------------------------|--|---|-------------------------------------|
| <i>Air</i> | 1,225 | 1,790.10 ⁻⁵ | 1,460.10 ⁻⁵ | - | - |
| ³ <i>He</i> | 0,169 | 1,869.10 ⁻⁵ | 1,106.10 ⁻⁴ | 2,038.10 ⁸ | 48,65 |
| ¹²⁹ <i>Xe</i> | ,584 | 2,121.10 ⁻⁵ | 3,798.10 ⁻⁶ | 7,408.10 ⁷ | 17,68 |
| <i>SF₆</i> | 6,16 | 1,42.10 ⁻⁵ | 2,305.10 ⁻⁶ | 2,518.10 ⁸ | 60,12 |

Tableau 3.1 Tableau comparatif des propriétés physiques et chimiques des différents gaz.

En 1998, l'équipe de Dean Kuethe a utilisé le fluor-19 pour obtenir des images de poumons de rats *in vivo*. Au même titre que les deux gaz précédents, le ^{19}F à une polarisation de $4,7 \cdot 10^{-6}$ (Kuethe *et al.* 1998). Contrairement aux deux gaz précédents (^3He et ^{129}Xe), il possède une aimantation renouvelable avec des temps de relaxation T_1 et T_2 de quelques millisecondes. Avec le développement des nouvelles techniques d'imageries, cette faible polarisation est compensée par une forte accumulation du signal sur plusieurs acquisitions.

Dans la suite de ce chapitre, nous limiterons l'étude à l'hélium-3 et au fluor-19. Le xenon-129 nécessitant une méthode de polarisation, différente de celle de l'hélium, et non disponible au laboratoire IR4M (CNRS-UMR 8081), son étude ne sera donc pas développée dans cette thèse.

Dans le cadre de l'étude de l'apnée du sommeil, nous verrons que le choix du gaz à une influence sur la circulation du fluide et donc du couplage fluide-structure dans les VAS.

3.1. Fantôme des voies aériennes supérieures

Afin de faciliter les expérimentation et d'étudier l'impact des deux gaz sur l'exploration des VAS, nous avons réalisé un modèle physique réaliste des VAS.

3.1.1. Fantôme simpliste des VAS – tuyau coudé

Une simplification des voies aériennes supérieures peut être faite par utilisation d'un tube à section constante et circulaire. Le tube utilisé est en silicone de la société MasterFlex[®], avec un diamètre interne $D_{tube} = 16 \text{ mm}$ et une épaisseur du tube $e_{tube} = 3 \text{ mm}$.

3.1.2. Fantôme bouche-trachée

On appellera fantôme bouche-trachée le modèle physique reconstruit à partir de données anatomiques des VAS. Le modèle, tel qu'il est décrit dans la thèse de Julien Sandeau est composé de deux parties : la cavité orale et l'oropharynx-larynx-trachée (Sandeau 2009). Notre modèle physique a été réalisé à partir de deux reconstructions 3D elles-mêmes issues de deux origines différentes.

La cavité orale est obtenue par impression dentale réalisée sur un homme vivant. L'ouverture de la bouche est d'environ 50 % de l'ouverture totale. La partie oropharynx-larynx-trachée a été construite, par segmentation, à partir d'image CT-scan à très haute résolution, $0,3 \text{ mm}^2$, pour des coupes de $0,6 \text{ mm}$ d'épaisseur. Chaque partie est numérisée séparément aboutissant à un modèle 3D numérique (Figure 3.1). Les deux parties sont ensuite réunies au niveau de l'oropharynx définissant un unique modèle numérique 3D (Figure 3.2).

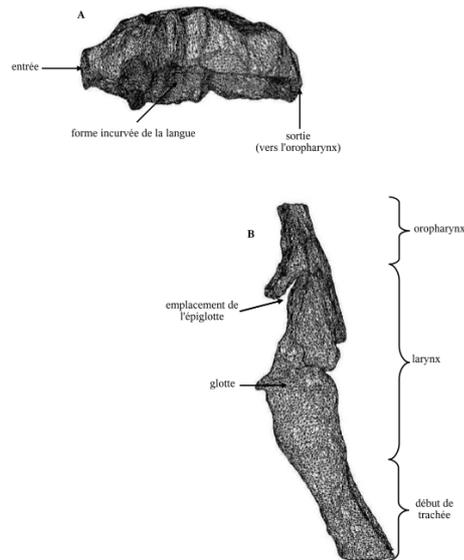


Figure 3.1 Représentation 3D du maillage des deux parties du fantôme bouche-trachée. Cavité orale (A) et oropharynx-larynx-trachée (B) (Julin Sandeau 2009).

Pour des raisons pratiques expérimentales, le modèle numérique est légèrement modifié en y ajoutant des embouts normalisés de section circulaire de 22 mm de diamètre au niveau de la bouche et de la trachée afin de le raccorder au système d'administration du gaz.

Une fois le modèle numérique 3D mis au point, un modèle physique en époxy a été réalisé par stéréolithographie par une société spécialisée (Cresilas[®], Limours, France) en lui conférant une épaisseur uniforme de 0,7 mm. Les modèles numérique et physique finaux sont représentés à la figure suivante :

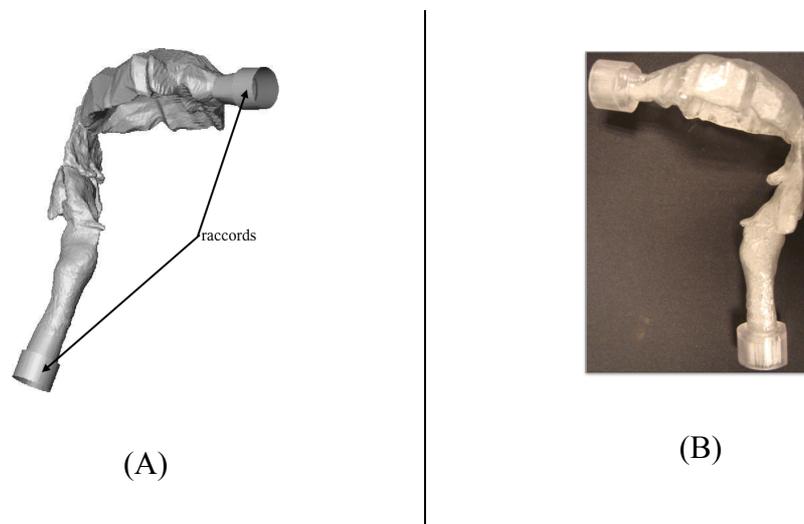


Figure 3.2 Fantôme bouche-trachée : modèle numérique 3D (A) et modèle physique (B).

Le modèle rigide et stable est réaliste au niveau de la morphologie et permet d'effectuer des mesures répétées en l'absence de mouvement des parois.

Par la suite, nous avons été amenés à fabriquer un fantôme bouche-trachée en résine souple afin de prendre en compte le mouvement des parois avec pour objectif l'évaluation de l'interaction fluide-structure dans les VAS. Pour obtenir des compliances plus élevées au niveau du pharynx, nous avons fait varier l'épaisseur de la paroi du fantôme. Ainsi, le modèle numérique, réalisé par Redouane Fodil (Figure 3.3-A), présente deux régions avec des épaisseurs différentes, 2 mm au niveau du pharynx et 5 mm pour le reste du modèle.

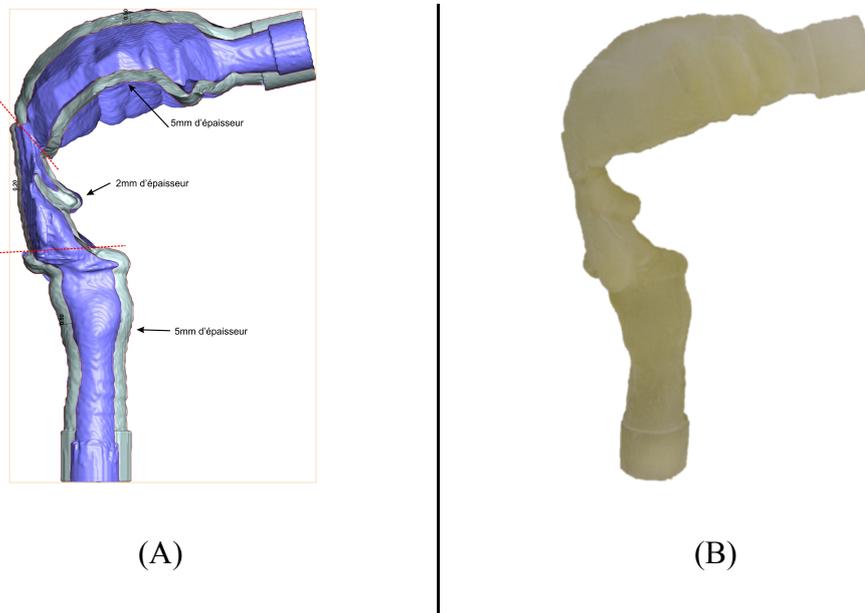


Figure 3.3 Mise en place d'un fantôme bouche-trachée souple. Modèle numérique présentant les différentes épaisseurs (A) et le modèle physique construit (B)

Avant d'utiliser le fantôme bouche-trachée souple, nous avons effectué les premières mesures des aires des sections internes par réflexion acoustique afin de vérifier l'intégrité de notre modèle à savoir, qu'il n'y a pas de résidus obstruant le passage de l'air.

Introduite en 1980 par Fredberg *et al.*, la mesure par réflexion acoustique sonde la surface transversale interne des voies aériennes (Fredberg *et al.* 1980). La méthode consiste à envoyer des ondes acoustiques dans les voies aériennes à l'aide d'un haut-

parleur et de mesurer, par un microphone, les ondes réfléchies. En 1994, Bruno Louis *et al.*, Université de Harvard, Boston, modifient le système en y introduisant un deuxième microphone permettant de miniaturiser le montage en réduisant jusqu'à 10 cm le tube d'onde acoustique (Figure 3.4) (Louis, Glass, and Fredberg 1994).

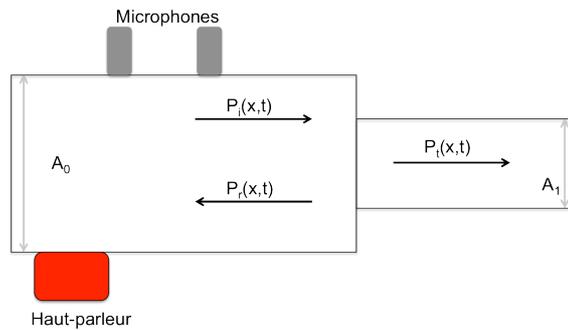


Figure 3.4 Schéma illustrant la mesure acoustique des surfaces transversales internes réalisée avec un haut-parleur et deux microphones. Les pressions incidente, réfléchie et transmise en x_0 sont représentées respectivement par $p_i(x_0, t)$, $p_r(x_0, t)$ et $p_t(x_0, t)$.

Le montage illustré à la Figure 3.4 montre qu'un changement de surface A_0 engendre des réflexions de pression vers A_1 qui sont mesurées par les microphones. A partir de la mesure de ces ondes, on peut remonter aux surfaces transversales internes en écrivant les équations de conservation de pression :

$$p_i(x_0, t) + p_r(x_0, t) = p_t(x_0, t) \quad < 3-1 >$$

où $p_i(x_0, t)$, $p_r(x_0, t)$ et $p_t(x_0, t)$ sont les pressions incidente, réfléchie et transmise en x_0 à l'interface de A_0 et A_1 .

Et de débit :

$$q_i(x_0, t) - q_r(x_0, t) = q_t(x_0, t) \quad < 3-2 >$$

où $q_i(x_0, t)$, $q_r(x_0, t)$ et $q_t(x_0, t)$ sont les débits incident, réfléchi et transmis en x_0 à l'interface de A_0 et A_1 .

Et sachant que le rapport entre le débit et la pression en (x, t) , pour des ondes se propageant dans la même direction, est une constante :

$$q(x, t) = p(x, t) \cdot \rho_0 \cdot c / A \quad < 3-3 >$$

avec ρ_0 la densité du fluide, c la célérité du fluide et A la surface.

En combinant les équations < 3-1 >, < 3-2 > et < 3-3 > on obtient l'équation suivante :

$$\frac{A_1}{A_0} = \frac{p_i(x_0, t) - p_r(x_0, t)}{p_i(x_0, t) + p_r(x_0, t)} \quad < 3-4 >$$

La mesure de A_0 est alors calculée en utilisant un tube rigide de diamètre constant et connu, appelé tube de calibration. Ainsi, à partir des mesures des pressions incidentes et réfléchies, il est possible d'obtenir la surface A_1 . Cette méthode est généralisable à $n \in \mathbb{N}$ sites de réflexions et donc n surfaces (Leondes 2000).

Le banc de mesure expérimentale sur le fantôme bouche-trachée souple, mis en œuvre à l'Institut Mondor de recherche biomécanique par Bruno Louis, est montré à la Figure 3.5:

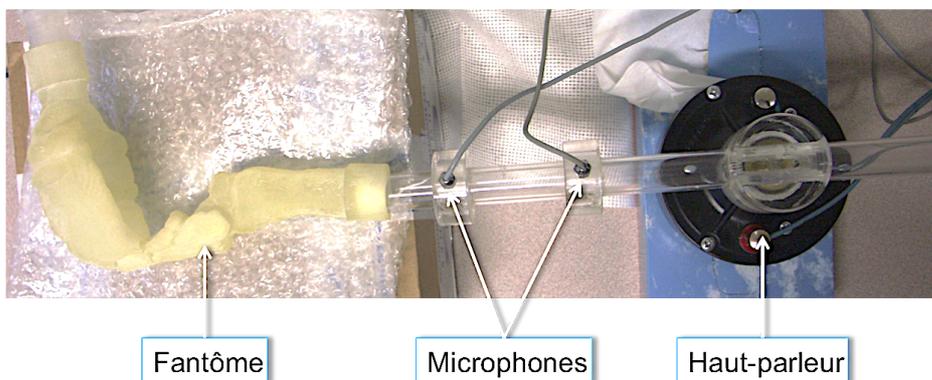


Figure 3.5 Banc de mesure acoustique sur fantôme bouche-trachée souple.

Nous obtenons alors une courbe représentant les surfaces internes en fonction de la distance à l'entrée du fantôme avec une résolution spatiale de 4 mm.

Cette distance est déterminée le long de l'axe central du tube, et représente la position de la section droite à l'intérieur du fantôme située entre le deuxième microphone et la section droite mesurée. La courbe obtenue sur le fantôme bouche-trachée est donnée à la Figure 3.6. Sur cette dernière nous avons positionné la zone de l'oropharynx, du larynx et de la trachée.

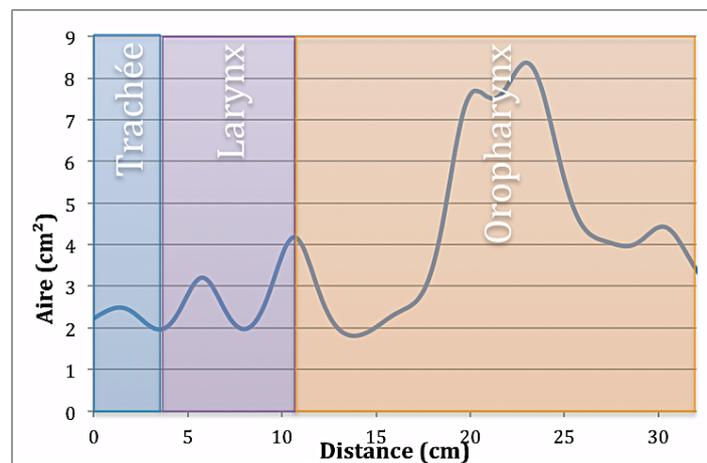


Figure 3.6 Surface transversale interne du fantôme bouche-trachée, en cm^2 , en fonction de la distance à l'entrée du fantôme.

Dans le cadre du SAOS, il nous faut toutefois valider le fantôme bouche-trachée souple en déterminant les zones de collapsus les plus probables lorsqu'une pression transmurale négative est appliquée. Pour appliquer une pression transmurale négative nous avons créé une pression interne inférieure à la pression externe du fantôme.

Dès les premiers tests, il nous a été aisé de constater de visu que le collapsus se situait bien au niveau du pharynx au moment de l'application d'une pression transmurale négative. La Figure 3.7 montre deux images du fantôme la première, lorsque celui-ci est soumis à une pression transmurale nulle et la seconde lorsqu'il est soumis à une pression transmurale de $-40 \text{ cmH}_2\text{O}$. Des mesures par la méthode acoustique à deux microphones ont été effectuées pour évaluer les surfaces transversales internes du modèle à des pressions transmursales suivantes : 0, $-12 \text{ cmH}_2\text{O}$ et

-40 cmH₂O. Les courbes des aires en fonction de la distance du modèle sont représentées à la Figure 3.8. Ces mesures confirment le collapsus au niveau de l'oropharynx. Nous avons noté que malgré les fortes dépressions appliquées, le collapsus de l'oropharynx n'a été au plus que partiel.



Figure 3.7 Visualisation des zones de collapsus pour une pression transmurale, c'est-à-dire une différence de pressions interne et externe, de 0 cm H₂O (A) et -40 cm H₂O (B).

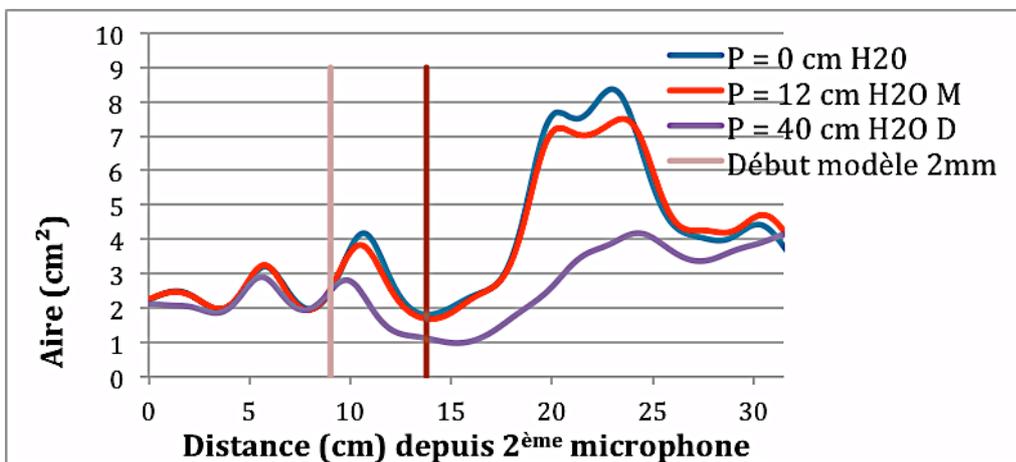


Figure 3.8 Surface transversale interne du fantôme bouche-trachée souple en cm² en fonction de la distance par rapport à l'entrée de la bouche soumis pour trois pressions transmursales (0, -12 et -40 cmH₂O). La ligne rose représente le début du modèle ayant une épaisseur de 2 mm.

Nous observons sur le graphe précédent une nette modification de la section au niveau du pharynx coïncidant avec le changement d'épaisseur de notre modèle qui passe de 5 mm à 2 mm. Ce changement d'épaisseur modifie bien le comportement des parois du fantôme en créant une compliance plus importante.

3.2. Simulation d'écoulement d'un mélange de gaz $O_2 - ^3He$ / $O_2 - SF_6$ hyperpolarisé dans les VAS

L'utilisation du SF_6 dans le cadre de l'étude du couplage fluide-structure passe également par la simulation numérique. Ayant des propriétés physico-chimiques différentes de l' 3He ainsi que de l'air, la partie qui suivra mettra en avant la différence entre les écoulements du SF_6 et de l' 3He .

Dans cette partie, les résultats obtenus dans la thèse de Julien Sandeau, avec l'air et l' $O_2 - ^3He$, seront utilisés comme comparaison avec les gaz SF_6 (Sandeau 2009). Et de la même façon, les différents calculs seront réalisés avec le logiciel Fluent[®].

3.2.1. Définition et paramètres de simulation

3.2.1.1. Modèle d'écoulement

Comme l'a suggéré à raison Julien Sandeau dans sa thèse, les écoulements que nous étudions ne sont pas de nature laminaire. Or, la présence de tourbillons au sein de l'écoulement complique le calcul des champs de vitesses. Pour résoudre le système, avec les moyens dont on dispose, il faut passer par un modèle de turbulence.

Les différents modèles de turbulence utilisés dans Fluent[®] résolvent l'équation de Navier-Stokes. Dans cette équation, deux variables caractérisent la turbulence d'un écoulement k , l'énergie cinétique turbulente en $m^2 \cdot s^{-2}$, et μ_T , la viscosité turbulente en $kg \cdot m^{-1} \cdot s^{-1}$ (Julien Sandeau 2009). Trois modèles sont classiquement utilisés et se différencient par le calcul de la viscosité turbulente μ_T :

- $k - \epsilon$ (ϵ est le taux de dissipation de k par unité de masse [$m^2 \cdot s^{-3}$])
- $k - \omega$ ($\omega = \epsilon/k$ est le taux de dissipation spécifique [s^{-1}])
- $k - \omega SST$ (*Shear Stress Transport*)

L'utilisation du modèle $k - \epsilon$ n'est pas conseillée dans notre étude puisqu'il est moins précis dans les zones proches des parois. La reformulation de μ_T avec le changement de variable $\omega = \epsilon/k$ en 1998 par Wilcox améliore la sensibilité du modèle précédent au niveau des parois mais il devient moins efficace au centre de l'écoulement.

Finalement le modèle $k - \omega SST$ est une variante du modèle $k - \omega$ combiné au modèle $k - \epsilon$.

Nous avons pris le parti d'effectuer nos simulations avec le modèle $k - \omega SST$ d'une part, car ce modèle est préconisé pour les écoulements caractérisés par un régime transitoire et d'autre part, pour être en accord avec le modèle de simulation proposé par Julien Sandeau de façon à pouvoir comparer nos résultats.

Pour les différentes simulations les valeurs de viscosité et de densité des mélanges de gaz contenant 80 % d'oxygène sont données dans le tableau suivant :

| | <i>Air</i> | $O_2 - {}^3He$ | $O_2 - SF_6$ |
|--|-----------------|-----------------|-----------------|
| <i>Viscosité μ [kg.m⁻¹.s⁻¹]</i> | $1,789.10^{-5}$ | $1,99.10^{-5}$ | $1,45.10^{-5}$ |
| <i>Densité ρ [kg.m⁻³]</i> | 1,225 | 0,409 | 5,21 |
| <i>Viscosité cinématique ν [m².s⁻¹]</i> | $1,46.10^{-5}$ | $4,865.10^{-5}$ | $0,278.10^{-5}$ |

Tableau 3.2 Valeurs de densité et de viscosité des différents gaz utilisés

3.2.1.2. Profil de vitesse

En condition limite d'entrée nous avons considéré un profil de vitesse plat au niveau du fantôme bouche-trachée. Les valeurs des différentes vitesses pour les trois débits considérés sont représentées dans le tableau suivant :

| | $Q = 250 \text{ mL/s}$ | $Q = 500 \text{ mL/s}$ | $Q = 1000 \text{ mL/s}$ |
|------------------------------------|------------------------|------------------------|-------------------------|
| <i>Vitesse [m. s⁻¹]</i> | 1,21 | 2,43 | 4,86 |

Tableau 3.3 Valeurs des vitesses d'entrée fixées pour les simulations d'écoulements dans le fantôme bouche-trachée pour les différents débits choisis.

3.2.1.3. Choix des coupes de mesures

Afin de comparer les différents profils de vitesses dans le fantôme bouche-trachée, nous fixerons trois plans situés respectivement au niveau de la cavité orale, du larynx et de la trachée. Ces trois coupes sont représentées à la Figure 3.9 avec en ligne rouge leurs contours :

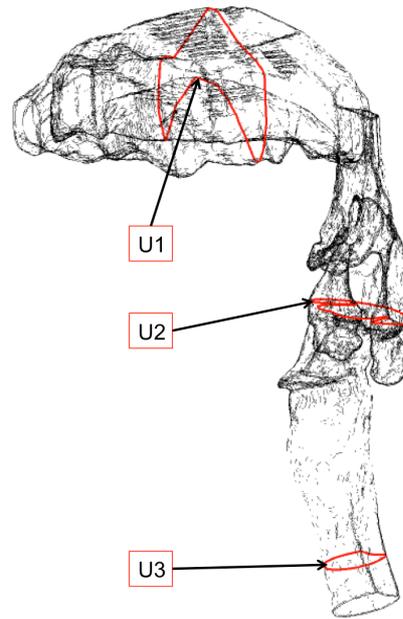


Figure 3.9 Représentation des trois coupes, positionnées au niveau de la cavité orale (U1), larynx (U2) et trachée (U3), pour la mesure des profils de vitesses dans le fantôme bouche-trachée 3D.

Les valeurs de surface et de périmètre de chacune des trois coupes sont données au Tableau 3.4

| | <i>Cavité orale</i> | <i>Larynx</i> | <i>Trachée</i> |
|---------------------------------|---------------------|---------------|----------------|
| <i>Surface [cm²]</i> | 11,04 | 5,03 | 1,68 |
| <i>Périmètre [cm]</i> | 18,1 | 13,03 | 4,77 |

Tableau 3.4 Mesure des valeurs de surfaces et de périmètres dans les trois coupes situées au niveau de la cavité orale, du larynx et de la trachée.

3.2.1.4. Nombre Reynolds

Le nombre de Reynolds représente le rapport entre les forces d'inertie et les forces de viscosité. Il indique l'apparition du régime turbulent, plus ce nombre il est élevé plus les effets inertiels deviennent prépondérants, entraînant l'apparition de turbulence sous forme de tourbillons. Il est classique de considérer que pour des valeurs inférieures à 2000, l'écoulement est dit laminaire au-delà il est caractérisé de turbulent. Le nombre de Reynolds est sans dimension et est calculé de la façon suivante pour les écoulements dans les tubes

$$\mathcal{R}_e = \frac{\rho D_h U}{\mu} \quad < 3-5 >$$

Avec ρ la densité du fluide en $[kg.m^{-3}]$, μ la viscosité dynamique, U la vitesse moyenne et D_h le diamètre hydraulique. Connaissant le débit Q , en $[m^3.s^{-1}]$, la vitesse moyenne est calculé par la relation $U = Q/A$ avec A la surface de la section droite. Lorsque la section n'est pas circulaire, il est admis de définir le diamètre hydraulique par la relation : $D_h = 4A/\mathcal{P}$ avec A la section et \mathcal{P} le périmètre. Les valeurs de U et de D_h ont été mesurées sur le modèle numérique du fantôme bouche-trachée. Les différentes valeurs des diamètres hydrauliques sont reportées dans le tableau ci-dessous :

| | <i>Cavité orale</i> | <i>Larynx</i> | <i>Trachée</i> |
|------------|---------------------|---------------|----------------|
| $D_h [cm]$ | 2,4 | 1,5 | 1,4 |

Tableau 3.5 Valeurs des diamètres hydrauliques pour les trois coupes situées au niveau de la cavité orale (U1), du larynx (U2) et de la trachée (U3) comme définies à la Figure 3.9

Le nombre de Reynolds calculé au niveau des trois coupes est donné ci-dessous :

| | $Q = 250 [mL.s^{-1}]$ | $Q = 500 [mL.s^{-1}]$ | $Q = 1000 [mL.s^{-1}]$ |
|--|-----------------------|-----------------------|------------------------|
| Reynold _{Cavité orale} | 286 | 3329 | 9085 |
| Reynold _{Larynx} | 4771 | 6657 | 18170 |
| Reynold _{Trachée} | 9542 | 13310 | 36340 |

Tableau 3.6 Valeurs du nombre de Reynolds pour différents débits calculés dans les trois coupes situées au niveau de la cavité orale (U1), du larynx (U2) et de la trachée (U3) comme définies à la Figure 3.9 par inhalation de gaz O_2-SF_6 .

On pourra noter d'après le Tableau 3.6 que le nombre de Reynolds augmente quasi proportionnellement avec le débit dans le modèle.

Une comparaison peut être effectuée entre les différents gaz utilisés dans l'étude des voies aériennes supérieures pour un débit $Q = 500 mL/s$:

| | <i>Air</i> | <i>O₂-He</i> | <i>O₂-SF₆</i> |
|--|------------|-------------------------|-------------------------------------|
| Reynold _{Cavité orale} | 749,6 | 210,9 | 3329 |
| Reynold _{Larynx} | 1046 | 294,3 | 6657 |
| Reynold _{Trachée} | 2855 | 803,3 | 13310 |

Tableau 3.7 Comparaison du nombre de Reynolds pour les différents gaz utilisés à un débit $Q = 500 mL/s$ dans les trois coupes situées au niveau de la cavité orale (U1), du larynx (U2) et de la trachée (U3) définies à la Figure 3.9.

3.2.2. Résultats simulation flux dans le fantôme bouche-trachée

Des simulations ont été effectuées sur le modèle numérique du fantôme bouche-trachée suivant les différents paramètres choisis. Pour la suite, seuls les résultats représentant une coupe centrale selon l'axe sagittale seront exploités pour visualiser la valeur des vitesses sur l'ensemble du modèle.

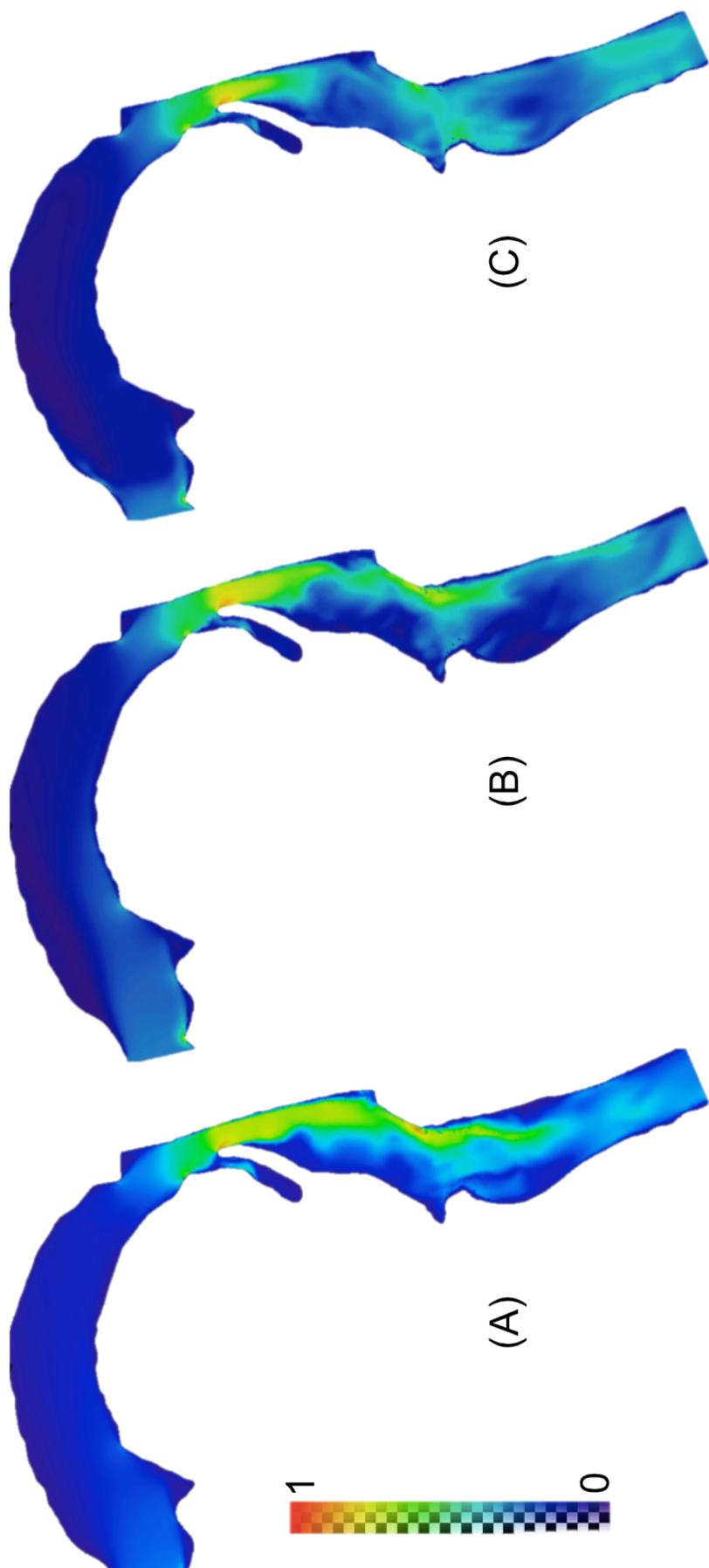


Figure 3.10 Contours de vitesses normalisés u/u_{max} calculés pour différents débits de $O_2 - SF_6$, $Q=250 \text{ ml/s}$ (A), $Q=500 \text{ ml/s}$ (B) et $Q=1000 \text{ ml/s}$ (C).

Les vitesses locales maximales observées dans le modèle pour les trois débits avec le mélange $O_2 - SF_6$ sont respectivement $4,26 \text{ m/s}$, $8,20 \text{ m/s}$ et $15,73 \text{ m/s}$. Les vitesses maximales sont relevées pour les trois mélanges de gaz aux niveaux de deux rétrécissements à savoir à l'endroit de l'épiglotte et de la glotte voir Figure 3.10.

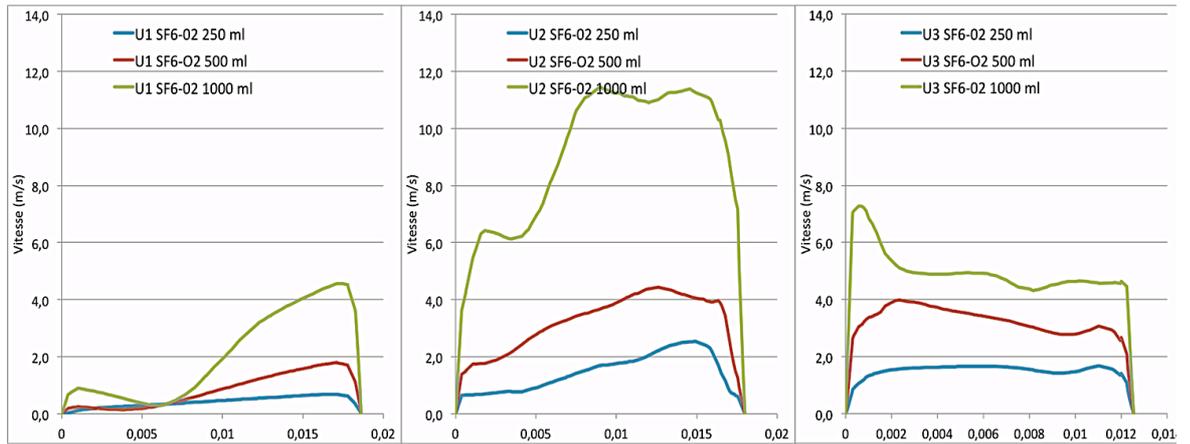


Figure 3.11 Profils de vitesses calculés pour divers débit d'un mélange gazeux de dioxygène et hexafluorure de soufre (O_2-SF_6) dans les trois coupes situées au niveau de la cavité orale (U1), du larynx (U2) et de la trachée (U3) définies à la Figure 3.9.

L'influence des différents types de mélange de gaz utilisés sur les profils de vitesse est représentée à la Figure 3.12. L'utilisation de gaz dont les propriétés chimiques sont différentes, modifie les profils de vitesse. La Figure 3.12 montre une nette différence entre le $O_2 - SF_6$ et les autres gaz. On pourra noter qu'au niveau de la cavité orale, un pic de vitesse de 2 m/s est atteint avec ce dernier, soit une valeur double du pic de vitesse des gaz air et $O_2 - ^3He$ au même endroit.

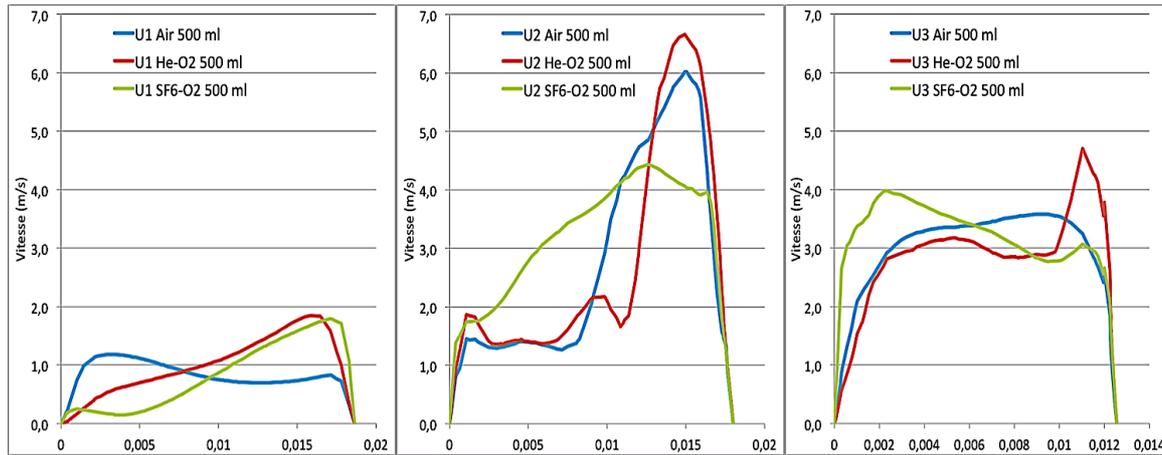


Figure 3.12 Comparaison des profils de vitesse pour différents gaz (air, O_2 -He, O_2 - SF_6) pour un débit $Q = 500 \text{ mL} \cdot \text{s}^{-1}$ dans les trois coupes situées au niveau de la cavité orale (U1), du larynx (U2) et de la trachée (U3) définies à la Figure 3.9.

Les profils de vitesses dans le larynx ainsi que dans la trachée suggèrent un comportement plus turbulent pour le mélange $O_2 - SF_6$ comparé à l'air ou au mélange $O_2 - {}^3\text{He}$. En effet, un écoulement turbulent a tendance à présenter un profil de vitesse aplati ce qui est également conforté par le nombre de Reynolds.

3.3. Imagerie par résonance magnétique de l'hélium-3 hyperpolarisé

L'hélium existe en abondance dans l'atmosphère du Soleil, mais on ne le trouve qu'à l'état de traces dans l'atmosphère terrestre. La forme d'hélium la plus abondante sur Terre est l'hélium-4. L'hélium-3 utilisé en IRM est un isotope stable issu d'une réaction nucléaire à partir d'hélium-4, et possédant un spin nucléaire $I = \pm 1/2$.

3.3.1. Bases de l'imagerie par résonance magnétique de l'hélium-3 hyperpolarisé

Depuis 1996, l'IRM de l'hélium-3 hyperpolarisé a été mise en œuvre pour explorer l'anatomie et la fonction des voies aériennes. Présentant des propriétés chimiques et physiques différentes de l'hydrogène, il a nécessité un développement matériel et logiciel spécifique tant pour la manipulation de sa polarisation que pour son exploitation en IRM : d'une part pour la production, l'administration et le recyclage, d'autre part pour l'acquisition et le traitement du signal de résonance magnétique du gaz hyperpolarisé.

3.3.1.1. Production de l'hélium-3 hyperpolarisé

Pour obtenir des polarisations nucléaires importantes de l'hélium-3, il existe deux méthodes : pompage optique par échange de spin avec des atomes alcalins et pompage optique par échange de métastabilité (Walker and Happer 1997)(Nacher and Leduc 1985).

La technique développée dans le laboratoire repose sur le pompage optique par échange de métastabilité. Elle présente l'inconvénient d'être effectuée à très basse pression, de l'ordre de 2 mbar, mais l'avantage d'être bien plus rapide tout en permettant d'atteindre des polarisations nucléaires allant jusqu'à 92 %. En pratique, dans l'institut de physique de l'Université de Mayence, en Allemagne, la polarisation de l'hélium-3 atteint typiquement 78 % avec une quantité de production de 1 L/heure⁷.

3.3.1.1.1. Pompage optique par échange de métastabilité

La polarisation par pompage optique consiste à modifier l'équilibre thermique de Boltzmann en transférant la polarisation d'un champ électromagnétique par pompage optique en utilisant les collisions dites d'échange de métastabilité entre des atomes d'hélium-3 dans l'état métastable 2^3S_1 et dans l'état fondamental 1^1S_0 comme le montre la Figure 3.13

⁷ http://www.ag-heil.physik.uni-mainz.de/38_ENG_HTML.php

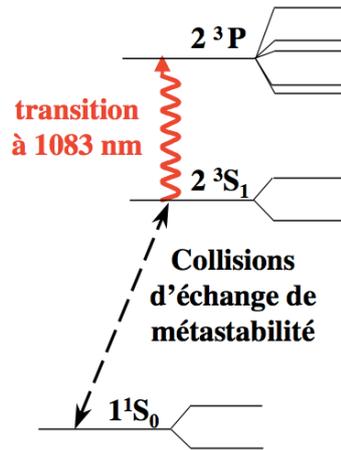


Figure 3.13 Schéma illustrant les premiers niveaux de l' ^3He intervenant dans le pompage optique par échange de métastabilité (Abboud 2005).

La polarisation par échange de métastabilité, Figure 3.13, fait intervenir des atomes d'hélium dans un état métastable⁸. Le changement d'orientation du moment cinétique se fait par collision entre un atome métastable (2^3S_1) et un atome à l'état fondamental (1^1S_0). Les étapes de polarisation, réalisées dans une cellule de verre remplie d'hélium-3 de façon standard à basse pression, mbar, et bas champ magnétique, mT, sont les suivantes (Abboud 2005) :

1. Une décharge radiofréquence à 2 MHz, générant un plasma dans la cellule, permet de peupler l'état métastable 2^3S_1 ;
2. Les atomes d'hélium-3 dans l'état métastable sont orientés électroniquement par pompage optique avec un laser polarisé circulairement droit à $\lambda = 1083 \text{ nm}$ à résonance avec la transition atomique entre l'état métastable 2^3S_1 et l'état 2^3P_0 de l'hélium-3 ;
3. Grâce au couplage hyperfin, la polarisation électronique des atomes métastables est transférée à leur noyau ;
4. Lors d'une collision d'échange de métastabilité, un atome dans l'état fondamental et un atome métastable polarisé nucléairement échangent leur

⁸ L'état métastable est un état excité dont la durée de vie intrinsèque est de plus de deux heures et à partir duquel il est donc possible de réaliser du pompage optique.

état d'excitation électronique. Les atomes d'hélium-3 se retrouvent alors polarisés nucléairement dans leur état fondamental ;

3.3.1.1.2. Stockage, administration et recyclage de l'hélium-3 hyperpolarisé

Le gaz hyperpolarisé est extrait en continu de la cellule de pompage optique à l'aide d'un compresseur péristaltique⁹ permettant dans un même temps la compression du gaz vers une pression plus élevée pour être administré au sujet, en attendant, le gaz est accumulé dans une cellule en Pyrex de 500 cm^3 placée à l'intérieur du champ magnétique $B = 1 \text{ mT}$. La durée de vie de la polarisation est limitée par les chocs avec les parois et/ou avec d'autres atomes, mais encore par la présence d'impuretés créant une inhomogénéité du champ magnétique local. D'autres situations peuvent également altérer la polarisation telle que la montée en pression, pour atteindre la pression atmosphérique, ou la présence de gradients de champs magnétiques.

L'utilisation d'hélium-3 dans le domaine clinique, nécessite une grande quantité de gaz. Or, sa rareté et son prix élevé sont deux raisons pour utiliser un système de recyclage. Pour cela nous avons acquis et utilisé dans le laboratoire un système de récupération et de stockage de gaz positionné à la bouche du sujet. Puisque le gaz est inerte, il peut être réutilisé plusieurs fois. L'utilisation de l'hélium-3 nécessite un système de purification pour séparer l'hélium-3 des autres gaz de mélanges tels que l'oxygène, l'azote, l'hydrogène ou encore hélium-4. Le processus d'extraction possède un rendement de l'ordre de 84 % (Salhi *et al.* 2012).

3.3.1.2. Manipulation de l'hyperpolarisation

Après l'application d'une impulsion radiofréquence, les équations de Bloch, appliquées à l'hydrogène à l'équilibre thermodynamique, décrivent le retour à l'équilibre du système et le retour de l'aimantation à sa valeur initiale M_0 selon le temps caractéristique T_1 . Après le retour à l'équilibre, l'aimantation renouvelée peut donc être réutilisée. Dans le cas de l'hélium-3 hyperpolarisé, l'équilibre thermodynamique du système ne correspond pas à l'état hyperpolarisé initial.

⁹ Nacher, Pierre-Jean. 2001. "Compresseurs Peristaltiques Adaptes a La Compression Non Relaxante de Gaz Polarise." Centre National De La Recherche Scientifique (CNRS). <http://www.google.com/patents/EP1141548A1>

Les équations de Bloch ne conduisent pas ainsi à un renouvellement de l'aimantation mais à une perte d'aimantation selon le temps caractéristique T_1 . L'application des impulsions radiofréquences au cours d'une séquence d'imagerie accélère la dépolarisation du gaz en basculant tout ou partie de l'aimantation dans le plan transverse. Comme l'illustre la figure suivante, l'aimantation résiduelle dépend, sur une échelle de temps petite devant T_1 , de l'angle de basculement α :

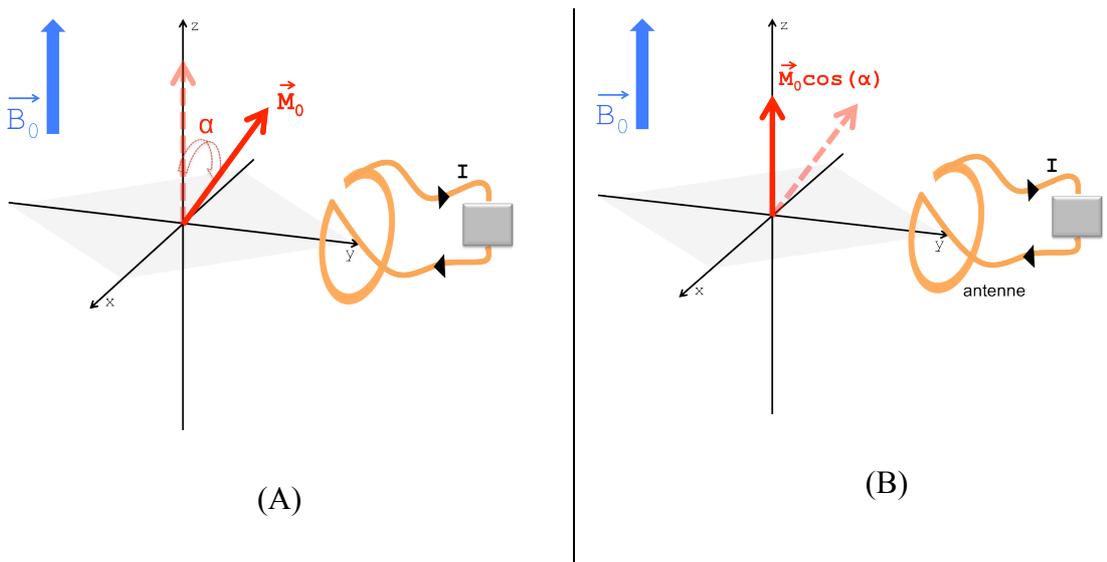


Figure 3.14 (A) Basculement d'un angle α de l'aimantation de l' ^3He hyperpolarisé, (B) retour à l'équilibre vers une aimantation résiduelle $M_0 \cos(\alpha)$.

Après un temps de relaxation T_1 , l'aimantation totale résiduelle vaut :

$$\|\vec{M}_z\| = M_1 = M_0 \cos(\alpha) \quad < 3-6 >$$

A chaque impulsion, l'aimantation totale résiduelle est réduite de la valeur $\cos(\alpha)$. Cette perte induit une diminution progressive du signal RMN au cours d'une séquence d'imagerie. Il est possible néanmoins de contourner ce problème si, au lieu d'appliquer une impulsion radiofréquence d'angle constant, on fait varier l'angle α de telle sorte que le même moment magnétique total soit basculé dans le plan transverse à chaque impulsion.

3.3.1.3. Calcul de l'angle de bascule

Afin d'optimiser le signal RMN obtenu par le gaz hyperpolarisé, il est possible d'adapter l'angle de bascule α en fonction des paramètres de la séquence d'acquisition utilisés. Connaissant la variation de l'aimantation totale longitudinale présente entre la répétition j et $j - 1$:

$$M_z[j] = M_0 \cdot \cos(\alpha)^{j-1} \cdot \exp\left(-\frac{t}{T_1}\right) \quad < 3-7 >$$

et l'aimantation totale transversale :

$$M_{x,y}[j] = M_0 \cdot \sin(\alpha) \cdot \cos(\alpha)^{j-1} \cdot \exp\left(-\frac{t}{T_1}\right) \quad < 3-8 >$$

nous modifierons l'angle α à chaque impulsion RF (Zhao *et al.* 1996) de telle sorte que, pour l'impulsion j parmi N impulsions soit de :

$$\alpha[j] = \tan^{-1}\left(\frac{1}{\sqrt{N-j}}\right) \quad < 3-9 >$$

Cette méthode d'angle variable sera exploitée pour l'imagerie statique ainsi que pour de l'imagerie dynamique afin de limiter le filtrage des données associé à la décroissance du signal disponible et permet également d'égaliser l'intensité du signal mesurée lors de chaque excitation.

3.3.2. Imagerie statique des voies aériennes supérieures par résonance magnétique de l'hélium-3 hyperpolarisé

L'imagerie des voies aériennes par résonance magnétique de l'hélium-3 est intrinsèquement fonctionnelle car, acquise sous apnée après l'inhalation d'une dose de gaz traceur, l'image, même statique, est une cartographie de la fonction ventilatoire.

Au-delà des premières images d'hélium-3 hyperpolarisé dans les voies aériennes, plusieurs pondérations du signal ont été appliquées et l'imagerie de diffusion et l'imagerie T_2^* ont permis de mettre en évidence la microstructure du parenchyme pulmonaire (Bock 1997 ; Vignaud 2003).

En 1996, Peter Bachert *et al.* du Laboratoire de Recherche de Radiologie Diagnostique et Thérapeutique de Heidelberg ont comparé, en collaboration avec l'Institut de Physique de l'Université de Mayence, l'imagerie des structures des VAS avec l'imagerie statique par hélium-3 hyperpolarisé (Bachert *et al.* 1996). La Figure 3.15 montre une comparaison entre une IRM standard de l'hydrogène (Figure 3.15 – A) et une IRM de l'hélium-3 (Figure 3.15 – B). Des acquisitions 2D sont réalisées avec des temps $T_R = 98$ ms, $T_E = 5$ ms, un champ de vue $FOV = 250 \times 250 \times 30$ mm³, une matrice de 128×256 et un angle de bascule $\alpha = 1^\circ$ pour une durée d'acquisition totale $T_{acq} = 14$ s utilisant la séquence FLASH (*Fast Low Angle SHot*), caractérisée par un basculement de l'aimantation à faible angle et constant de l'ordre du degré.

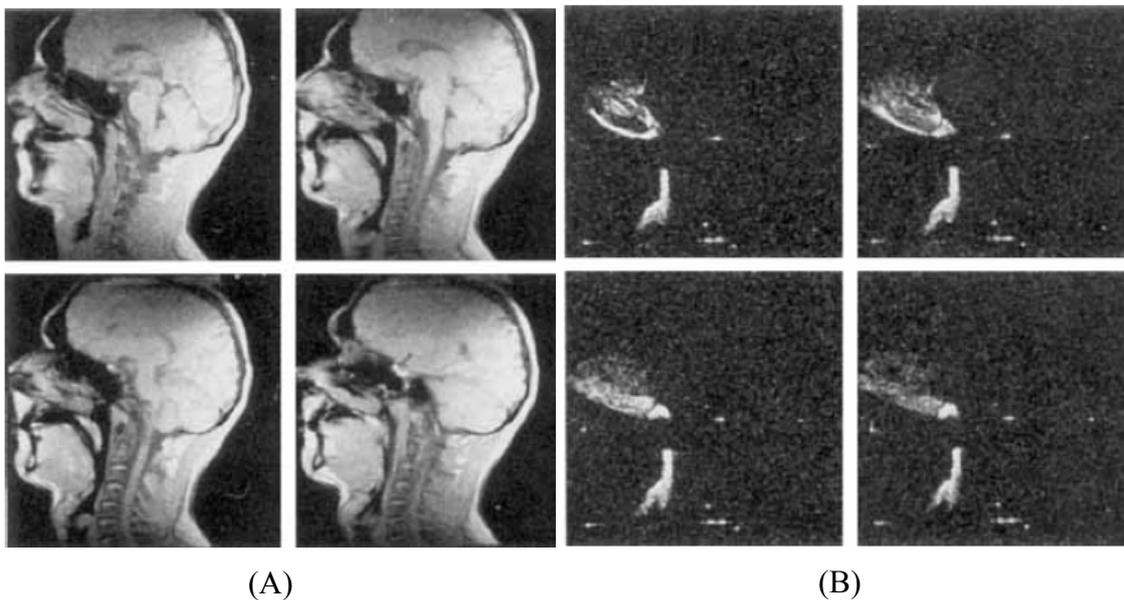


Figure 3.15 Imagerie des voies aériennes supérieures par résonance magnétique de l'hydrogène (A) et de l'hélium-3 hyperpolarisé par inhalation nasale (B). Les acquisitions 2D sont réalisées avec $T_R = 98$ ms, $T_E = 5$ ms, $FOV = 250 \times 250 \times 30$ mm³, une matrice de 128×256 , $\alpha = 1^\circ$ pour $T_{acq} = 14$ s (Bachert *et al.* 1996).

Durant ces acquisitions le sujet était en apnée pendant une durée allant de 3×14 s, puisque l'acquisition était répétée jusqu'à trois fois consécutivement.

Dans les images obtenues par IRM de l'hélium-3 hyperpolarisé, on observe une absence de signal au niveau de l'oropharynx. Ce manque de signal s'explique par le basculement de la langue en arrière réduisant la lumière pharyngée qui peut soit diminuer la quantité de gaz présente soit créer de la turbulence entraînant un rapide déphasage des spins et donc une atténuation du signal.

Les courts temps d'acquisition en IRM de l'hélium-3 qu'offrent la très forte polarisation du gaz et les récents développements en imagerie rapide, ont non seulement amélioré le confort des patients mais ont surtout ouvert la voie vers une dimension temporelle inaccessible jusqu'alors. En effet, l'imagerie statique même fonctionnelle limite la compréhension du phénomène d'apnée du sommeil à l'étude de présence de fluide ou non dans les VAS. Elle ne permet pas d'accéder au mouvement et aux phénomènes essentiellement transitoires associés au synchronisme. L'utilisation d'une dimension temporelle supplémentaire apportera aux praticiens des informations sur la cinétique du fluide ainsi que sur la dynamique de l'interaction fluide-structure. Nous verrons également que des paramètres tels que la vitesse ou le débit peuvent en être extraits.

3.3.3. Imagerie dynamique du mouvement par résonance magnétique de l'hélium-3 hyperpolarisé

L'IRM dynamique permet d'imager un organe en mouvement. La méthode la plus directe est d'acquérir séquentiellement les images de l'organe ciblé avec une résolution temporelle déterminée par le temps d'acquisition totale d'une image.

Pour augmenter la fréquence d'échantillonnage temporel, il faut soit réduire le temps de répétition de la séquence (T_R) et donc réduire *a priori* le rapport signal à bruit de l'image, soit réduire le nombre de répétition par image et donc détériorer *a priori* la résolution spatiale.

La Figure 3.16 montre six images obtenues par IRM de l'hélium-3 hyperpolarisé sur un sujet sain au cours de l'inspiration de 300 mL d'hélium-3 polarisé à 70 % par l'Institut de Physique de l'Université de Mayence. Avec une séquence d'écho de gradient standard, il est possible d'atteindre en projection 2D une résolution temporelle de 128 ms.

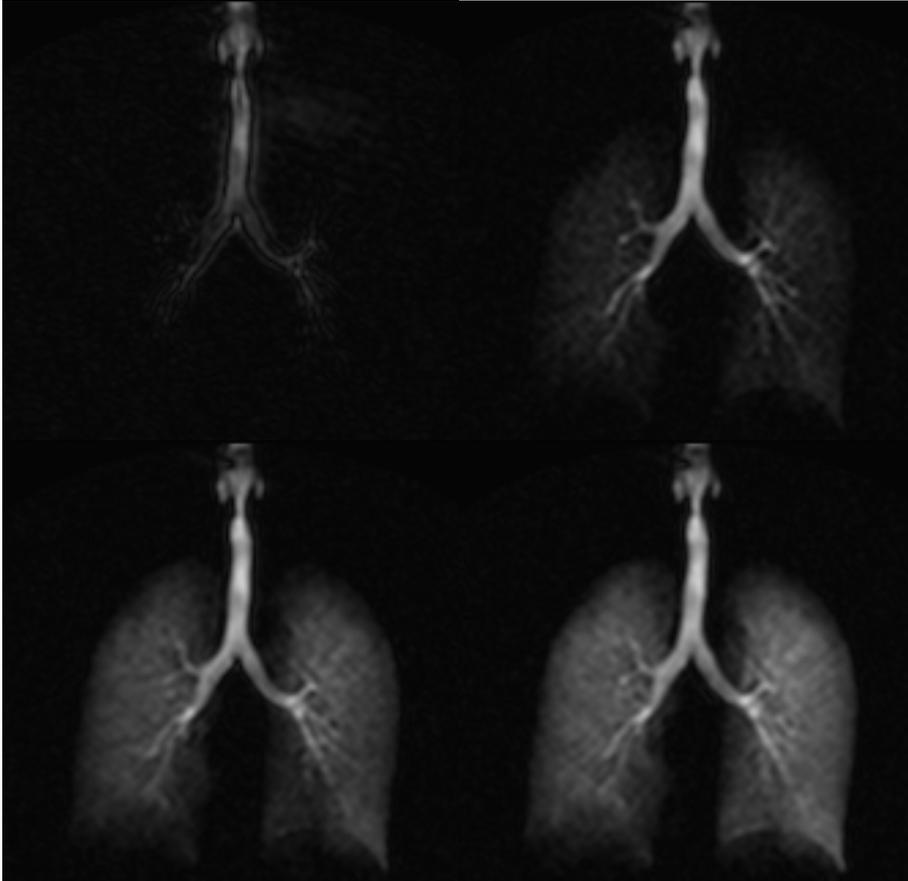


Figure 3.16 Imagerie dynamique de l'hélium-3 hyperpolarisé des voies aériennes pendant une inspiration. Les paramètres d'acquisitions sont $FOV = 300 \times 35 \text{ mm}^2$, $\alpha = 1^\circ$, $T_R/T_E = 4 / 1,5 \text{ ms}$, Bande passante $BW = 1664 \text{ Hz/pixel}$, matrice 75×128 interpolée à 256×256 et une résolution spatiale de $4 \times 2,7 \text{ mm}^2$ (images obtenues à l'IR4M).

Cette approche est limitée par les contraintes technologiques – telles que le temps de montée des gradients d'imagerie et la valeur maximale – et physiologiques – telles que la stimulation nerveuse.

Par ailleurs, la figure précédente montre bien les difficultés de l'application de l'imagerie dynamique aux VAS puisque nous observons que le signal a déjà atteint les

bronches principales gauche et droite dès la première acquisition, en moins de 128 ms. Suivre la cinétique du gaz dans les VAS est donc un véritable défi.

L'amélioration de la résolution temporelle requiert une modification de la technique d'acquisition. En effet, nous avons vu dans la partie 2.2.2, que nous pouvions, par l'application de stratégies d'acquisition originales, réduire la quantité nécessaire de données à acquérir et donc réduire d'autant le temps d'acquisition, puis, par un traitement adéquat de ces données, reconstruire l'image complète. De façon plus adaptée, nous pouvons exploiter la réduction de données d'acquisition pour réduire la taille du champ de vue. L'imagerie d'un bolus gazeux peut être réduite en adaptant la taille du champ de vue aux données. Très nettement visible dans les figures précédentes (Figure 3.15 – (B) et Figure 3.16), le signal utile représente une faible partie du champ de vue totale. Au cours de cette thèse, j'ai pu développer une technique permettant de faire évoluer la taille du champ de vue d'une image à l'autre au fur et à mesure que le gaz évolue dans les VAS (voir Annexe 1).

Nous pouvons aussi radicalement améliorer la résolution temporelle en changeant de paradigme et considérer les situations où la dynamique observée est soit suffisamment établie soit suffisamment répétée pour que nous puissions la suivre de façon stroboscopique ou encore de façon cinétique.

3.3.4. Imagerie cinétique du mouvement par résonance magnétique de l'hélium-3 hyperpolarisé

L'imagerie cinétique consiste à acquérir de façon stroboscopique un mouvement établi ou périodique. Pour un échantillonnage cartésien du plan de Fourier, chaque image, composée de N_y phases, peut être acquise sur N_y périodes. La résolution temporelle est ainsi réduite d'un facteur N_y , c'est-à-dire au temps de répétition de la séquence d'imagerie, T_R . La figure suivante illustre l'acquisition du plan de Fourier de 3 images par méthode cinétique :

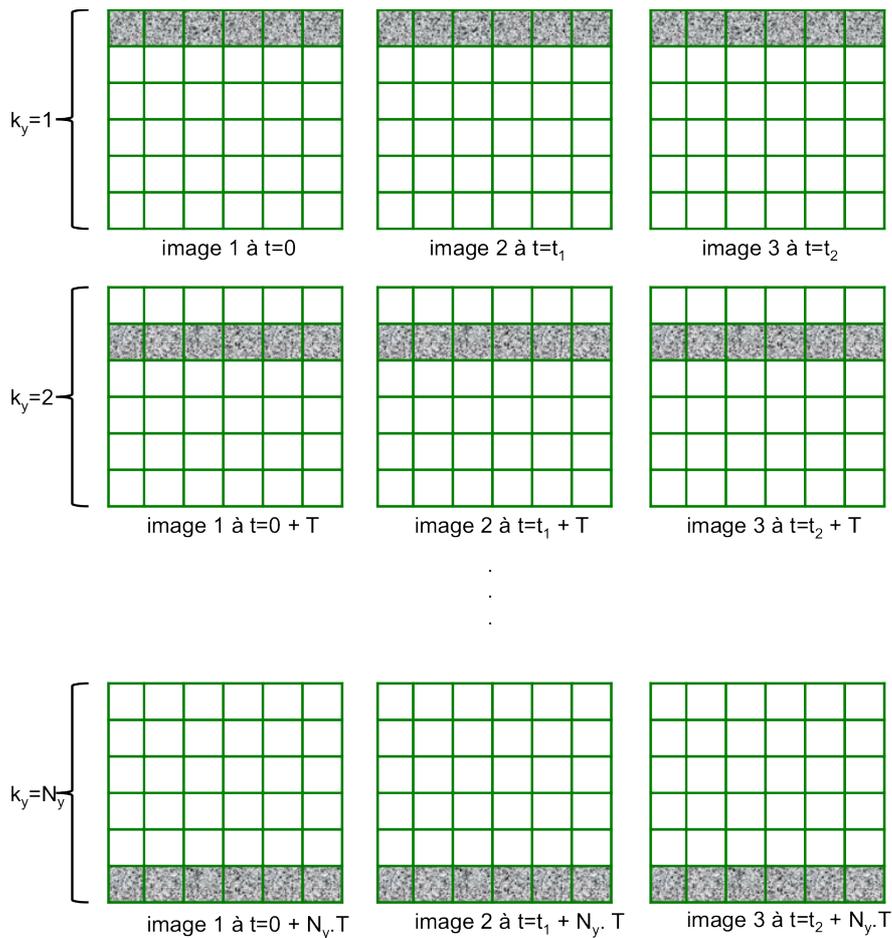


Figure 3.17 Plans de Fourier pour une acquisition cinétique de trois images. Le signal à imager est caractérisé par un mouvement reproduit toutes les périodes T .

L'imagerie cinétique appliquée à l'hélium-3 hyperpolarisé a permis d'atteindre des résolutions temporelles de 10 ms d'abord sur un modèle rigide nez-trachée puis *in vivo* au cours d'une inspiration nasale (Maître *et al.* 2007). D'autres résultats ont également été obtenus sur un modèle bouche-trachée.

Nous avons également implémenté l'imagerie cinétique sur un modèle des VAS de la bouche à la trachée. Ce sont ces résultats que nous présentons dans la suite de ce chapitre.

3.3.4.1. Imagerie des écoulements dans le fantôme bouche-trachée rigide

3.3.4.1.1. Protocole expérimental

Les données ont été acquises dans un IRM MAG 0,1 T (Sopha Imaging, Orsay, France) sur le fantôme bouche-trachée rigide positionné, dans une antenne Helmholtz double bracelet de 100 mm de diamètre, pour la réception et, dans une antenne thorax pour l'émission. Le gaz traceur hélium-3 est injecté dans le fantôme à débit constant par l'intermédiaire d'un gaz vecteur, de l'azote. Le dispositif expérimental dans l'IRM est présenté à la Figure 3.18 :

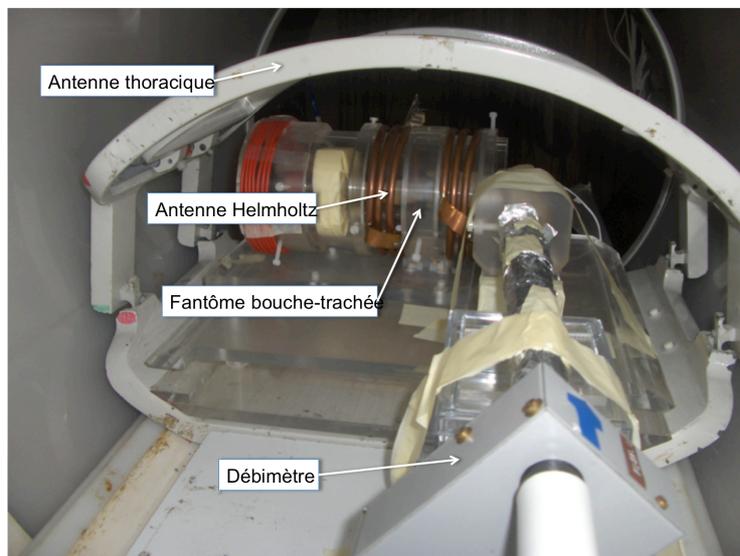


Figure 3.18 Dispositif expérimental pour les mesures de flux dans le fantôme bouche-trachée rigide par IRM de l'hélium-3 hyperpolarisé à 0,1 T.

Le gaz traceur d'hélium-3 a été polarisé en Allemagne à l'Université de Mayence à des taux voisins de 65 % et a été transporté par avion de Francfort à Paris, conditionné à 3 bars dans des cellules de 1 L.

Pour chaque expérience, l'hélium-3, extrait des cellules par plusieurs centaines de millilitres, est transféré dans un sac Tedlar[®] (SKC, Eighty Four, PA, USA) de 10 L partiellement pré-rempli puis complété en azote. Ce sac est alors transporté dans l'imageur et connecté au fantôme bouche-trachée en parallèle à un second sac Tedlar[®] de 10 L rempli d'azote.

Ces 20 L de gaz d'azote et d'hélium-3 (de concentration inférieure à 5 %) sont aspirés à travers le fantôme par l'intermédiaire d'une pompe à double membrane Leland Legacy® (SKC, Eighty Four, PA, USA) qui assure un débit constant fixé à $250 \text{ mL} \cdot \text{s}^{-1}$ ($15 \text{ L} \cdot \text{min}^{-1}$).

Le régime d'écoulement stationnaire et établi est contrôlé pendant l'acquisition par un débitmètre (AWM700; Honeywell International Inc., Morristown, NJ, USA) à l'entrée du fantôme.

Durant les différentes acquisitions, nous pouvons faire l'hypothèse de stationnarité du fluide. Cette condition est essentielle pour l'imagerie cinétique.

3.3.4.1.2. Acquisition complète

Les résultats suivants exploitent la technique d'imagerie cinétique avec la séquence FLASH. Les images de la Figure 3.19 ont été obtenues avec un $FOV = 184 \times 92 \text{ mm}^2$, matrice = 56×48 , une résolution spatiale de $2 \times 2 \text{ mm}^2$, $T_R = 9,9 \text{ ms}$, $T_E = 6,4 \text{ ms}$, un nombre de coupes $N_{coupes} = 24$, nombre d'accumulations $N_{ex} = 8$ et un angle variable $\alpha = \arctan(24 - n)^{1/2}$ où n représente la $n^{\text{ème}}$ coupe. L'acquisition repose également sur la technique d'écho partiel permettant de réduire ici de 25% le nombre de données échantillonnées sur la base de la symétrie du plan de Fourier selon la direction k_x . Les temps d'écho T_E et de répétition T_R en sont réduits d'autant.

Grâce à cette méthode, une résolution temporelle de 9,9 ms, jamais atteinte jusque-là, a été obtenue. Il est ainsi possible de suivre le gaz dans les voies aériennes.

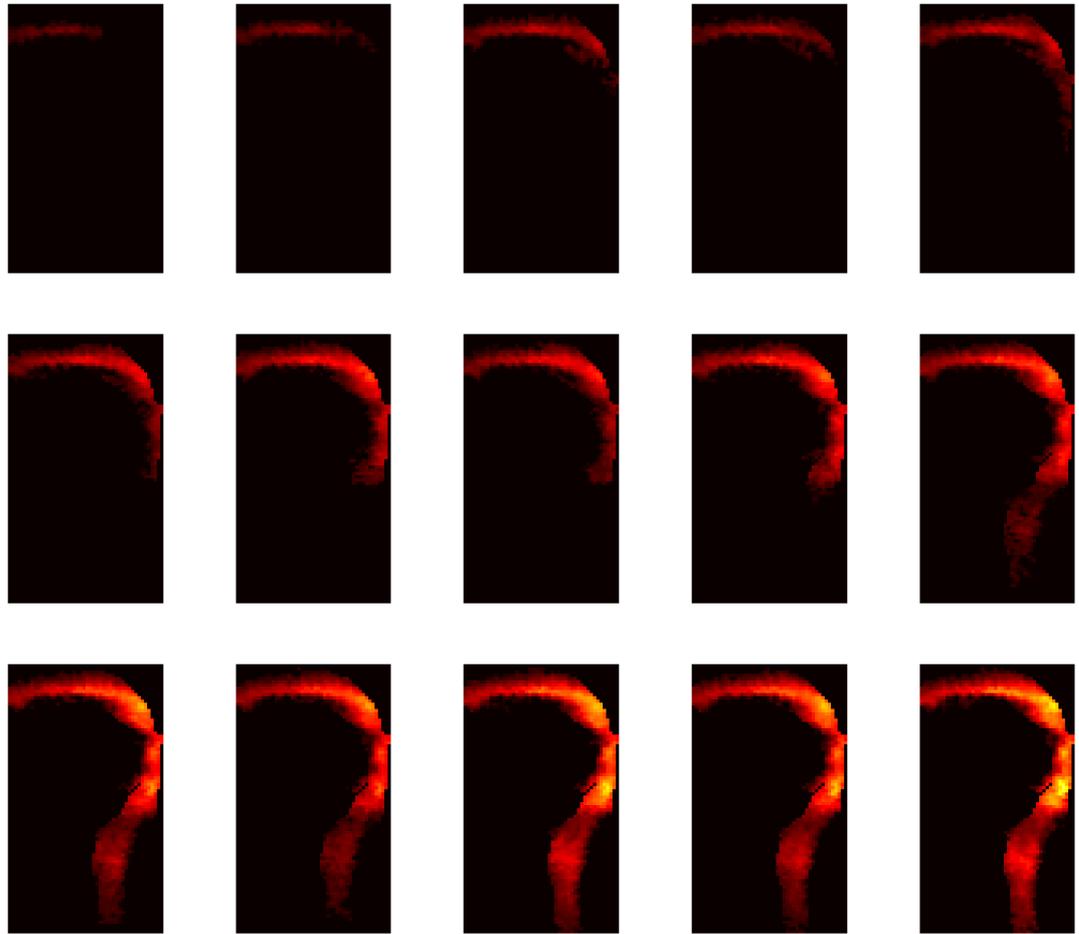


Figure 3.19 Imagerie cinétique de l'hélium-3 hyperpolarisé dans un fantôme bouche-trachée. Obtenues avec un $FOV = 184 \times 92 \text{ mm}^2$, matrice = 56×48 , une résolution spatiale de $2 \times 2 \text{ mm}^2$, $T_R = 9,9 \text{ ms}$, $T_E = 6,4 \text{ ms}$, un nombre de coupes $N_{coupes} = 24$, nombre d'accumulations $N_{ex} = 8$ et un angle variable $\alpha = \arctan(24 - n)^{1/2}$ où n représente la $n^{\text{ème}}$ coupe.

L'inconvénient de cette méthode est qu'elle présente encore un temps d'acquisition totale trop long pour une utilisation clinique. En effet, le temps d'acquisition est :

$$T_{acq} = T_R * N_y * N_{ex} * N_{coupes}$$

$$T_{acq} = 9,9 * 48 * 8 * 24 * 1.10^{-3}$$

$$T_{acq} = 91,238 \text{ s}$$

Soit un temps d'acquisition de : $T_{acq} \approx 1 \text{ min } 32 \text{ s}$. Avec un débit de $250 \text{ mL}\cdot\text{s}^{-1}$ on obtient un volume de gaz de :

$$V = D * T_{acq}$$

$$V = 0,25 * 91,238$$

$$V \approx 22,8 \text{ L}$$

Il est bien sûr impossible de faire inhaler un tel volume au cours d'une seule inspiration chez l'humain. Il serait par contre possible soit de segmenter l'acquisition sur plusieurs inspirations dans la mesure où ces dernières pourraient être reproduites, soit de réduire encore le temps total d'acquisition par des méthodes d'acquisitions accélérées.

3.3.4.1.3. Acquisition accéléré

La réduction du temps d'acquisition est ici considérée à travers la réduction du nombre de données acquises. L'accélération repose sur un développement spécifique de la technique k-t BLAST mis en œuvre avec Shaïhan Malik (Shaïhan 2007). Contrairement à la technique classique du k-BLAST, présentée au chapitre 2, cette nouvelle technique ne nécessite pas l'acquisition de données d'estimation.

3.3.4.1.3.1 Matériel et méthode

L'injection du gaz dans le fantôme bouche-trachée a été effectuée avec un débit de $Q = 320 \pm 15 \text{ mL/s}$ avec un mélange hélium-3 / azote dans un proportion 5 % / 95 %. Deux séries de 24 images sont acquises avec un nombre de codage de phase différent : $FOV = 184 \times 92 \text{ mm}^2$, une résolution spatiale de $2 \times 2 \text{ mm}^2$, $T_E / T_R = 3,2 / 9,8 \text{ ms}$, un nombre de coupes $N_{coupes} = 24$, nombre d'accumulations $N_{ex} = 16$, un angle de basculement variable tel que $\alpha_n = \arctan(24 - n)^{0,5}$ où n est la $n^{\text{ème}}$ coupe et une matrice d'acquisition de 56×48 ou 56×12 pour le facteur d'accélération $R = 4$. Le temps total d'acquisition est de 11,2 s ou 2,8 s.

Afin d'optimiser la reconstruction, il est possible de minimiser l'effet de repliement en adaptant le champ de vue de à l'objet à imager en lui appliquant une rotation. Pour cela, j'ai développé un programme sous le logiciel Matlab® (The

MathWorks version étudiant 2009) permettant, connaissant le facteur d'accélération, d'obtenir l'angle optimal minimisant le nombre de pixels qui se superposent lors d'un repliement par sous-échantillonnage. L'angle de rotation optimal calculé pour le fantôme bouche-trachée est de 23° .

Les deux séquences ont été obtenues sur un imageur 0,1 T (Sophia-Imaging, France), avec une antenne de 40 cm de diamètre pour l'émission et une antenne Helmholtz de 84 cm de diamètre pour la réception.

3.3.4.1.4. Résultats

Quelques images d'acquisitions sont montrées à la Figure 3.20 permettant de comparer les données d'une acquisition complète, les données sous-échantillonnées et les données reconstruites.

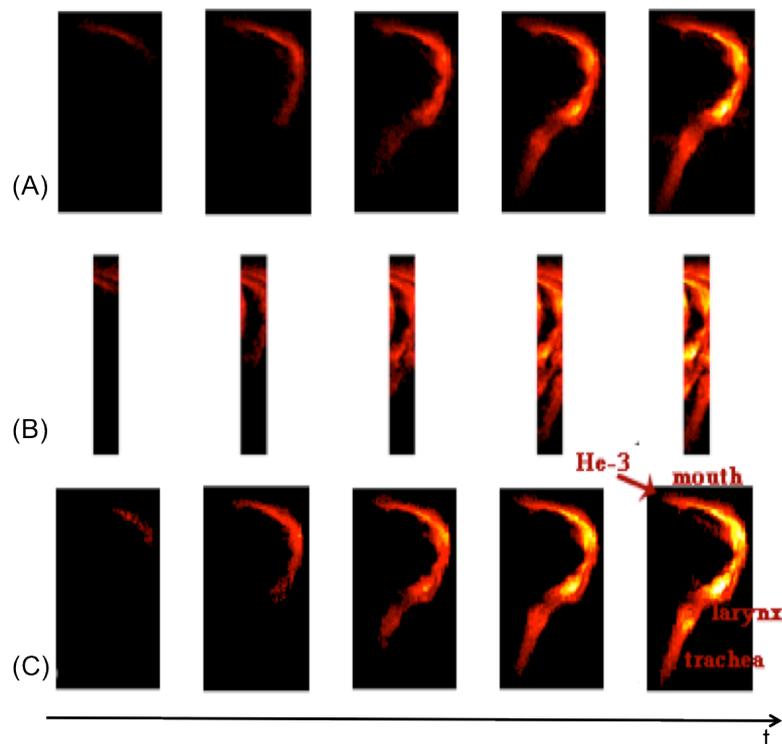


Figure 3.20 Imagerie cinétique de l'hélium-3 hyperpolarisé au cours d'une inspiration dans un fantôme bouche-trachée rigide avec un champ de vue optimal tourné de 23° pour un échantillonnage complet du plan de Fourier (A), pour un sous-échantillonnage du plan de Fourier avec un facteur de réduction de 4 avant reconstruction (B) et après reconstruction kt-BLAST spécifique (C) (Shaihan 2007).

Le rapport signal à bruit est compris entre 12 et 57 pour l'acquisition complète et entre 7 et 44 pour une acquisition sous échantillonnée avec un facteur de réduction $R = 4$.

Malgré un sous échantillonnage d'un facteur de 4 et un faible rapport signal à bruit pour les premières images, la reconstruction a préservé le rapport signal à bruit et le dynamisme.

Grâce au sous-échantillonnage nous pouvons également choisir d'augmenter le nombre d'accumulation d'un facteur 2 tout en réduisant le temps d'acquisition d'un facteur 2. Cependant l'augmentation du nombre d'accumulation augmente la quantité de gaz utilisée qui peut être un facteur limitant. Il est possible de suivre le front d'arrivée du gaz d'hélium-3 dans les VAS avec une résolution temporelle inférieure à 10 ms et de déterminer ainsi la vitesse des atomes le long de la trajectoire de signal maximal, c'est-à-dire de vitesse d'écoulement maximale. En faisant l'approximation de sections circulaires et d'un profil parabolique, il est alors possible d'en déduire une estimation des débits du gaz dans les VAS.

Avec un autre procédé d'acquisition, il est possible d'imager les cartes de vitesses d'écoulement du débit en modifiant les séquences d'acquisitions. Pour cartographier et quantifier le champ de vitesse proprement dit, il faut encoder le mouvement du gaz dans les VAS sur la phase du signal en ajoutant des gradients d'encodage de mouvement.

3.3.5. Cartographie des vitesses dans le fantôme bouche-trachée rigide

La vitesse peut être encodée sur la phase de l'aimantation à l'aide d'un gradient. On parle de mesure de vitesse par contraste de phase. La phase accumulée pendant une durée T est fonction des gradients G :

$$\Phi(\vec{r}) = \gamma \int_0^T \vec{G} \cdot \vec{r} dt \quad \langle 3-10 \rangle$$

En considérant les vitesses constantes pendant une durée T , on en déduit la relation de proportionnalité entre phase Φ_x et vitesse V_x , dans la direction x :

$$\Phi_x(\vec{r}) = \left[\gamma \int_0^T G_x \cdot t dt \right] V_x(\vec{r}) \quad < 3-11 >$$

On définit alors un champ de vitesse $FOS_x = \max(V_x) - \min(V_x)$ et de même pour les autres directions de vitesses. Ainsi chaque vitesse est obtenue en calculant :

$$V_x(\vec{r}) = FOS_x \cdot \Phi_x(\vec{r}) / 2\pi \quad < 3-12 >$$

La dernière formule définit les différentes vitesses en fonction du champ de vitesse défini dans les paramètres de séquences.

3.3.5.1. Matériels et méthodes

Pour la mesure de vitesse, une image tridimensionnelle est alors acquise lors du passage du gaz par l'application d'une séquence d'écho de gradient au cours de laquelle, par l'application de gradients selon les trois axes, les trois composantes, V_x , V_y et V_z , de la vitesse du gaz d'hélium-3 s'écoulant dans le fantôme sont encodées sur la phase du signal.

L'injection du gaz dans le fantôme bouche-trachée a été effectuée avec un débit de $Q = 250$ mL/s avec un mélange hélium-3 / azote avec une concentration inférieure à 5%. Les paramètres d'acquisition sont $FOV = 184 \times 96 \times 40$ mm³, une résolution spatiale de $2 \times 2 \times 2$ mm³, $T_E/T_R = 8,6/20$ ms pour un temps d'acquisition $T_{acq} = 80,3$ s. Le champ de vitesse utilisé est $FOS_x = 3$ m/s et $FOS_y = 6$ m/s.

Les images ont été obtenues sur un imageur 0,1 T (Sophia-Imaging, France), avec une antenne thoracique pour l'émission et une antenne Helmholtz de 100 cm de diamètre pour la réception.

3.3.5.2. Résultats

Le rapport signal à bruit atteint une valeur maximale de 40 avec une moyenne de 10. La résolution des vitesses de cartes obtenues varie entre 2 et 5 cm/s . Les vitesses maximales atteintes sont de l'ordre de 2 m/s à 3 m/s . Les cartes de vitesses selon les trois directions x , y et z sont représentées à la Figure 3.21 :

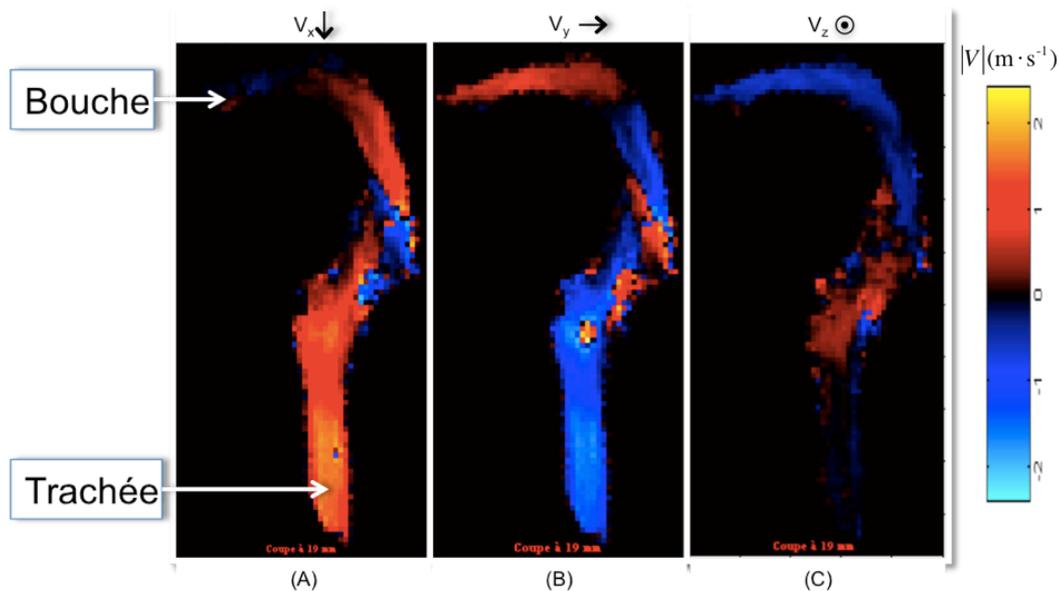


Figure 3.21 Cartes de trois composantes V_x (A), V_y (B) et V_z (C) de la vitesse du gaz d'hélium-3 dans le fantôme bouche-trachée rigide par IRM de contraste de phase (Julin Sandeau 2009).

La vitesse représentée à la Figure 3.21 selon les trois axes (x, y, z) montre au niveau de la bouche une vitesse presque nulle selon la direction \vec{V}_x et maximale selon les deux directions \vec{V}_y et \vec{V}_z . A l'autre bout, au niveau de la trachée, la vitesse selon la direction \vec{V}_z est quasi nulle et maximale dans les directions \vec{V}_x et \vec{V}_y . Ces images ont permis de mesurer des vitesses atteignant 1 $m \cdot s^{-1}$ au niveau de la trachée dans le fantôme bouche-trachée.

En conclusion, les méthodes de polarisations nécessitent des appareillages délicats et des opérateurs qualifiés. Il est donc utile pour la diffusion à grande échelle de la nouvelle technique d'imagerie d'optimiser le protocole de la polarisation et de la compression du gaz.

De plus, le prix du gaz, environ 2000 \$/L, en constante augmentation, ainsi que sa rareté, poussent les laboratoires à trouver des techniques d'acquisition réduisant la quantité de gaz utilisé mais également réduisant le temps de passage d'un patient. Pour cela nous avons utilisé des méthodes permettant de réduire le temps d'acquisition par des méthodes d'imagerie cinétique et dynamique. L'imagerie cinétique nécessite un cycle périodique mais permettant d'atteindre des résolutions temporelles de 10 ms. De plus, l'utilisation de gaz et de séquences spécifiques permet d'obtenir des cartes de vitesses à l'intérieur du fantôme selon les trois directions.

Malgré ces différents résultats très prometteurs, l'hélium-3 est un gaz dont la quantité devient de plus en plus faible (Shea and Morgan 2010). Pour compenser ce problème, un gaz de substitution, composé de fluor-19, a été utilisé pour visualiser les voies aériennes.

La suite de la thèse présentera des résultats préliminaires d'imagerie RMN du fluor-19 dont les possibilités d'exploitation avaient été démontrées en 1977 par Holland *et al.* (Holland, Bottomley, and Hinshaw 1977).

3.4. Imagerie par résonance magnétique du fluor-19 gazeux

Contrairement à l'hélium-3, le SF_6 possède un prix d'achat très faible, de l'ordre de 0,15 \$/L. Le SF_6 possède également des temps de relaxation, T_1 et T_2 , de l'ordre de la milliseconde, qui présenteront l'avantage de réduire le temps d'acquisition.

L'atome de fluor possède 18 isotopes dont le fluor-19 qui est le plus stable et son abondance naturelle est de 100 %. Le fluor-19 possède un spin de 1/2 et un fort rapport gyromagnétique qui en font un atome de choix pour l'acquisition par IRM. Absent du corps humain, il est idéal pour l'imagerie des VAS en tant qu'agent de contraste.

3.4.1. Bases de l'imagerie par résonance magnétique du fluor-19 gazeux

Présent dans différentes molécules, le fluor-19 principalement utilisable en IRM se trouve sous la forme d'hexafluorure de soufre, SF_6 (Scholz *et al.* 2009 ; Schreiber *et al.* 2001), d'hexafluoroéthane, C_2F_6 (Kuethé *et al.* 1998; Wolf *et al.* 2006) ou encore d'octafluorocyclobutane, C_4F_8 . Ces molécules sont inertes, non toxiques et contiennent de six à huit atomes de fluor-19. Ils présentent des fréquences de Larmor très proches les unes des autres, ainsi que des temps de relaxation T_1 et T_2 très courts. Le tableau suivant donne les principales propriétés physiques de ces trois gaz fluorés pour l'IRM :

| <i>Gaz</i> | <i>Masse molaire</i> [g/mol] | <i>Densité</i> [kg/m ³] à 1 bar, 288 K | <i>Viscosité</i> [μPa·s] à 273 K | <i>T₁</i> [ms] à 1,5 T | <i>Fréquence</i> [MHz] à 1,5 T |
|------------|---------------------------------|--|--|---|--------------------------------------|
| SF_6 | 149,05 | 6,25 | 13,77 | 1,81 | 60,12 |
| C_2F_6 | 138,02 | 5,84 | 13,64 | 7,83 | 60,10 |
| C_4F_8 | 200,04 | 8,82 | 10,92 | 47 | 60,20 |

Tableau 3.8 Propriétés physiques des gaz fluorés SF_6 , C_2F_6 et C_4F_8 utilisables en IRM¹⁰.

Les temps de relaxation longitudinale de ces trois gaz varient de 1,8 ms à 47 ms. Les temps de relaxation transversale, plus faibles encore, nécessitent l'implémentation de séquences d'imagerie avec des paramètres adaptés permettant d'échantillonner le plan de Fourier sur des temps inférieurs aux temps de relaxations.

Des premiers travaux ont été effectués en 1984 par Rinck *et al.* sur animal, utilisant un mélange CF_4-O_2 (Rinck, Petersen, and Lauterbur 1984). Mais le temps d'acquisition était supérieur à 4 heures aussi l'application sur humain n'était-elle pas alors envisageable.

En utilisant du C_2F_6 , Wolf *et al.* de l'Université de Mayence ont obtenu en 2006 les premières images du poumon *in vivo* chez l'humain, en utilisant du C_2F_6 mélangé à de l'oxygène avec une proportion de 70 % – 30 %, avec un temps d'acquisition par image de 260 ms pour une matrice de 64×128 et une résolution de $6,25 \times 3,12$ avec

¹⁰ Valeurs prises à partir du site de Air Liquide (www.airliquide.fr) et de livre « MRI of the lung » par Hans-Ulrich Kauczor.

$T_E = 1,85$ ms et $T_R = 4,05$ ms (Wolf *et al.* 2006). Un seul échantillonnage du plan de Fourier ne permet pas en effet d'atteindre un rapport signal à bruit (RSB) suffisant mais un moyennage rapide pour N_{ex} excitations autorise un gain proportionnel à la racine carrée de N_{ex} . L'équipe a tiré profit du temps de relaxation longitudinale très court du gaz pour répéter très rapidement la séquence et moyenner ainsi un signal suffisant, jusqu'à $N_{ex} = 100$.

En 2009, la même équipe a réussi à obtenir des temps d'acquisitions de 51 ms pour une matrice de taille 32×64 grâce à un temps d'écho très court, $T_E = 0,5$ ms, et un temps de répétition seulement trois fois plus long, $T_R = 1,6$ ms, en utilisant un mélange $O_2 - SF_6$ dans une proportion 70 % – 30 % (Scholz *et al.* 2009).

Au cours de cette thèse, les possibilités de l'imagerie du gaz par résonance magnétique du fluor ont été explorées sur le SF_6 afin d'offrir une alternative à l'imagerie du gaz par résonance magnétique de l'hélium-3 hyperpolarisé. Dans cette approche, même si les expériences ont été menées à l'IR4M avec du SF_6 , les fréquences de résonance étant très proches d'une molécule à l'autre, les développements que nous présenterons sont aussi applicables aux autres molécules fluorées citées précédemment.

En résumé, la mise en œuvre de l'imagerie par résonance magnétique du ^{19}F passe tout d'abord par la conception et la fabrication d'une antenne radiofréquence spécifique avec une fréquence de résonance propre à l'atome du ^{19}F , par la caractérisation de la chaîne radiofréquence d'émission et de réception de l'imageur à cette fréquence de résonance, puis par l'implémentation de séquences dédiées avec des temps d'écho, T_E , très courts, de l'ordre du temps de relaxation transversale ($T_2^* \sim 1,5$ ms dans les poumons) et des temps de répétition, T_R , aussi très courts, de l'ordre du temps de relaxation longitudinale ($T_1^* \sim 1,6$ ms dans les poumons)

3.4.2. Matériels et méthodes

Les différents fantômes que nous utiliserons seront maintenus à l'intérieur d'une boîte dite boîte de surpression positionnée entre les deux boucles de l'antenne dédiée. Le contrôle de la pression à l'intérieur de la boîte est fait par un capteur de pression optique. La Figure 3.22 représente les éléments cités précédemment.

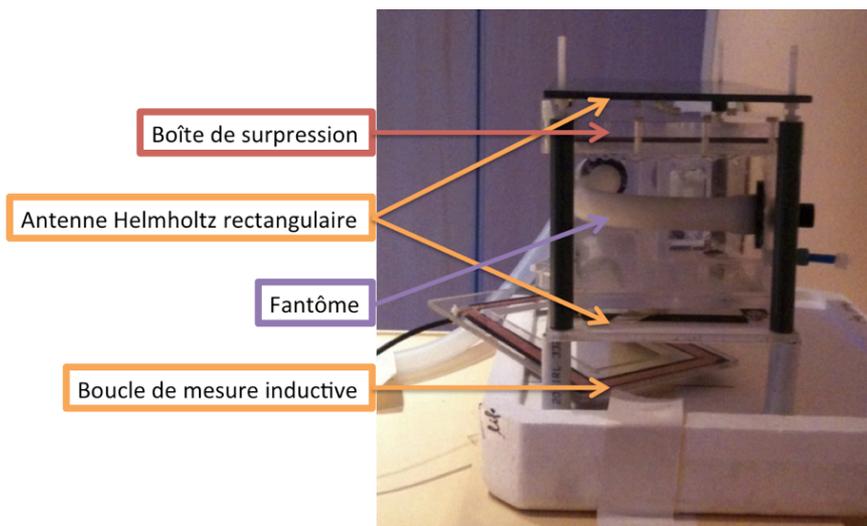


Figure 3.22 Antenne radiofréquence dédiée à l'imagerie du gaz dans des fantômes modèles des VAS par résonance magnétique du fluor. Constituée d'une antenne Helmholtz rectangulaire et d'une boucle de couplage inductif, elle s'adapte à une boîte étanche dans laquelle le fantôme est inséré (ici un tuyau souple).

3.4.2.1. Capteur de pression

La mesure de la pression est faite par des capteurs optiques, de marque Opsens. Ces derniers exploitent la technologie de l'interférométrie en lumière blanche afin de mesurer les changements de pression. L'interférométrie est un outil de métrologie optique très précis permettant de mesurer une infime variation de grandeur physique au moyen de la différence de marche de l'interféromètre¹¹. Leurs spécifications sont :

| <i>Paramètre</i> | <i>Valeur</i> |
|----------------------------------|-----------------------------|
| <i>Etendue de mesure</i> | -50 mmHg à 300 mmHg relatif |
| <i>Résolution</i> | 0.5 mmHg |
| <i>Dérive thermique du zéro</i> | 0.2 mmHg/°C |
| <i>Température d'utilisation</i> | 10°C à 50 °C |

Tableau 3.9 Spécification d'utilisation du capteur de pression optique opsens

¹¹ Site de l'opsens : www.opsens

Les capteurs à fibre optique sont constitués de deux éléments : les transducteurs (sonde à fibre optique) et le conditionneur (aussi appelé poste de lecture). Le schéma complet du capteur de pression est représenté à la Figure 3.23 :

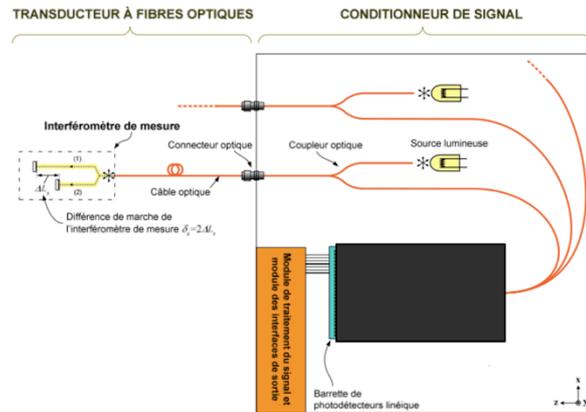


Figure 3.23 Représentation schématique du capteur de pression à fibre optique de la série opsens¹²

Le faisceau lumineux émis par le conditionneur atteint le transducteur où il effectue un parcours optique selon deux chemins avant d'être réfléchi puis recombinaé en un faisceau unique transmis au conditionneur. La pression est calculée par le conditionneur en mesure de différence de marche entre le rayon lumineux émis et le rayon lumineux réfléchi au niveau du transducteur.

3.4.2.2. Boîte de surpression

Conçu au sein du laboratoire IR4M de l'Université Paris-Sud, Orsay, France, en collaboration avec le centre SAREM (Mécanique – Bureau d'étude) de l'Université Paris-Sud, Orsay, France, la boîte de surpression a été optimisée pour être compatible IRM, transparente et totalement hermétique. Le fantôme est positionné au centre de la boîte de surpression et connecté à l'extérieur par deux embouts d'injection de gaz de diamètre 22 mm (Figure 3.24 – article n°9). Deux autres embouts de surpression sont également ajoutés permettant de réguler la pression externe.

¹² http://www.opsens.com/old/pdf/IMP0002_WLPI_FR_REV2.3.pdf

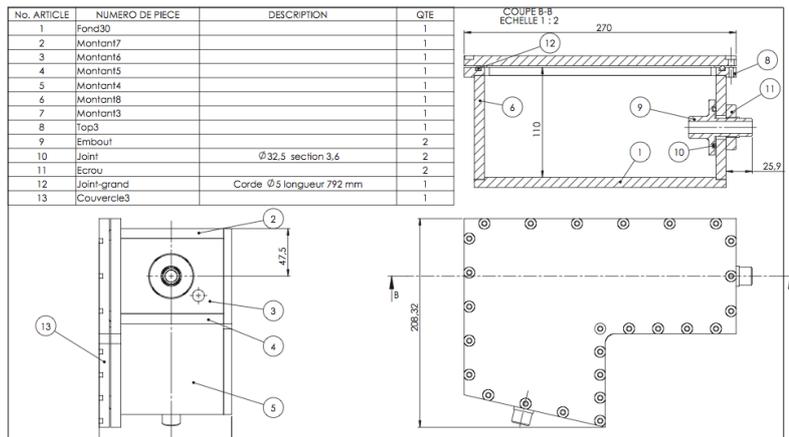


Figure 3.24 Schéma de conception de la boîte de surpression

Avant d'utiliser la boîte de surpression, nous avons vérifié qu'elle était bien hermétique. Pour cela nous avons positionné le fantôme à l'intérieur de la boîte en le connectant aux différents embouts d'évacuations, mis en surpression l'intérieur de la boîte et observé l'évolution de la pression interne au cours du temps après avoir coupé l'arrivée du gaz. La Figure 3.25 montre l'évolution de la pression à l'intérieur de la boîte au cours du temps.

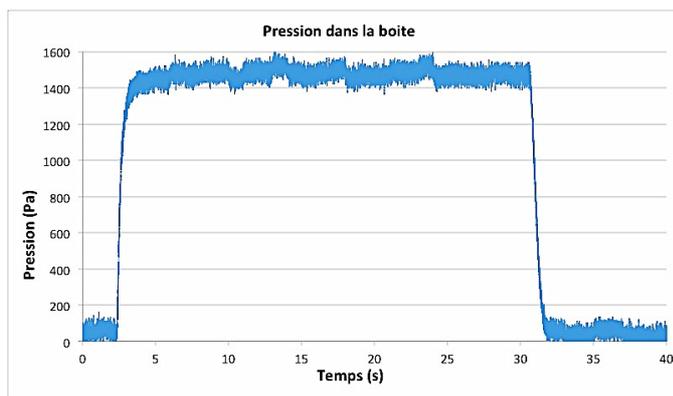


Figure 3.25 Courbe de pression à l'intérieur de la boîte de surpression

La courbe précédente montre une valeur de pression interne, sur une durée temporelle comprise entre 10 s et 30 s, de $1478,65 \pm 31,02$ Pa soit un écart de 2 %. Cette variation de 62 Pa correspond à la résolution du capteur optique qui est de 0,5 mmHg soit 66 Pa.

La courbe précédente permet de confirmer que notre boîte est hermétique et que nous pourrions appliquer et conserver une pression interne pendant au moins 25 s.

3.4.2.3. Conception d'une antenne VAS fluor-19

La conception d'une antenne radiofréquence en réception passe par le choix de la fréquence de résonance, du type d'antenne - volumique ou surfacique - et par la forme - circulaire ou rectangulaire en fonction du système à imager.

Pour le SF_6 , le rapport gyromagnétique $\gamma = 25,18148 \cdot 10^{-7} \text{ rad}\cdot\text{T}^{-1} \cdot \text{s}^{-1}$ ou $\gamma = 40,07875 \cdot 10^6 \text{ Hz}\cdot\text{T}^{-1}$. A 1,5 T, dans l'imageur Achieva du CIERM au SHFJ (Philips Healthcare, Best, Les Pays-Bas), la fréquence de résonance du fluor-19 est donnée par :

$$\nu_{SF_6} = 40,07875 \cdot 10^6 \times 1,5$$

$$\nu_{SF_6} = 60,11812 \text{ MHz}$$

Le choix de l'antenne pour l'imagerie de modèles des VAS s'est porté sur la combinaison d'une antenne Helmholtz avec une boucle de mesure par couplage inductif. Cette combinaison permet d'ajuster plus facilement la fréquence de résonance et le facteur de qualité par simple déplacement géométrique de la boucle de mesure (Raad and Darrasse 1992). De plus, nous avons besoin d'une antenne volumique avec un champ magnétique homogène, facile d'accès pour la mise en place du fantôme bouche-trachée et l'arrivée et départ du gaz, et dont le champ de vue couvrait l'ensemble de la bouche à la trachée. L'antenne complète, présentée sur la Figure 3.22, est constituée d'une antenne Helmholtz rectangulaire et d'une boucle de couplage inductif qui s'adaptent à une boîte de surpression étanche dans laquelle le fantôme des VAS est inséré.

3.4.2.3.1. Double boucles Helmholtz

L'antenne Helmholtz est composée de deux boucles résonnantes composées de capacités ATC et d'une inductance sous forme de ruban de cuivre. La boucle supérieure sera nommée par la suite « boucle primaire » et la boucle inférieure « boucle secondaire ». Le ruban de cuivre possède les paramètres suivants : épaisseur $e = 30 \mu\text{m}$, largeur $L = 1 \text{ cm}$ et résistivité $\rho = 1,7 \cdot 10^{-7} \Omega / \text{m}$. Ainsi la résistance totale du

circuit ne tiendra compte que de celle de l'inductance. La résistance totale calculée est $r = 44,2 \text{ m}\Omega$.

Les deux boucles, primaire et secondaire, sont fabriquées de la même façon mais possèdent des valeurs de capacité et d'inductance sensiblement différentes dû aux tolérances des matériaux utilisés. Les deux boucles sont modélisées par un circuit résonnant RLC (Figure 3.26 et Figure 3.27)

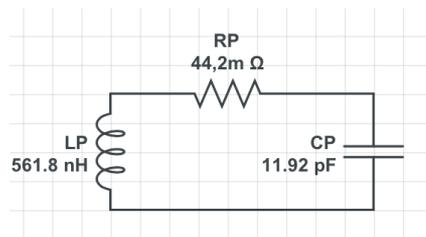


Figure 3.26 Circuit de la boucle primaire de l'antenne Helmholtz pour le fantôme bouche-trachée.

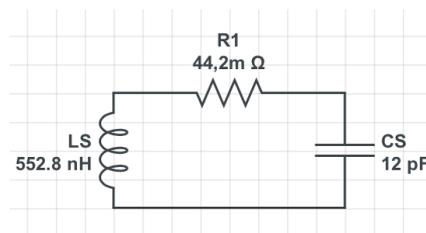


Figure 3.27 Circuit de la boucle secondaire de l'antenne Helmholtz pour le fantôme bouche-trachée.

La mesure de la fréquence de résonance des boucles primaire et secondaire par un analyseur de spectre donne $\nu_p = 61,8 \text{ MHz}$ et $\nu_s = 61,35 \text{ MHz}$, respectivement. Les fréquences de résonance sont légèrement réglées au-dessus de la fréquence de Larmor, $\nu_{\text{SF}_6} = 60,11812 \text{ MHz}$, que l'on souhaite obtenir après le positionnement en configuration Helmholtz des deux boucles.

En effet lorsque les deux boucles sont mises face à face, une troisième inductance apparaît, l'inductance mutuelle. C'est ce que représente le circuit électrique équivalent sur la Figure 3.28.

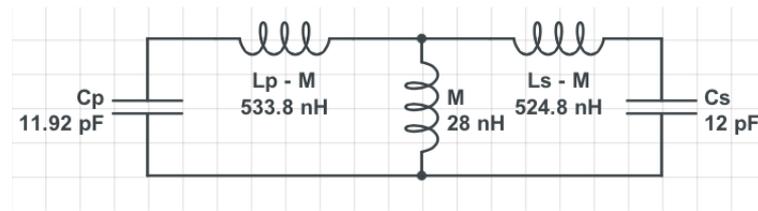


Figure 3.28 Schéma équivalent des deux boucles primaire et secondaire en configuration Helmholtz pour le fantôme bouche-trachée.

Ce nouveau circuit possède deux fréquences de résonance $\nu_1 = 60,1132$ MHz et $\nu_2 = 63,2368$ MHz.

3.4.2.3.2. Boucle de couplage

Pour accorder l'un de ces deux modes à la fréquence de Larmor et adapter l'impédance du circuit afin de maximiser le facteur de qualité de l'antenne résultante, nous avons considéré tout d'abord d'ajouter une capacité d'accord et une capacité d'adaptation d'impédance. Cette approche a cependant été écartée après plusieurs tentatives car le réglage par capacités variables s'est avéré trop sensible et délicat.

Nous avons finalement opté pour un accord de la fréquence par positionnement des deux antennes primaire et secondaire et une adaptation du circuit par positionnement d'une boucle supplémentaire couplée inductivement avec les deux antennes. Le couplage inductif permet en effet d'adapter de façon très efficace l'impédance entre l'antenne et le préamplificateur et ainsi d'optimiser la bande-passante de l'antenne (Raad and Darrasse 1992). Le réglage est alors réalisé soit par rotation soit par translation verticale de la boucle de couplage. Une fois la position optimale trouvée, nous pouvons travailler sur notre système sans dérégler le montage. Nous pouvons, sans la moindre difficulté, *ouvrir* l'antenne Helmholtz, modifier le système d'étude puis *refermer* l'antenne Helmholtz tout en conservant le même réglage. Le schéma électrique de cette boucle de couplage est représenté à la Figure 3.29. Elle possède une inductance $L_c = 610,14$ nH.

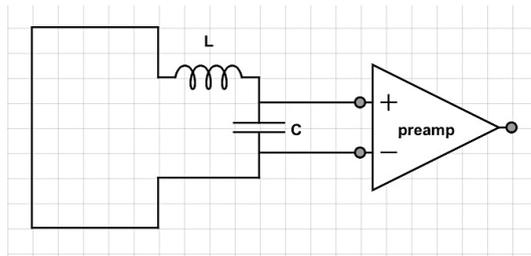


Figure 3.29 Circuit électrique de la boucle de couplage inductif ramenant le signal au préamplificateur

3.4.2.3.3. Caractéristiques électriques

Une fois branchée, accordée et adaptée, l'antenne VAS fluor-19 peut être caractérisée par sa courbe de réponse autour de la fréquence de Larmor, $f_0 = 60,11$ MHz, pour une atténuation de -20 dB. La courbe de réponse est mesurée à l'intérieur de l'aimant en présence du fantôme.

Le facteur de qualité de l'antenne, donné par le rapport entre la fréquence centrale et la largeur à mi-hauteur de la résonance du système, est ainsi de $Q = 34$. Ce facteur de qualité est directement mesuré par l'imageur Philips. Pour des antennes IRM, il peut atteindre des valeurs de l'ordre de 100.

3.4.2.3.4. Homogénéité et sensibilité

Les premiers tests de l'antenne VAS ^{19}F ont été effectués en remplissant la boîte de suppression de gaz fluoré, SF_6 , à la pression atmosphérique. Ces tests permettent de vérifier le fonctionnement du montage et d'établir l'homogénéité et la sensibilité de l'antenne. Pour cela, nous avons implémenté une séquence 3D d'écho de gradient avec un échantillonnage cartésien et nous avons réduit le temps d'écho, T_E , jusqu'à 1,61 ms et pris un temps de répétition $T_R = 15$ ms imposant une pondération en T_2^* qui revient ici $-T_2^*$ étant attendu homogène sur l'ensemble de la boîte – à une pondération en densité de spin. Nous avons aussi : matrice = $(40 \times 24 \times 12)$ avec un voxel = $(6 \times 6 \times 10)$ mm³, $N_{ex} = 20$, $T_{acq} = 86,4$ s. Le jeu d'images obtenues sur les douze coupes (Figure 3.30) peut être normalisé pour produire les cartes de sensibilité et d'homogénéité de l'antenne sur l'ensemble de la boîte remplie de SF_6 , c'est-à-dire sur l'ensemble du fantôme des VAS qui sera inséré par la suite.

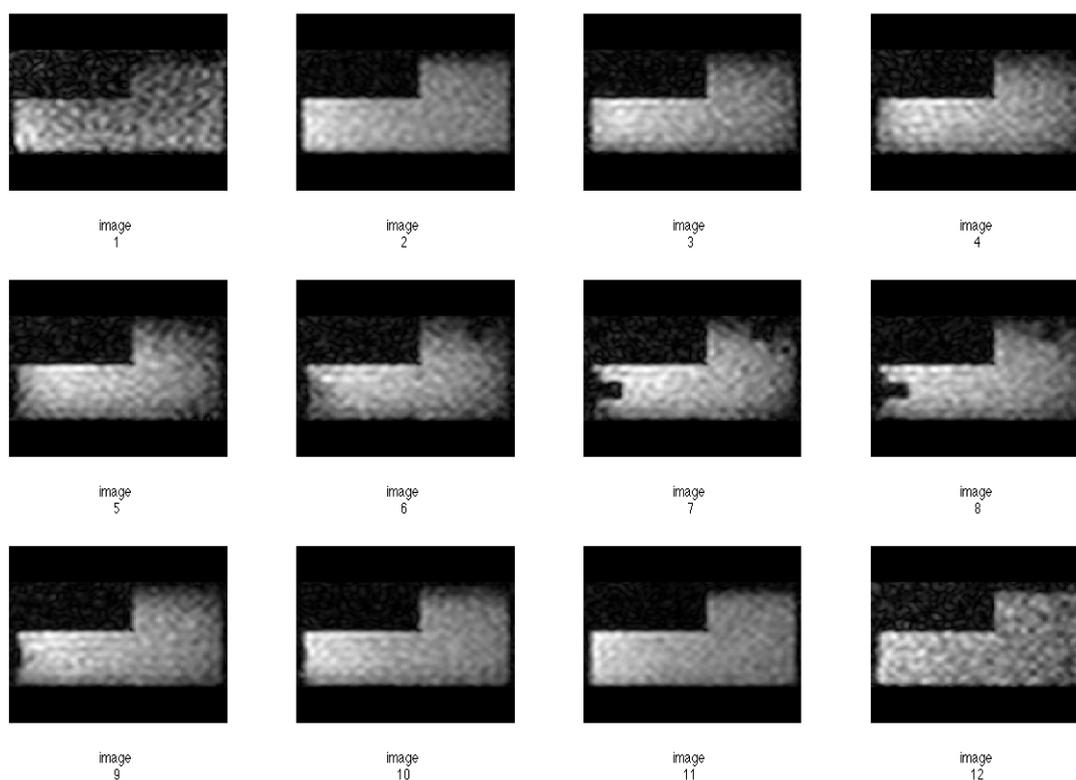


Figure 3.30 Images de la boîte de surpression remplie de SF_6 à pression atmosphérique obtenues par résonance magnétique du fluor-19 avec une séquence d'écho de gradient avec $T_E = 1,61$ ms, $T_R = 15$ ms, matrice $40 \times 24 \times 12$ et un voxel $6 \times 6 \times 10$ mm³.

De ce premier jeu d'images, nous pouvons déduire que l'antenne est homogène à 12,8 % sur l'ensemble de la boîte de surpression et à mieux que 12,4 % sur le volume que doit occuper le fantôme bouche-trachée et à mieux que 9,68 % sur le volume central qu'occupe le fantôme simplifié des VAS (tuyau de 18 mm de diamètre).

Sur le volume de la boîte de surpression, pour des voxels de $6 \times 6 \times 10$ mm³, le RSB relevé est en moyenne de $4,30 \pm 0,82$ et peut atteindre $5,61 \pm 1,30$ au centre de la boîte. Le RSB peut être amélioré en réduisant le temps d'écho, $T_E = 1,61$ ms, qui est ici déjà supérieur à la durée de vie du signal. Le signal résultant, présenté sur la Figure 3.30, n'est en effet déjà plus que 34 % du signal à l'origine. Pour limiter cette perte de signal, nous avons implémenté une séquence à temps d'écho ultra-court (UTE) afin d'atteindre des temps d'écho inférieurs à 100 μs .

3.4.3. Imagerie statique par résonance magnétique du fluor-19 à temps d'écho ultra-courts

Dans la séquence UTE implémentée sur l'imageur Philips Achieva 1,5 T, l'impulsion RF a été raccourcie et les gradients d'imagerie ont été modifiés afin de réaliser un temps d'écho, T_E , défini entre la fin de l'impulsion RF et le début de l'acquisition du signal, de $90 \mu\text{s}$, comme le montre le chronogramme de la Figure 3.31.

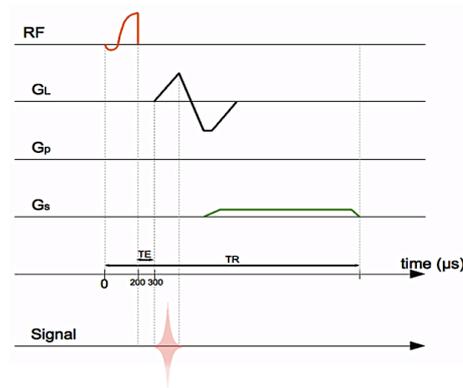


Figure 3.31 Chronogramme de la séquence à temps d'écho ultra-court (UTE) implémentée sur l'imageur Philips Achieva 1,5 T.

Avec la méthode UTE et un temps d'écho de $90 \mu\text{s}$, le signal résiduel est de 88 % ce qui représente une hausse du signal d'un facteur d'environ 2,58 par rapport à la séquence d'écho de gradient.

Nous avons donc choisi d'utiliser cette séquence d'acquisition pour l'appliquer dans un premier temps à une boîte de suppression, dans un deuxième temps au fantôme rigide des VAS et enfin au fantôme souple des VAS.

3.4.3.1. IRM de la boîte de suppression : séquence UTE

L'utilisation de la séquence UTE a été faite sur la boîte de suppression. Nous avons réduit le temps de répétition, T_R , à 10 ms afin de raccourcir le temps d'acquisition totale tout en nous accordant au court T_1 du SF_6 . La Figure 3.32 montre le jeu d'images acquises dans ces conditions pour une matrice d'acquisition $40 \times 40 \times 12$, un voxel $6 \times 6 \times 10 \text{ mm}^3$, et un $T_E = 90 \mu\text{s}$.

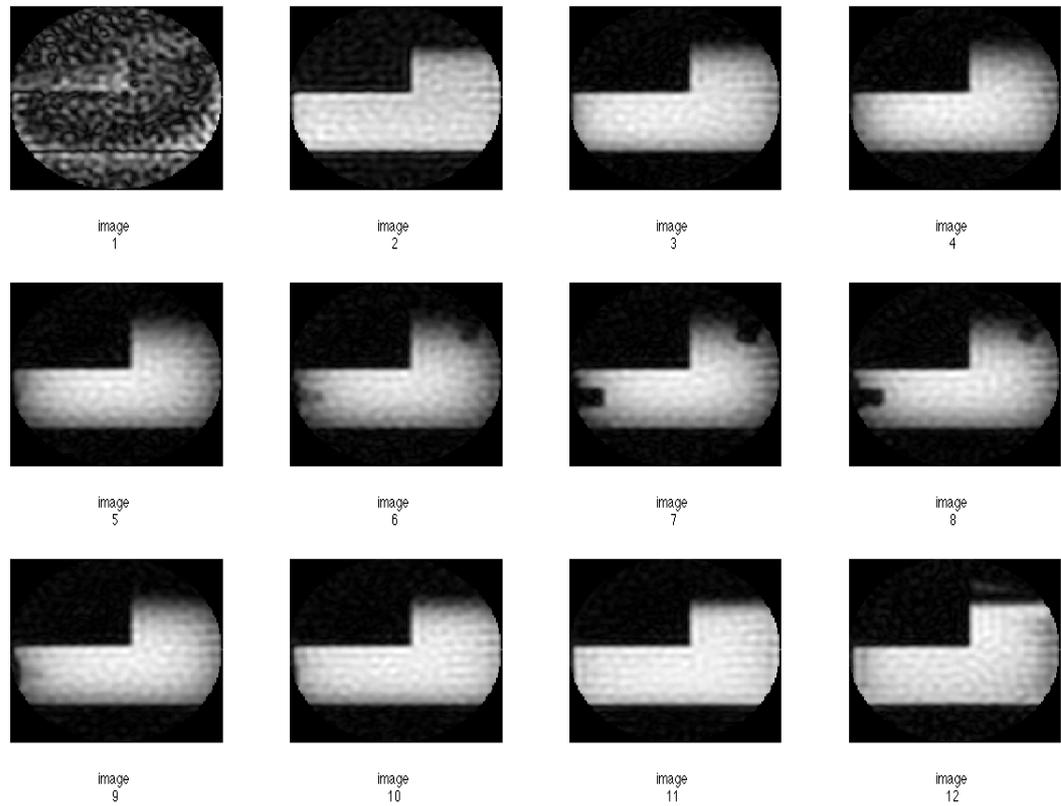


Figure 3.32 Images de la boîte de surpression remplie de SF_6 à pression atmosphérique obtenues par résonance magnétique du ^{19}F avec une séquence d'écho de gradient à temps d'écho ultra-court ($T_E = 0,09$ ms, $T_R = 10$ ms).

Sur le volume de la boîte de surpression, pour des voxels de $6 \times 6 \times 10$ mm³, le RSB relevé est en moyenne de $6,89 \pm 3,15$ et peut atteindre $10,76 \pm 4,15$ au centre de la boîte.

La comparaison entre les acquisitions sans UTE (Figure 3.30) et avec UTE (Figure 3.32) est faite sur le RSB pris sur les régions d'intérêt sélectionnées au centre de la boîte. Le rapport des RSB obtenus est :

$$\frac{RSB_{UTE=0,09}}{RSB_{TE=1,61}} = 2,47$$

Il est bien de l'ordre du rapport des décroissances du signal attendu à 0,09 ms et 1.61 ms pour une durée de vie du signal $T_2^* \cong 1,5$ ms : 2,58.

Pour la suite, nous privilégierons la séquence UTE pour le développement de l'imagerie d'un gaz d'hexafluorure de soufre, SF₆, dans les VAS par résonance magnétique du fluor-19.

3.4.3.2. Fantôme rigide des VAS

Le fantôme rigide est positionné au centre de la boîte de surpression en le fixant sur les embouts d'injection. Le fantôme est alors rempli de SF₆ en obstruant la sortie de la boîte. Cela permet de conserver la même quantité de gaz pendant toute la durée de l'acquisition.

L'acquisition suivante a été obtenue avec une séquence UTE radiale avec un $T_E = 114 \mu\text{s}$, $T_R = 3,8 \text{ ms}$, $N_{ex} = 32$, une matrice d'acquisition de $72 \times 72 \times 26$ et une résolution $3 \times 3 \times 3 \text{ mm}^3$. Le temps d'acquisition est de $T_{acq} = 459 \text{ ms}$.

Sur le volume du fantôme rigide, pour des voxels de $(6 \times 6 \times 10) \text{ mm}^3$, le RSB relevé est en moyenne de $4,60 \pm 1,50$ et peut atteindre $4,52 \pm 0,92$ au centre de la boîte.

En voulant aller plus loin dans l'acquisition et obtenir des images dynamiques, une surpression à l'intérieur du fantôme rigide a détérioré ce dernier. Cet incident a malheureusement mi-fin aux expériences sur fantôme rigide puisque c'était le dernier dont nous disposions.

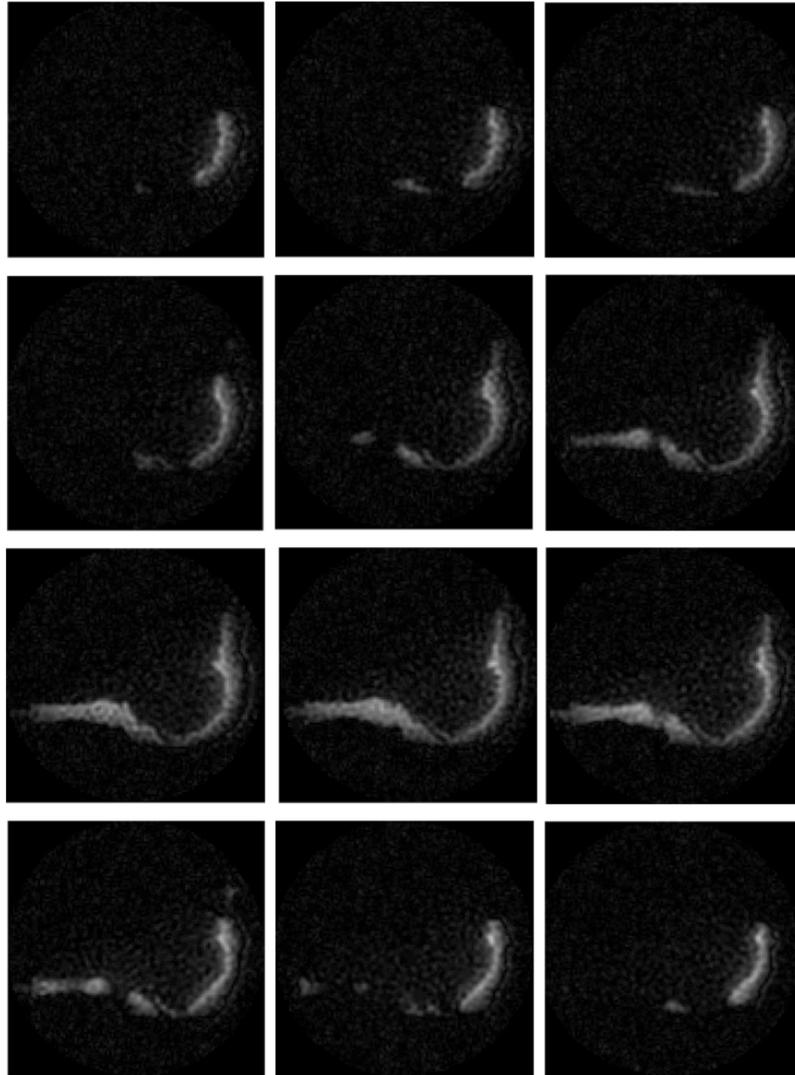


Figure 3.33 Images 3D statiques du fantôme bouche-trachée rigide rempli de gaz fluoré SF_6 . L'acquisition est faite avec une séquence UTE radiale : $T_E = 114 \mu\text{s}$, $T_R = 3,8 \text{ ms}$, $N_{ex} = 32$, une matrice d'acquisition de $72 \times 72 \times 26$ et une résolution $3 \times 3 \times 3 \text{ mm}^3$ et $T_{acq} = 459 \text{ ms}$

3.4.3.3. Utilisation du fantôme réaliste des VAS – fantôme souple bouche-trachée

L'acquisition suivante a été obtenue avec une séquence UTE radiale pour un $T_E = 157 \mu\text{s}$, $T_R = 10 \text{ ms}$, $N_{ex} = 32$, une matrice d'acquisition de $40 \times 40 \times 12$ et une résolution $6 \times 6 \times 10 \text{ mm}^3$. Le temps d'acquisition est de $T_{acq} = 922 \text{ ms}$.

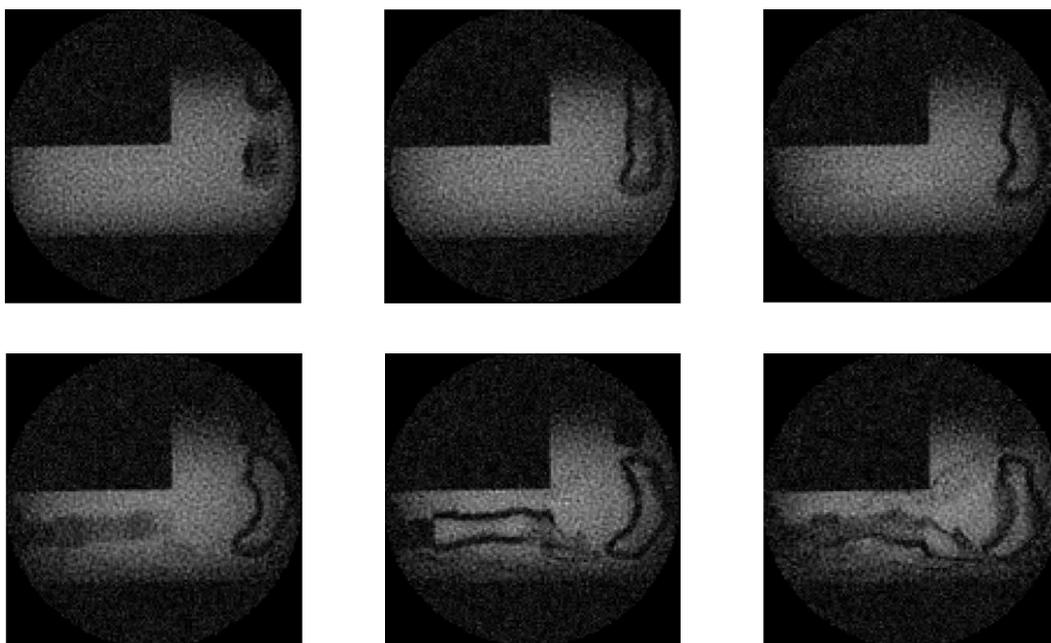


Figure 3.34 Images 3D statiques du fantôme bouche-trachée souple rempli de gaz fluoré SF_6 .

La présence du signal autour du fantôme bouche-trachée souple dans la boîte hermétique, montre la présence d'une fuite de gaz de l'intérieur vers l'extérieur du fantôme. Cette fuite est due malheureusement à la fabrication du modèle des VAS souple et donc hors de notre contrôle.

3.4.4. Imagerie dynamique dans un tuyaux par résonance magnétique du fluor-19

L'ensemble des tests effectués précédemment ont permis d'établir les réglages matériels et logiciels adaptés à la mise en place de l'IRM d'un gaz fluoré dans les VAS dans un imageur clinique à 1,5 T. Nous présentons ici les premiers résultats obtenus sur un fantôme simpliste des VAS (un tuyau souple coudé). Le protocole expérimental comporte un imageur Achieva 1,5 T (Philips Healthcare, Best, Les Pays-Bas), une antenne Helmholtz avec un coupleur inductif (section 3.4.2.3), un fantôme, une pompe et un régulateur de débit. Le fantôme et l'antenne sont positionnés au centre de l'imageur. Deux vues, face et arrière, sont présentées à la Figure 3.35 du montage à l'intérieur de l'aimant :

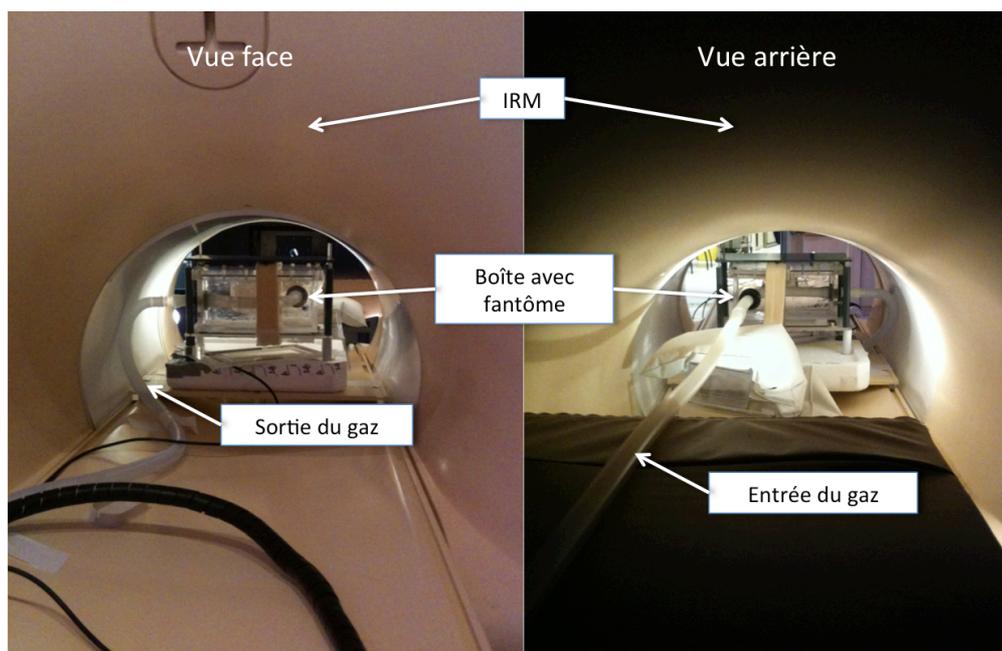


Figure 3.35 Dispositif expérimental pour l'IRM du ^{19}F gazeux. La boîte de surpression enserrée dans l'antenne VAS et contenant un fantôme des VAS est positionnée au centre de l'imageur Philips Achieva 1,5 T. Deux tuyaux, connectés aux entrées/sorties du fantôme sur la boîte de surpression, permettent le remplissage et la circulation du gaz du gaz SF_6 à travers le fantôme.

La visualisation de l'entrée du gaz traceur SF_6 dans un fantôme des VAS nécessite une injection à débit constant de ce gaz dans un gaz tampon circulant également à débit constant à travers le fantôme. Afin de se placer dans les conditions physiologiques d'une inhalation chez l'humain, nous avons choisi un débit total à l'entrée du fantôme de 250 mL/s et l'azote comme gaz vecteur (Julien Sandeau 2009). Or pour un débit $Q = 250$ mL/s, on obtient une vitesse $v = 1$ m/s et donc un temps de traversée du fantôme d'une longueur de 27 cm de 270 ms. Si nous souhaitons avoir 9 dynamiques, il faut un temps d'acquisition par dynamique de 30 ms.

Or avec une résolution temporelle fixée à 4 s par la séquence IRM et le choix d'avoir 9 dynamiques pour la traversée du fantôme, nous devons avoir un gaz avec une vitesse de traversée de 1 cm/s. Afin d'atteindre une telle vitesse dans le tuyau nous avons réduit le débit à 2 mL/s. Les premières mesures ont donc été obtenues avec un débit d'injection fixé à 2 mL/s.

Pour synchroniser l'acquisition IRM avec l'arrivée du gaz SF_6 , nous avons modifié le programme de l'imageur Philips en y ajoutant une séquence de détection de changement de signal. Pour cela nous acquérons une ligne centrale du plan de Fourier et nous mesurons la valeur moyenne de la transformée de Fourier du signal. Si la valeur moyenne passe au-dessus d'un seuil, préalablement fixée, la séquence d'acquisition est alors automatiquement lancée.

L'acquisition est faite en deux demi-périodes d'une durée identique. Durant la première demi-période le régulateur de débit bascule la vanne en position 0, injectant de l'azote nettoyant le système d'éventuel gaz résiduel et permettant également de démarrer la séquence de détection de signal. Pendant la deuxième demi-période, la vanne passe en position 1 injectant le SF_6 . Lorsque le gaz SF_6 atteint l'entrée du fantôme, un changement de valeur de signal est alors détecté déclenchant l'acquisition de façon automatique. Le principe d'injection/acquisition SF_6 est représenté à la Figure 3.36.

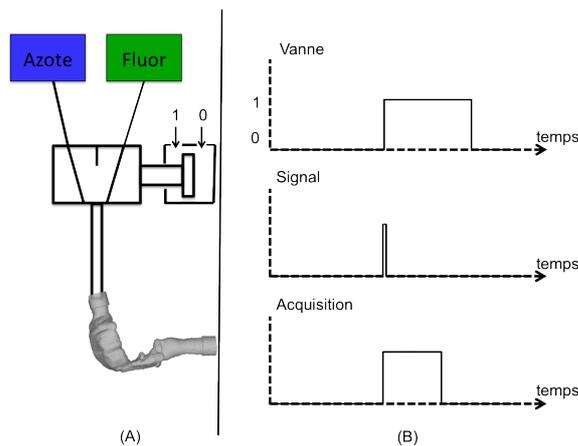


Figure 3.36 Principe d'injection de gaz pour l'acquisition IRM du SF_6 . (A) Schéma du montage de l'administration. (B) Pendant une demi-période le régulateur de débit Brooks injecte de l'azote puis la vanne commute à 1 faisant passer le fluor. La courbe signal représentant la détection de l'arrivée du gaz au niveau du fantôme. Lorsque le signal passe à 1 alors l'acquisition IRM est automatiquement lancée.

La première acquisition est faite par utilisation de séquence UTE radiale avec 20 dynamiques et $N_{ex} = 7$. Une matrice de 48×48 pour un champ de vue $196 \times 196 \text{ mm}^2$, soit une résolution de 4 mm^2 . Le temps de répétition $T_R = 6 \text{ ms}$ et le temps d'écho $T_E = 0,64 \text{ ms}$ pour une résolution temporelle de 4 s et un temps d'acquisition totale de $t_{acq} = 81,34 \text{ s}$.

Après avoir appliqué un filtre passe bas aux images, le résultat de l'acquisition est donné à Figure 3.37 et en appliquant un filtre passe bas aux images on obtient le résultat suivant :

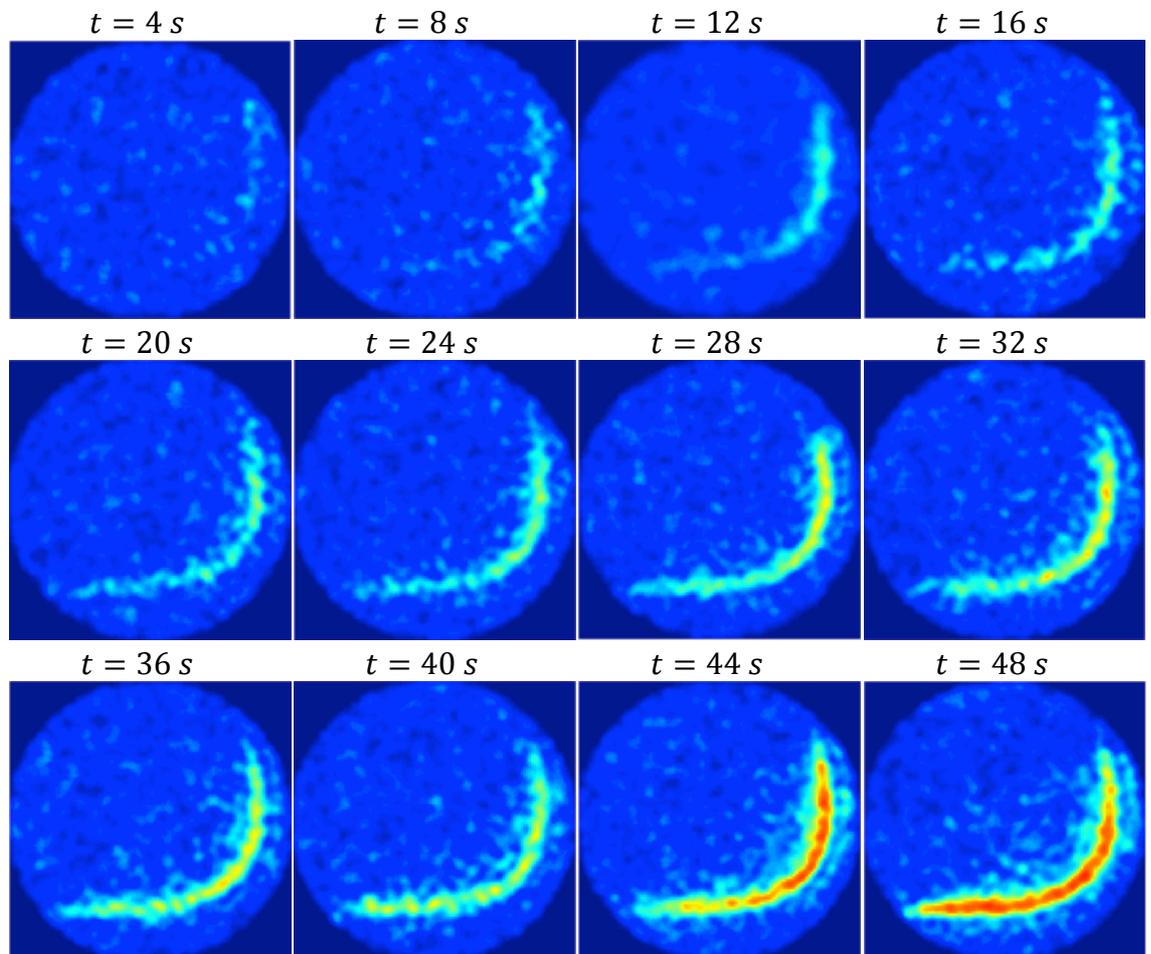


Figure 3.37 Série d'images dynamiques du fluor dans un tube coudé acquises toutes les 4 secondes pour un débit de 2 mL/s . $T_E = 0,64 \text{ ms}$, $T_R = 6 \text{ ms}$, une matrice de 48×48 pour une résolution de 4 mm^2 et un temps d'acquisition $t_{acq} = 81,34 \text{ s}$.

Sur la figure précédente, on observe une avancée régulière du gaz sur au moins 9 dynamiques.

Les images obtenues permettent d'avoir les premières images dynamiques de SF_6 montrant la possibilité d'une telle acquisition. La validation de cette méthode sur tube, permet d'envisager des premières acquisitions sur le fantôme bouche-trachée et à l'avenir sur sujet.

Conclusion Chapitre 3

Dans la première partie de ce chapitre, nous avons vu que le faible signal dans les voies aériennes était compensé par l'utilisation d'un gaz traceur tel que tel que ^3He et le ^{129}Xe hyperpolarisé. Ainsi depuis 1996 les applications des gaz hyperpolarisés ont été multiples. Des images statiques et dynamiques montrant la ventilation pulmonaire ainsi que les propriétés de diffusions ont été obtenues. Ces mêmes gaz ont été utilisés au niveau des voies aériennes supérieures ouvrant la voie vers une nouvelle utilité. Ces techniques ont alors été appliquées, au sein du laboratoire IR4M, sur fantôme puis sur humain. Ils ont permis de mesurer et de visualiser les courbes de vitesses grâce à l'imagerie cinétique appliquée à l' ^3He hyperpolarisé.

L'utilisation des gaz hyperpolarisés a l'avantage d'avoir un rapport signal sur bruit 10^5 fois supérieur à celui de l'hydrogène. Mais ces gaz nécessitent du matériel spécifique pour la fabrication et pour l'acquisition. De plus ils ont l'inconvénient d'être rares et très onéreux.

La très faible quantité d'hélium-3 présente au laboratoire, nous a conduits à aller vers un autre gaz plus abondant et dont l'utilisation a été démontré en imagerie par résonance magnétique : le fluor-19. Présent sous forme d'hexafluorure de soufre (SF_6), nous avons développé une antenne RMN à la fréquence de résonance du SF_6 . L'inconvénient des gaz fluorés est leur faible temps de relaxation T1 de l'ordre de la milliseconde. Dans cette thèse, des images statiques ainsi que des dynamiques ont été obtenues par l'utilisation de séquence UTE.

De plus, en utilisant la simulation numérique, nous avons évalué les écoulements d'un mélange gazeux contenant du SF_6 dans les VAS. L'objectif étant de proposer l'hexafluorure de soufre (SF_6) comme gaz traceur pour l'étude des interactions entre la paroi des VAS et l'écoulement de l'air. Les résultats montrent que le mélange de gaz $\text{O}_2 - \text{SF}_6$, qui présente une masse volumique 4 fois plus grande que celle de l'air engendre, à priori, des écoulements à débits similaires plus turbulents. On a pu noter en effet, que les valeurs du nombre de Reynolds sur les sections évaluées, sont 4 à 6 fois plus grandes que celles obtenues avec les écoulements d'air. Néanmoins ces

observations bien que précieuses pour comprendre les différences qui existent entre les écoulements de l'air et le $O_2 - SF_6$ sont à compléter par l'étude des interactions entre ces différents gaz et la paroi des VAS qui sera traité dans le chapitre 4.

Bibliographie Chapitre 3

- Abboud. 2005. "Pompage Optique de L'hélium-3 À Forte Pression Dans Un Champ Magnétique de 1.5 Tesla." Paris VI.
- Bachert, Peter, Lothar R. Schad, Michael Bock, Michael V. Knopp, Michael Ebert, Tino Grobmann, Werner Heil, Dirk Hofmann, Reinhard Surkau, and Ernst W. Otten. 1996. "Nuclear Magnetic Resonance Imaging of Airways in Humans with Use of Hyperpolarized ^3He ." *Magnetic Resonance in Medicine* 36 (2): 192–96.
- Bock, Michael. 1997. "Simultaneous T2* and Diffusion Measurements with ^3He ." *Magnetic Resonance in Medicine* 38 (6): 890–95.
- Fredberg, J. J., M. E. Wohl, G. M. Glass, and H. L. Dorkin. 1980. "Airway Area by Acoustic Reflections Measured at the Mouth." *J Appl Physiol* 48 (5): 749–58.
- Holland, G. N., P. A. Bottomley, and W. S. Hinshaw. 1977. " ^{19}F Magnetic Resonance Imaging." *Journal of Magnetic Resonance (1969)* 28 (1): 133–36. doi:[http://dx.doi.org/10.1016/0022-2364\(77\)90263-3](http://dx.doi.org/10.1016/0022-2364(77)90263-3).
- Kueth, D. O., A. Caprihan, E. Fukushima, and R. A. Waggoner. 1998. "Imaging Lungs Using Inert Fluorinated Gases." *Magn Reson Med* 39 (1): 85–88.
- Leondes, Cornelius T. 2000. *Biomechanical Systems: Techniques and Applications, Volume IV: Biofluid Methods in Vascular and Pulmonary Systems*. Boca Raton: CRC Press.
- Louis, BRUNO, GARY M. Glass, and JEFFREY J. Fredberg. 1994. "Pulmonary Airway Area by the Two-Microphone Acoustic Reflection Method." *Journal of Applied Physiology* 76 (5): 2234–40.
- Maître, X., S. Besse, F. Mauconduit, V. Senaj, E. Durand, L. Darrasse, and J. Bittoun. 2007. "Time-of-Flight Imaging of Hyperpolarized Gas Flows in the Human Airways at True Temporal Resolution Lower than 10 Ms." In *Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med*, 15:460. <http://cds.ismrm.org/ismrm-2007/files/00460.pdf>.
- Nacher, P. J., and M. Leduc. 1985. "Optical Pumping in ^3He with a Laser." *Journal de Physique* 46 (12): 2057–73.
- Raad, A., and L. Darrasse. 1992. "Optimization of NMR Receiver Bandwidth by Inductive Coupling." *Magn Reson Imaging* 10 (1): 55–65.
- Rinck, P. A., S. B. Petersen, and Paul C Lauterbur. 1984. "NMR-Imaging von Fluorhaltigen Substanzen." *Fortschr Röntgenstr* 140 (03): 239–43. doi:10.1055/s-2008-1052964.
- Salhi, Z., T. Großmann, M. Gueldner, W. Heil, S. Karpuk, E. W. Otten, D. Rudersdorf, R. Surkau, and U. Wolf. 2012. "Recycling of ^3He from Lung Magnetic Resonance Imaging." *Magnetic Resonance in Medicine* 67 (6): 1758–63. doi:10.1002/mrm.23154.

- Sandeau, Julien. 2009. *Modélisation Physique et Résolution Numérique Du Transport et Du Dépôt Des Particules D'aérosols Médicaments Dans Les Voies Respiratoires Extrathoraciques Humaines*. Paris Est. <http://www.theses.fr/2009PEST0003>.
- Sandeau, Julin. 2009. "Modélisation Physique et Résolution Numérique Du Transport et Du Dépôt Des Particules d'Aérosols Médicaments Dans Les Voies Respiratoires Extrathoraciques Humaines." Paris XI.
- Scholz, A. W., U. Wolf, M. Fabel, N. Weiler, C. P. Heussel, B. Eberle, M. David, and W. G. Schreiber. 2009. "Comparison of Magnetic Resonance Imaging of Inhaled SF6 with Respiratory Gas Analysis." *Magn Reson Imaging* 27 (4): 549–56.
- Schreiber, W. G., B. Eberle, S. Laukemper-Ostendorf, K. Markstaller, N. Weiler, A. Scholz, C. P. Heussel, M. Thelen, and H. U. Kauczor. 2001. "Dynamic F-19-MRI of Pulmonary Ventilation Using Sulfur Hexafluoride (SF6) Gas." *Magnetic Resonance in Medicine* 45 (4): 605–13. doi:10.1002/mrm.1082.
- Shaihan, Malik. 2007. "Data Driven Reconstruction Methods for Dynamic Undersampled MRI." London, Iperial college.
- Shea, Dana A., and Daniel Morgan. 2010. "The Helium-3 Shortage: Supply, Demand, and Options for Congress." In . Congressional Research Service, Library of Congress.
- Vignaud, Alexandre. 2003. "Influence de L'intensité Du Champ Magnétique Sur L'imagerie RMN Des Poumons À L'aide D'hélium-3 Hyperpolarisé."
- Walker, Thad G., and William Happer. 1997. "Spin-Exchange Optical Pumping of Noble-Gas Nuclei." *Reviews of Modern Physics* 69 (2): 629.
- Wolf, U., A. Scholz, C. P. Heussel, K. Markstaller, and W. G. Schreiber. 2006. "Subsecond Fluorine-19 MRI of the Lung." *Magn Reson Med* 55 (4): 948–51. doi:10.1002/mrm.20859.
- Zhao, Lei, Robert Mulkern, Ching-Hua Tseng, Daniel Williamson, Samuel Patz, Robert Kraft, Ronald L. Walsworth, Ferenc A. Jolesz, and Mitchell S. Albert. 1996. "Gradient-Echo Imaging Considerations for Hyperpolarized¹²⁹Xe MR." *Journal of Magnetic Resonance, Series B* 113 (2): 179–83.

Chapitre 4

*Des propriétés mécaniques
à la modélisation numérique
des voies aériennes supérieures*

La structure des voies aériennes supérieures (VAS), composée de muscles dilatateurs et d'os, complexifie la modélisation physique et mathématique. Afin d'étudier l'interaction de l'écoulement du fluide avec les structures des VAS, il est souvent nécessaire de réduire la complexité de ces dernières. Très tôt, le modèle du tube long a intéressé les physiologistes qui cherchaient à reproduire les phénomènes observés dans les VAS. Dans cette approche, les VAS seraient vues comme un tronçon de tube collabable, pour lequel on peut penser que les effets d'attachement aux extrémités prédominent. Il est à noter cependant, que cette simplification ne tient absolument pas compte du rôle des tissus environnants et notamment des muscles dilatateurs permettant de contre balancer l'effondrement des parois lorsqu'elles sont soumises à une pression intraluminale négative. Le comportement de la paroi des VAS est décrit par la loi d'état qui relie la variation de la section à la variation de la pression transmurale. Cette loi d'état résulte des propriétés mécaniques des tissus de la paroi c'est-à-dire de l'élasticité locale et de la tonicité musculaire. La loi d'état est une clé incontournable pour comprendre et évaluer le couplage fluide-structure dans les VAS. Ainsi, des auteurs comme Tagaito (Tagaito *et al.* 2007) ont tenté de reconstruire des lois d'état pour la zone pharyngée à partir de mesures expérimentales sur patients apnéiques. Mais force est de constater que les lois d'état obtenues, même si elles donnent l'allure générale, ne sont que partielles car reconstruites à partir de la pression mesurée à la bouche et non à partir de la pression transmurale pour laquelle il est nécessaire de connaître la pression externe ce qui expérimentalement est difficile à obtenir (Figure 4.1).

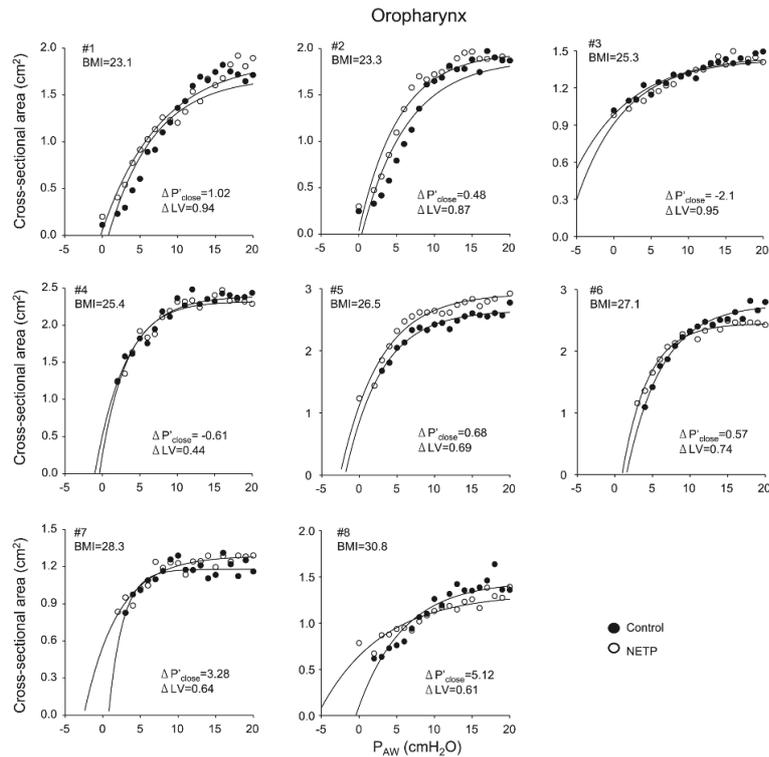


Figure 4.1 Relations entre la pression statique et l'aire de la section de la zone oropharyngée des VAS pour 8 patients SAOS. Les points ● représente la situation de contrôle et ○ lorsque les sujets sont soumis à une pression extra-thoracique négative (NETP). Les courbes représentent l'ajustement des données par une fonction exponentielle. P_{AW} , pression des voies respiratoires; BMI , l'indice de masse corporelle (kg/m^2), Δp_{close} , pression de fermeture estimée ($cm H_2O$); ΔLV , changement de volume du poumon en réponse à l'application d'une NETP de $-50 cmH_2O$ (Tagaito et al. 2007).

Dans ce chapitre, notre objectif sera de reconstruire les lois d'état dans différents segments anatomique des VAS pour arriver à comprendre et simuler le couplage fluide-structure dans ces VAS. Pour cela, nous utiliserons l'IRM comme outil principal pour explorer l'anatomie et caractériser les propriétés mécaniques des VAS, dans un premier temps. Puis, nous reconstruirons les lois d'état des VAS à partir de simulations numériques qui utiliserons les données acquises par IRM et nous évaluerons au final les interactions fluide-structure, c'est-à-dire les écoulements et les variations de sections, à l'aide d'un modèle multi-segments imitant les VAS.

Pour valider notre démarche, nous aborderons dans une première étape la reconstruction de la loi d'état d'un tube collabable en silicone court qui présente des simplifications notable par rapport aux VAS, à savoir une section initiale et une élasticité de paroi constante sur toute la longueur du tube.

4.1. Etude d'un cas simple : loi d'état d'un tube collable en silicone

4.1.1. Tube compliant

Classiquement la loi d'état d'un tube collable « infiniment long » est représentée par une courbe sigmoïde comme présentée à la figure ci-dessous (Figure 4.2)

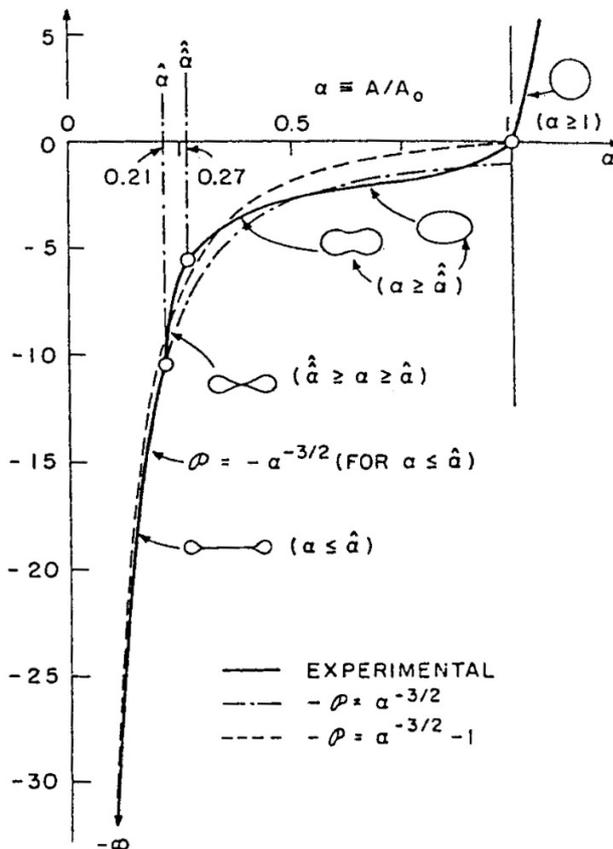


Figure 4.2 Loi de comportement d'un tube souple. Variation de la pression transmurale adimensionnelle p , en fonction du rapport adimensionnel de la section, $\alpha = A/A_0$ avec A_0 aire de la section au repos. La courbe en trait plein montre la courbe expérimentale typique pour un tube de latex à paroi mince, et à côté de cela, la forme de la section transversale typique pour les différentes gammes du paramètre α . La courbe mixte (point et tiret) représente la fonction $p = -\alpha^{-3/2}$ qui coïncide avec la courbe expérimentale en trait plein pour $\alpha < \hat{\alpha}$. La courbe en pointillés représente la fonction $p = 1 - \alpha^{-3/2}$. Le point de contact dans le tube est à $\alpha = \hat{\alpha}$ et la ligne de contact à $\alpha = \hat{\alpha}$ (Shapiro 1977).

Le tube que nous avons étudié est un tube court encastré extrémités comme l'indique le dispositif ci-dessous (Figure 4.3) :

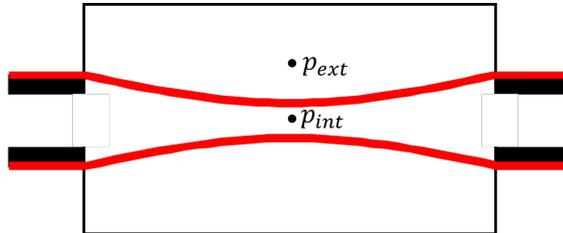


Figure 4.3 Schéma du dispositif expérimental pour l'évaluation de la loi d'état du tube en silicone. La variation de l'aire de la section du tube est induit par la variation de la pression transmurale $p = p_{int} - p_{ext}$ (pression intérieure – pression extérieure).

Le tube collabable utilisé est en matière silicone (Roth Sochiel, Lauterbourg, France), de diamètre interne de 18 mm soit une section transversale de surface de $2,55 \text{ cm}^2$, proche des surfaces des sections droites observées dans les VAS. Le tube possède une épaisseur de 3 mm et une dureté indiquée par le constructeur de 60 Shore A. Le tube collabable est inséré dans un second tube creux et rigide en Altuglass[®] maintenu de part et d'autre par des bagues de serrage en laiton réalisant également l'étanchéité pour l'application de la pression externe. La Figure 4.4 montre la position du tube compliant dans le tube rigide :

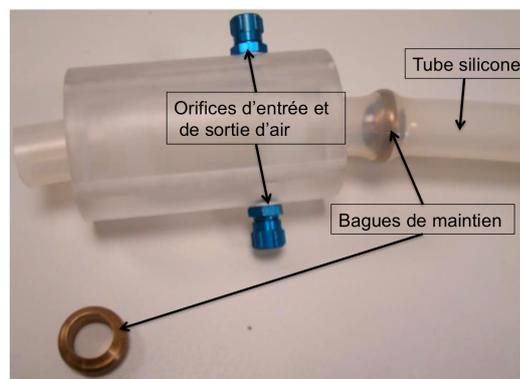


Figure 4.4 Matériel utilisé pour l'étude de la loi d'état d'un tube collabable en silicone. Ce dernier est mis en place dans un tube rigide en Altuglass[®] et maintenu par deux bagues en laiton amagnétiques

En appliquant une pression externe positive croissante par paliers par les orifices d'admission d'air, le tube en silicone subit une déformation et tend à se fermer (collaber). Pour caractériser la loi d'état du tube, nous effectuerons une mesure des sections transversales par IRM à chaque variation de pression transmurale que nous aurons appliquée. La pression transmurale étant la différence entre la pression externe et la pression interne, nous devons connaître également la pression interne qui règne dans la lumière du tube. Pour mesurer cette dernière nous avons disposé un capteur de pression à l'entrée du tube (cf. § 3.4.2.1).

4.1.2. Acquisition IRM d'un tube compliant

Les acquisitions IRM ont été réalisées à l'aide d'un imageur Philips 1,5 T au sein du SHFJ, Orsay. Avec un champ de vue de $48 \times 48 \times 73 \text{ mm}^3$, $T_R/T_E = 150 / 3,9 \text{ ms}$ et une matrice d'acquisition 64×62 sur 13 coupes avec un voxel de $0,75 \times 0,77 \times 1 \text{ mm}^3$ pour un temps d'acquisition total de $T_{acq} = 56,7 \text{ s}$. Une première acquisition de référence est prise, avec une pression transmurale $p = 0 \text{ Pa}$, puis les 12 images suivantes sont acquises en augmentant la pression extérieure par palier en prenant soin de laisser le temps pour une stabilisation des valeurs de pression et une acquisition IRM.

4.1.2.1. Résultats IRM du tube compliant

La Figure 4.5 montre la position des coupes d'acquisitions IRM réalisées sur le tube compliant. En orange on retrouve la position des bagues de maintien, lieu où le tube est encastré.

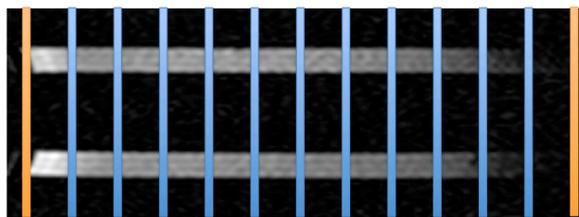


Figure 4.5 Position des coupes imagerie par résonance magnétique du tube compliant en silicone

Un exemple d'une série d'images est donné à la Figure 4.6, qui montre l'évolution de la section de la coupe numéro 7 (coupe centrale) du tube compliant sous l'effet des différentes pressions externes appliquées :

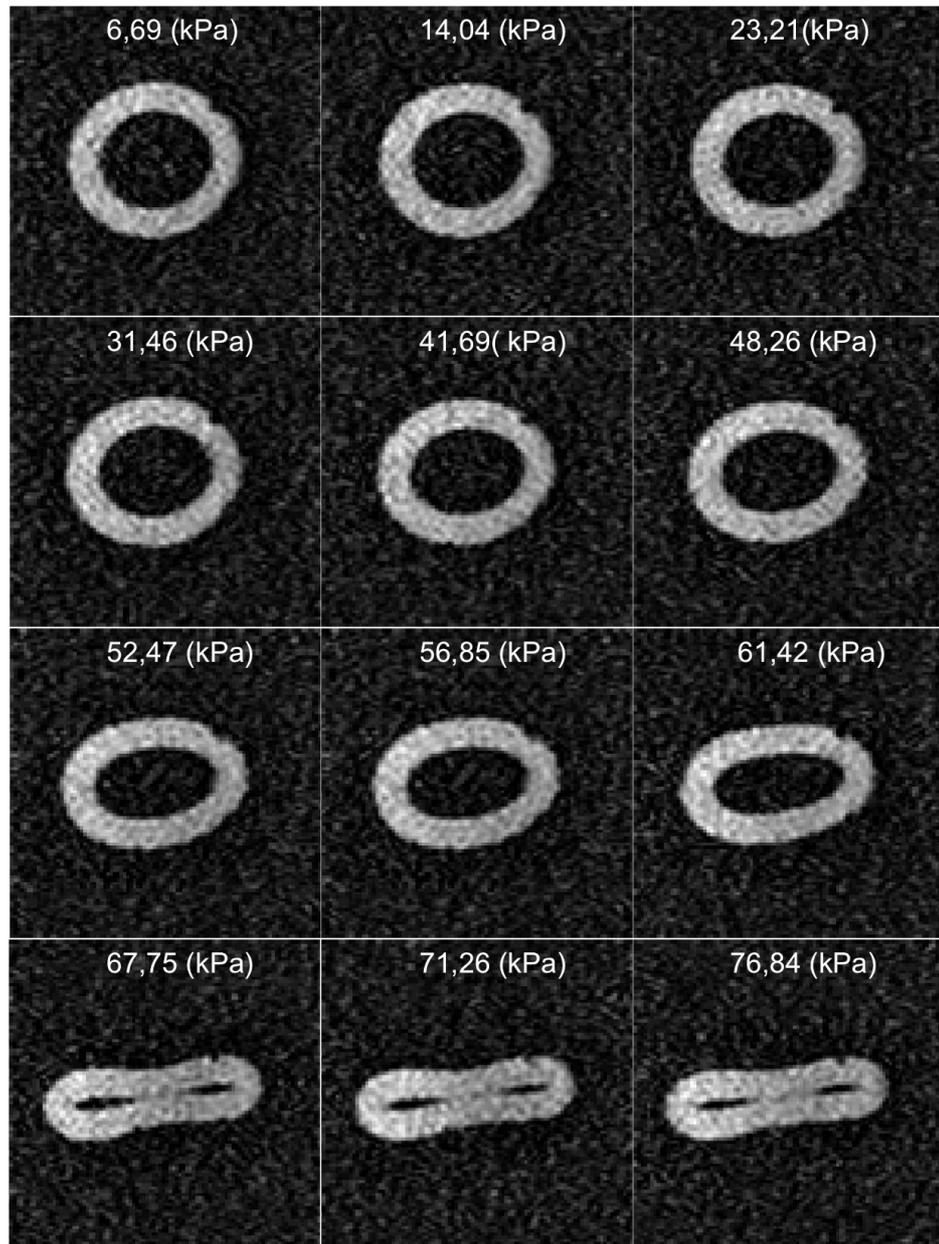


Figure 4.6 Coupes axiales d'un tube compliant obtenues par IRM en fonction de la pression externe appliquée (de 6,69 kPa à 76,84 kPa). Les valeurs de pression appliquées sont mentionnées sur les images.

A partir de ces acquisitions, nous traçons la loi d'état du centre du tube en mesurant ces différentes sections internes à mesure que la pression transmurale diminue. Les valeurs sont résumées au Tableau 4.1 et sur la Figure 4.7 est représentée la loi d'état associée :

| | | | | | | | | | | |
|---------------------------------|------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| Pression[kPa] | 6,69 | 14,04 | 23,21 | 31,45 | 41,69 | 48,26 | 52,47 | 56,85 | 61,42 | 67,75 |
| Section [cm²] | 1,79 | 1,79 | 1,75 | 1,81 | 1,73 | 1,66 | 1,64 | 1,53 | 1,40 | 0,15 |

Tableau 4.1 Tableau de valeurs des pressions et des sections obtenues par IRM au centre du tube compliant en silicone

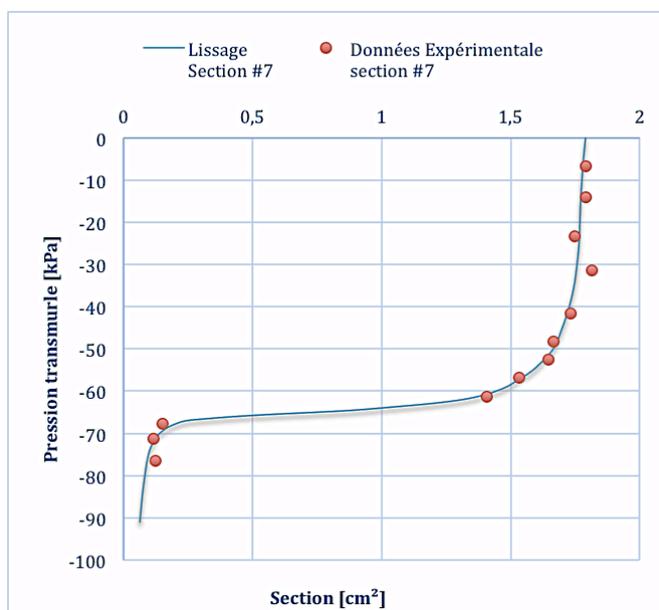


Figure 4.7 Loi d'état du tube compliant en silicone obtenue par imagerie par résonance magnétique sur la section centrale

Cette loi d'état reconstruite au centre du tube ne permet pas de décrire et de caractériser l'ensemble du tube. En effet, à mesure que l'on se rapproche des bords l'effet mécanique des attaches se fait ressentir et le tube semble alors moins compliant.

Pour décrire le comportement du tube sur toute sa longueur il nous faudra donc tenir compte de la présence de ces attaches.

4.1.3. Modélisation de la loi d'état pour l'ensemble du tube compliant

Dans ce qui suit, nous nous proposons de considérer le tube comme une succession de segments compliant ayant la même loi d'état à l'origine mais en considérant que les segments ont la possibilité d'interagir, via une liaison mécanique, les uns avec les autres de façon à propager l'effet des attaches le long du tube (Figure 4.8).

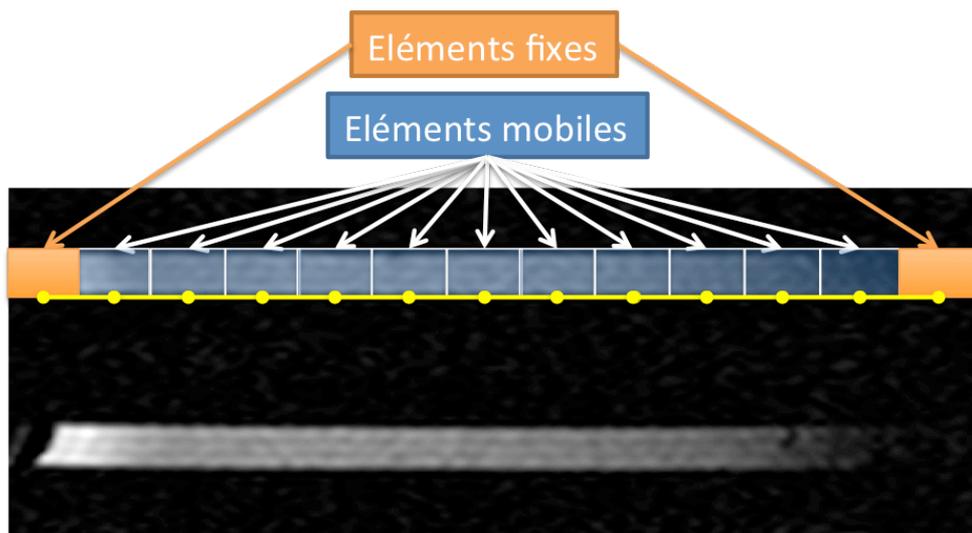


Figure 4.8 Disposition des éléments mobiles (blocs bleutés) et fixes (blocs orangés) pour la modélisation du comportement de la paroi du tube à partir d'une loi d'état avec prise en compte des liaisons mécaniques entre éléments (segments jaunes).

4.1.3.1. Paramètres du modèle à éléments

Un élément compliant est constitué d'une partie mobile - de longueur l , de largeur b et d'épaisseur e - et d'une partie fixe - de longueur l , de largeur b (voir Figure 4.9).

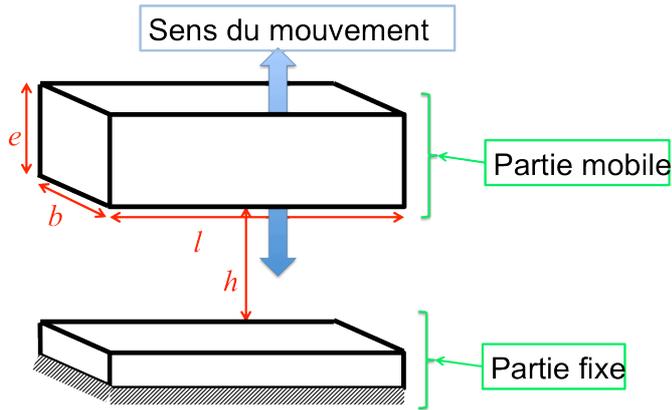


Figure 4.9 Schéma d'un élément compliant à section rectangulaire utilisé pour la modélisation du tube. Il est constitué d'une partie fixe et d'une partie mobile se déplaçant suivant l'axe colinéaire à la hauteur.

Entre la partie mobile et la partie fixe de l'élément, nous définissons

la section $A = h \times b,$ < 4-1 >

le périmètre $\mathcal{P} = 2(h + b),$ < 4-2 >

et la loi d'état de l'élément $p = p_{int} - p_{ext} = f(A)$ < 4-3 >

4.1.3.2. Forces de liaison mécanique entre éléments

Comme décrit plus haut, le tube est représenté par une succession de segments ou d'éléments de section droite parallélépipédique à paroi mobile. Une liaison mécanique est créée entre éléments permettant d'appliquer des forces de rappels (voir segment jaune matérialisant la liaison l'élément #1 et l'élément #2 sur la Figure 4.10).

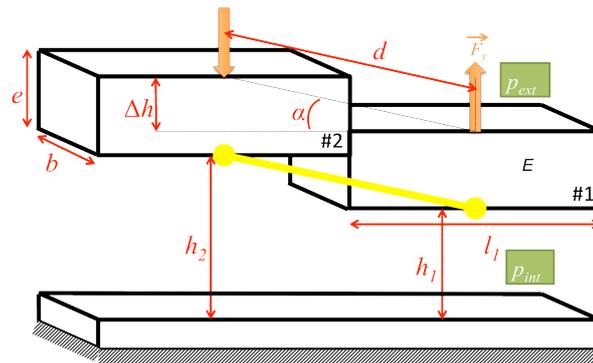


Figure 4.10 Schéma de deux éléments avec prise en compte des forces de liaison, notées \vec{F}_y . p_{ext} et p_{int} sont respectivement la pression externe et la pression interne.

En supposant que l'élément #1 subisse un déplacement tel que la différence de hauteur entre cet élément (élément #1) et l'élément mitoyen (élément #2) devienne non nulle, $\Delta h \neq 0$, alors il se crée une force de rappel entre les deux éléments tendant à rétablir la position initiale entre les deux éléments c'est-à-dire pour que la différence de hauteur redevienne nulle, $\Delta h = 0$. Cette force de liaison est due aux contraintes de cisaillement entre les deux éléments ; elle est notée \vec{F}_y et est représentée par des flèches orange sur la Figure 4.10. La contrainte de cisaillement est le rapport entre la force et la surface. Cette force est une fonction, entre autres, du module de cisaillement statique G ainsi que de l'angle α formé entre les deux éléments.

La force de liaison est donnée classiquement par la relation suivante :

$$F_y = \alpha \times G \times b \times e = \alpha \times \frac{E}{2(1 + \nu)} \times b \times e \quad < 4-4 >$$

Avec $G = \frac{E}{2(1+\nu)}$ où E est le module de Young, ν le coefficient de poisson, b la largeur du segment, e son épaisseur, et α l'angle formé entre l'axe horizontal et la droite passant par le centre des deux éléments.

4.1.3.3. Loi d'état en considérant les forces de liaison

Nous avons vu précédemment qu'un élément compliant était caractérisé par la courbe, qui n'est pas nécessairement linéaire, reliant la pression transmurale à la section et dont l'équation est donnée par < 4-3 >.

Entre les éléments, nous avons vu qu'il existe une force de liaison F_y , reliée à la contrainte de cisaillement par les longueur b et l . En intégrant cette nouvelle force à l'équation d'état < 4-4 >, nous obtenons l'équation suivante :

$$p_i = p_{int_i} - p_{ext_i} = f(A) + p_{\tau_{i,i-1}} + p_{\tau_{i,i}} \quad < 4-5 >$$

avec $p_{\tau_{i,i-1}} = \frac{F_{y,i-1}}{b_i \times l_i}$ la pression liée à la force de liaison de l'élément $i - 1$ sur l'élément i .

$$p_i = f(A) + \frac{e_{i-1} \cdot G_{i-1} \cdot b_{i-1}}{b_i \cdot l_i} \cdot \tan^{-1} \left(2 \frac{h_{i-1} - h_i}{l_{i-1} - l_i} \right) + \frac{e_i \cdot G_i \cdot b_i}{b_i \cdot l_i} \cdot \tan^{-1} \left(2 \frac{h_i - h_{i+1}}{l_i - l_{i+1}} \right) \quad < 4-6 >$$

avec $\alpha_{i,i-1} = \tan^{-1} \left(2 \frac{h_{i-1} - h_i}{l_{i-1} - l_i} \right)$, angle de décalage formé entre l'élément i et l'élément $i - 1$.

Pour valider notre modèle d'une loi prenant en compte les liaisons entre tronçons, nous nous sommes proposés de comparer les résultats du modèle décrit par l'équation < 4-6 > avec les déformations du tube relativement court encastré à ses extrémités et que nous avons imagé par résonance magnétique lorsque ce dernier a été soumis à différentes pressions transmuraux.

4.1.3.4. Caractérisation mécanique de l'élasticité du silicone utilisé dans la fabrication du tube

Dans le modèle de liaison que nous avons proposé, équation < 4-6 >, les propriétés mécaniques du tube sont requises. Les données constructeur du tube donnent une dureté shore de $S = 60 \pm 5$ obtenue par un duromètre de type A. Pour rappel, l'échelle de dureté Shore mesure la dureté des élastomères, de certaines matières plastiques, des cuirs et des bois.

Il existe une relation empirique qui relie la dureté Shore A au module de Young qui est la suivante :

$$S = 100 \cdot \operatorname{erf}(3.186 \cdot 10^{-4} \cdot E^{1/2}) \quad < 4-7 >$$

Avec S la dureté Shore A en degré, erf la fonction erreur et E le module de Young en Pascal.

La formule < 4-7 > nous conduit à un module de Young pour le tube égal à $E = 3.49 \text{ MPa}$, voir Figure 4.11.

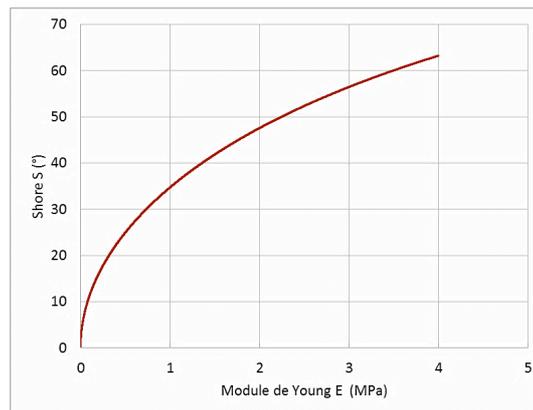


Figure 4.11 Relation empirique reliant la dureté Shore A au module de Young conformément à l'équation < 4-7 >

Néanmoins, il nous a paru plus judicieux d'effectuer une évaluation expérimentale du module de Young à partir d'un échantillon de silicone prélevé sur notre tube. Le test a été effectué sur une machine d'essai de traction LR 10K (Lloyd Instruments, Leicester, Royaume-Uni) disponible à l'IUT de Paris-Est Créteil.

L'échantillon *éprouvette* que nous avons testé présentait les dimensions suivantes :

| Paramètre | Valeur |
|------------------------------|--------|
| Largeur l [mm] | 11,09 |
| Epaisseur e [mm] | 3 |
| Surface [mm ²] | 33,27 |
| Longueur initiale L_0 [mm] | 103 |

Tableau 4.2 Tableau des dimensions de l'échantillon éprouvette du tube de silicone.

Le test a été effectué avec une vitesse constante de 2 mm/min.

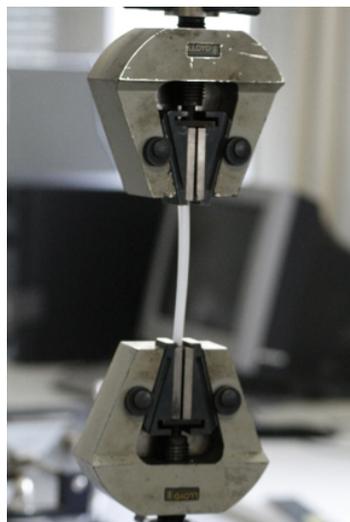


Figure 4.12 Echantillon du tube monté entre les mâchoires de la machine d'essai de traction.

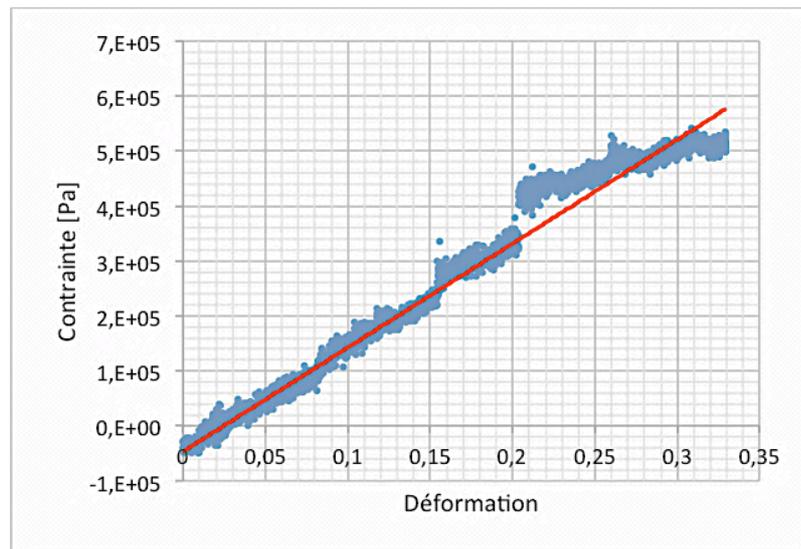


Figure 4.13 Courbe expérimentale contrainte-déformation et sa droite de régression linéaire (ligne en rouge) calculée sur la partie basse des données expérimentales, c'est-à-dire pour les déformations < 20 %.

L'analyse des données expérimentales obtenues à partir du test de traction de l'échantillon du tube montre une quasi-linéarité pour des déformations < 20 % (Figure 4.13). La droite de régression linéaire calculée à partir des données expérimentales pour des déformations comprises entre 0 et 20 % donne une pente de 1,89 MPa qui correspond donc au module de Young expérimental de notre tube.

On notera que le module de Young obtenu via l'essai de traction est différent de celui spécifié par le constructeur du tube au travers de la dureté shore qui, on le rappelle, était de $E = 3,49$ MPa. Pour la suite de notre travail, on choisira de garder la valeur obtenue expérimentalement, c'est-à-dire module de Young pour le tube $E = 1,89$ MPa.

4.1.4. Comparaison des aires des sections IRM/modélisation numérique pour le tube compliant

Pour la modélisation de la loi d'état du tube nous considérerons la paroi de ce tube constituée d'une succession d'éléments mobiles, avec de part et d'autre des éléments fixes. En accord avec les acquisitions IRM, nous disposons les différents éléments comme montré sur la Figure 4.8.

Le tube en silicone s'avère avoir une section interne mesurée sur les acquisitions IRM de $A_{int} = 1,79 \text{ cm}^2$, une épaisseur mesurée $e = 3 \pm 0,2 \text{ mm}$ et une longueur totale mesurée hors encastrement de $L = 6,68 \text{ cm}$. Le module de Young a été évalué expérimentalement avec une valeur de $E = 1,89 \text{ MPa}$. Nous avons décomposé le tube en 12 éléments en considérant, 10 éléments mobiles chacun d'une longueur de 0,67 cm et de deux éléments immobiles de part et d'autre, chacun d'une longueur 0,67 cm pour les encastresments. Nous avons effectué deux simulations : la première en considérant les éléments sans liaison conformément à l'équation < 4-3 > et une seconde simulation en considérant les éléments liés mécaniquement conformément à l'équation < 4-6 >. La Figure 4.14 montre les résultats des simulations comparés aux mesures de section du tube effectuées par IRM pour une pression transmurale de $p = 67,7 \text{ kPa}$. Nous pouvons constater une très bonne corrélation entre les aires simulées avec le modèle à éléments liés, et les aires mesurées par IRM. Ce qui n'est pas le cas entre ces dernières et les aires simulées avec le modèle à éléments libres. Au vu de ces résultats nous considérerons par la suite avoir réussi la validation de notre modèle à éléments liés et que la description de la loi d'état pour l'ensemble du tube avec ce modèle est maintenant satisfaisante.

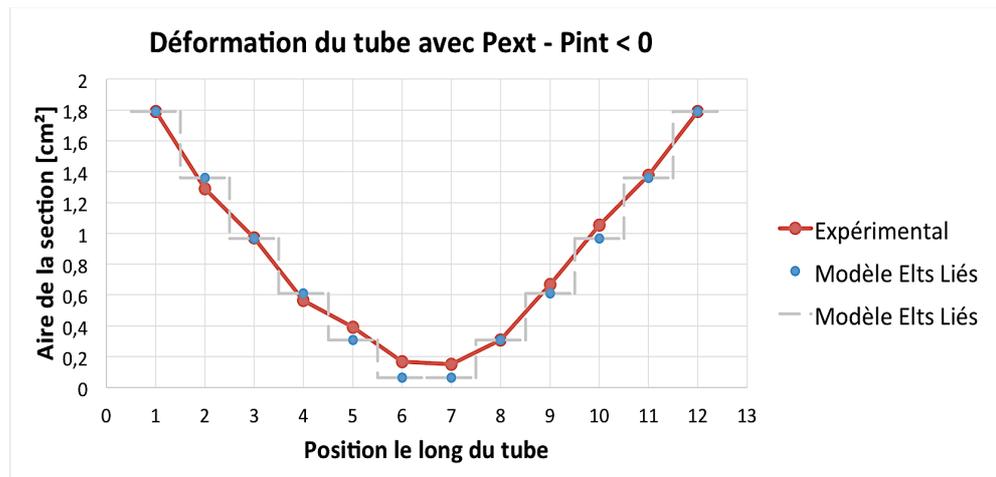


Figure 4.14 Valeurs des sections des éléments #1 à #12 du tube compliant soumis à une pression transmurale $p = 67,7$ kPa . La courbe en rouge retrace les valeurs expérimentales et en bleu les valeurs issues de la modélisation avec des lois d'état avec force de liaison.

Après avoir validé le modèle d'une loi d'état avec liaison et montré sa pertinence pour simuler la déformation d'un conduit collabable, nous nous attacherons, dans ce qui va suivre, à implémenter cette forme de loi d'état avec liaison dans un modèle décrivant les interactions fluide-structure dans les VAS.

Ainsi, nous avons vu dans le modèle précédent, qu'il était nécessaire de connaître le module d'Young. Pour obtenir ces valeurs dans le cas des VAS, nous utiliserons une nouvelle méthode d'imagerie par résonance magnétique, appelée élastographie par résonance magnétique (ERM).

4.2. Propriétés mécaniques des voies aériennes supérieures évaluées par élastographie par résonance magnétique

Le couplage mis à part, il semble difficile d'assimiler les voies aériennes supérieures à un conduit long dont les propriétés mécaniques des parois seraient homogènes. Dans cette phase de notre travail, nous nous attacherons à caractériser localement les propriétés mécanique des VAS par élastographie par résonance magnétique (ERM). En effet, l'ERM permet d'accéder aux propriétés d'élasticité et de viscosité locales des tissus environnants des VAS.

4.2.1. Matériels et méthodes pour l'élastographie par résonance magnétique

De façon générale, une acquisition ERM nécessite un système d'excitation, une cartographie des champs de déplacement par IRM et un algorithme de reconstruction des cartes de viscoélasticité. La schématisation des étapes d'acquisition ainsi que le dispositif sont décrits sur les Figure 4.15 et Figure 4.16:

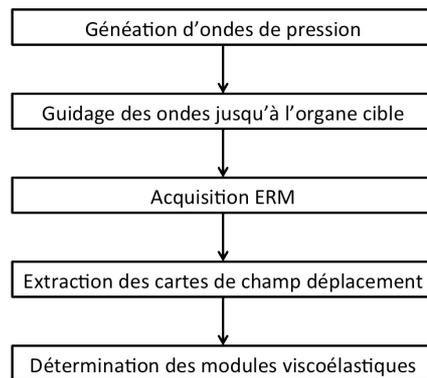


Figure 4.15 Schéma des étapes d'une acquisition d'élastographie par résonance magnétique.

4.2.1.1. Matériels pour l'élastographie par résonance magnétique et par ondes de pression

La technique développée dans notre laboratoire pour atteindre les VAS repose sur la génération d'ondes de pression (Maitre *et al.* 2011), elle est composée d'un générateur basse fréquence Tektronix AFG 3021B, d'un haut-parleur MS 320 (Ciare, Senigallia, Italy), d'un guide d'onde en Altuglas® de longueur 3,5 m, de diamètre interne 17 mm, d'un adaptateur buccal Masterflex® d'une longueur de 20 cm et de

diamètre interne 20 mm, d'un imageur IRM (Figure 4.16– 204), d'un poste d'acquisition et d'un PC de reconstruction non représenté sur la Figure 4.16.

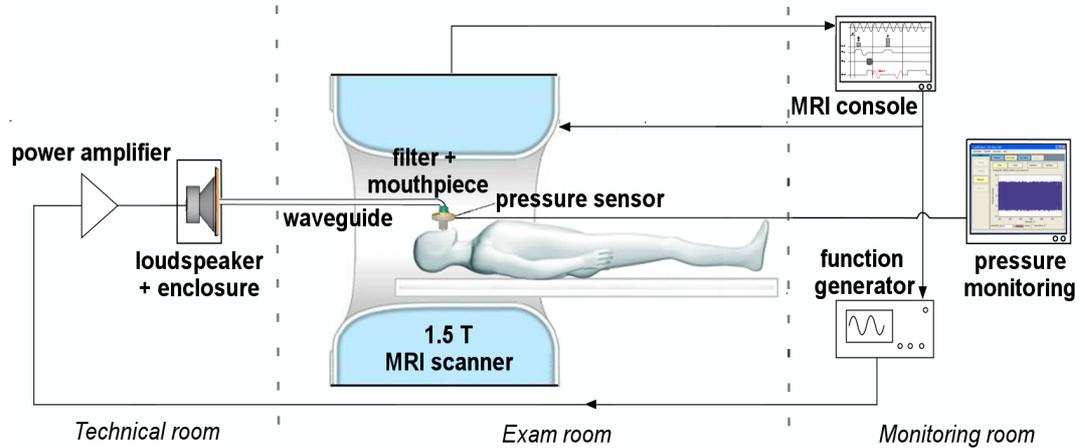


Figure 4.16 Schéma de la chaîne d'excitation et d'acquisition mise en œuvre pour la caractérisation des propriétés mécaniques des tissus ou organes par résonance magnétique. Elle est constituée d'un générateur basse fréquence, d'un haut-parleur, d'un guide d'onde, d'un adaptateur, d'un IRM et d'une console d'acquisition (brevet IR4M n°WO2012022458 A1).

4.2.1.2. Méthodes en élastographie par résonance magnétique

En 1995, Muthupillai *et al.* mettent en place une méthode d'imagerie par résonance magnétique, l'ERM, pour cartographier et quantifier les déplacements induits dans l'organe cible par des ondes de cisaillements harmoniques d'amplitude micrométrique (Muthupillai *et al.* 1995).

Nous appliquons aux VAS les techniques d'excitation et de reconstruction développées au cours des thèses de Line Souris (Souris 2011) et Marion Tardieu (Tardieu 2014) sur l'élastographie-IRM du cerveau par ondes de pression. Dans notre étude, la fréquence de vibration est fixée à 109 Hz, cette vibration est générée et envoyée par le haut-parleur *via* un guide d'onde jusqu'à l'embout buccal.

Le sujet, un volontaire sain, est réveillé et allongé sur le dos. Il respire par la bouche pendant toute l'acquisition.

L'acquisition a été réalisée sur l'imageur 3 T (Achieva, Philips Medical Systems, The Netherlands) du Service Neuroradiologique de l'Hôpital Bicêtre. Pour couvrir les VAS, la tête du sujet était positionnée dans une antenne neuro-vasculaire de 18-éléments. Une séquence d'écho de spin incluant des gradients d'encodage de mouvement selon les trois directions de l'espace a été implémentée. Ces gradients d'encodage du mouvement sont synchronisés avec l'onde mécanique. Les images sont acquises avec $FOV = 112 \times 256 \times 56 \text{ mm}^2$, $T_E/T_R = 42/1800 \text{ ms}$, en utilisant la technique SENSE avec un facteur de réduction $R = 2$, et une résolution isotrope de $2 \times 2 \times 2 \text{ mm}^3$. Quatre acquisitions par période d'onde mécanique sont effectuées pour chacune des 3 directions de l'espace. La direction pied-tête pour le gradient de lecture, antéro-postérieur pour le gradient de phase et droite-gauche pour le gradient de sélection. De plus, une série d'images anatomiques de référence, pondération T_1 , a été effectuée avec une résolution isotrope de 1 mm^3 .

Les champs de déplacement, encodés sur la phase du signal, ont été traités en suivant l'algorithme de reconstruction développé par l'équipe de Ralph Sinkus (Sinkus *et al.* 2000). Les modules d'élasticité et de viscosité de cisaillement ont été ainsi calculés indépendamment de tout modèle rhéologique par inversion de l'équation d'onde dans un milieu dispersif. En première approche, nous avons fait l'hypothèse d'isotropie et d'homogénéité des tissus. Et au préalable, en collaboration avec Tom Doël, du Computing Laboratory de l'Université d'Oxford, un masque a été réalisé par segmentation des images anatomiques afin d'exclure du traitement les VAS où le signal IRM est essentiellement absent et où les propriétés mécaniques ne concernent pas les tissus.

4.2.2. Propriétés mécaniques des voies aériennes supérieures *in vivo*

4.2.2.1. Cartes de viscoélasticité des voies aériennes supérieures

La Figure 4.17 représente, pour la coupe centrale, les trois composantes du champ de déplacement pris à un instant du cycle mécanique (U_P, U_M, U_S). Les plus grandes amplitudes se trouvent au niveau des tissus les plus mobiles le long des VAS : la langue, l'uvula et les cordes vocales.

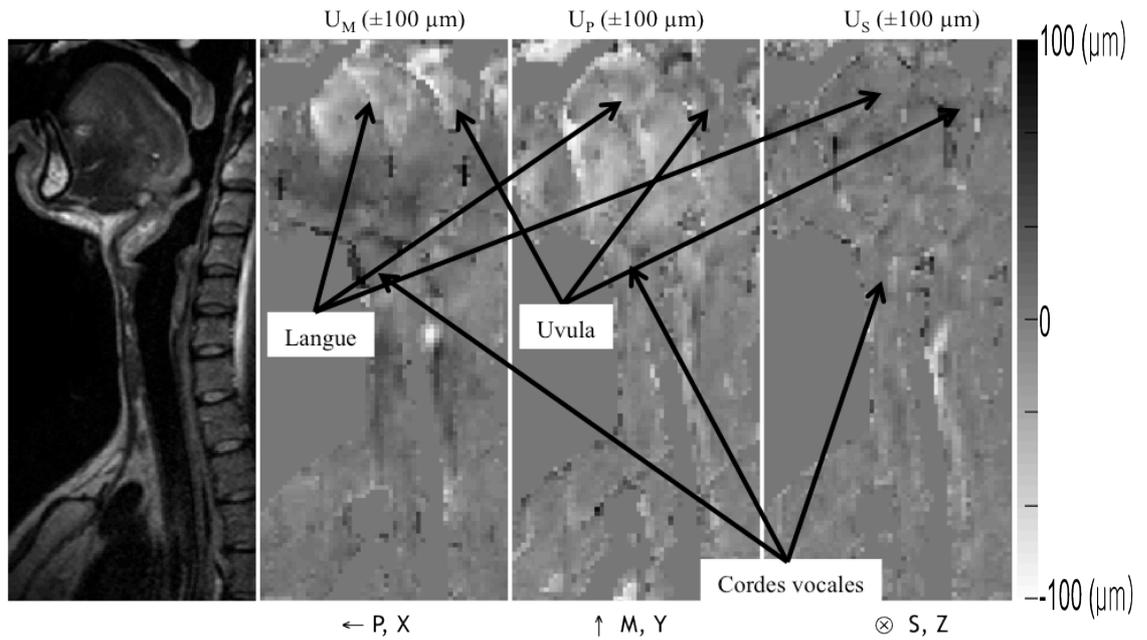


Figure 4.17 Champ de déplacement à 109Hz selon les trois directions de l'espace, (U_P, U_M, U_S), à un instant du cycle mécanique. A gauche les données anatomiques, à droite les composantes du champ de déplacement selon l'axe de la mesure (M), de l'encodage de phase (P) et de la sélection de coupe (S).

La Figure 4.18 représente, pour trois des vingt-huit coupes sagittales acquises le long de la trachée, l'image anatomique et les cartes des modules d'élasticité de cisaillement (G') et de viscosité de cisaillement (G'').

Les valeurs des modules de viscoélasticité sont plus importantes au niveau du muscle de la langue et le long de la trachée. G' et G'' sont de l'ordre de 1 kPa dans l'ensemble des VAS mais atteignent 2 à 4 kPa dans certaines régions de la langue.

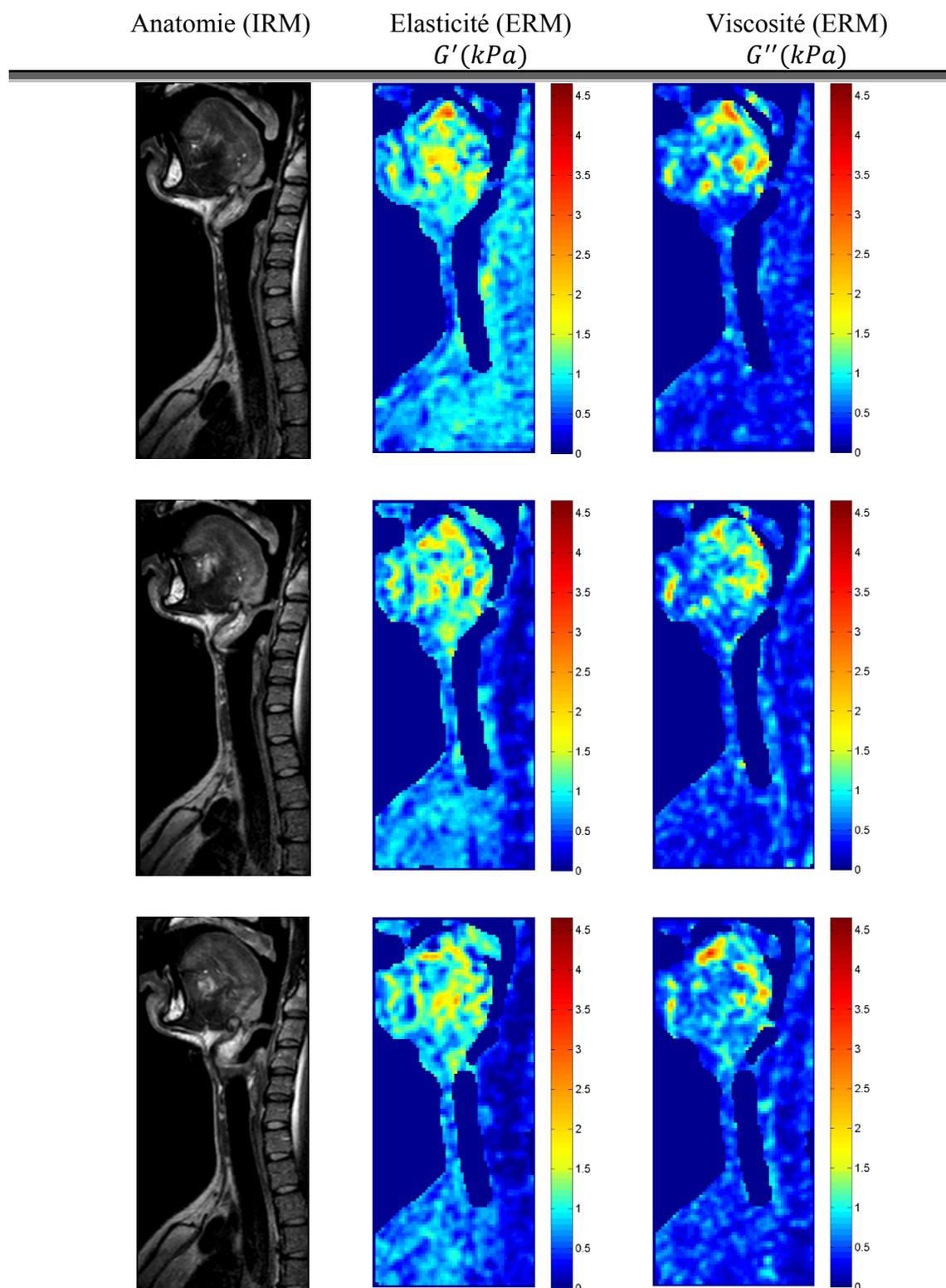


Figure 4.18 Modules viscoélastiques obtenus par élastographie par résonance magnétique et par ondes de pression des VAS pour les trois coupes centrales. A gauche les données anatomiques, au centre la carte d'élasticité de cisaillement, G' (kPa), à droite la carte de viscosité de cisaillement, G'' (kPa).

4.2.2.2. Mesure sur des régions d'intérêt

Pour analyser ces résultats, nous avons segmenté les tissus environnants des VAS et sélectionné trois régions d'intérêts situées au niveau de la langue, de l'uvula et du pharynx. Ces trois zones sont représentées à la Figure 4.19 sur une coupe centrale :

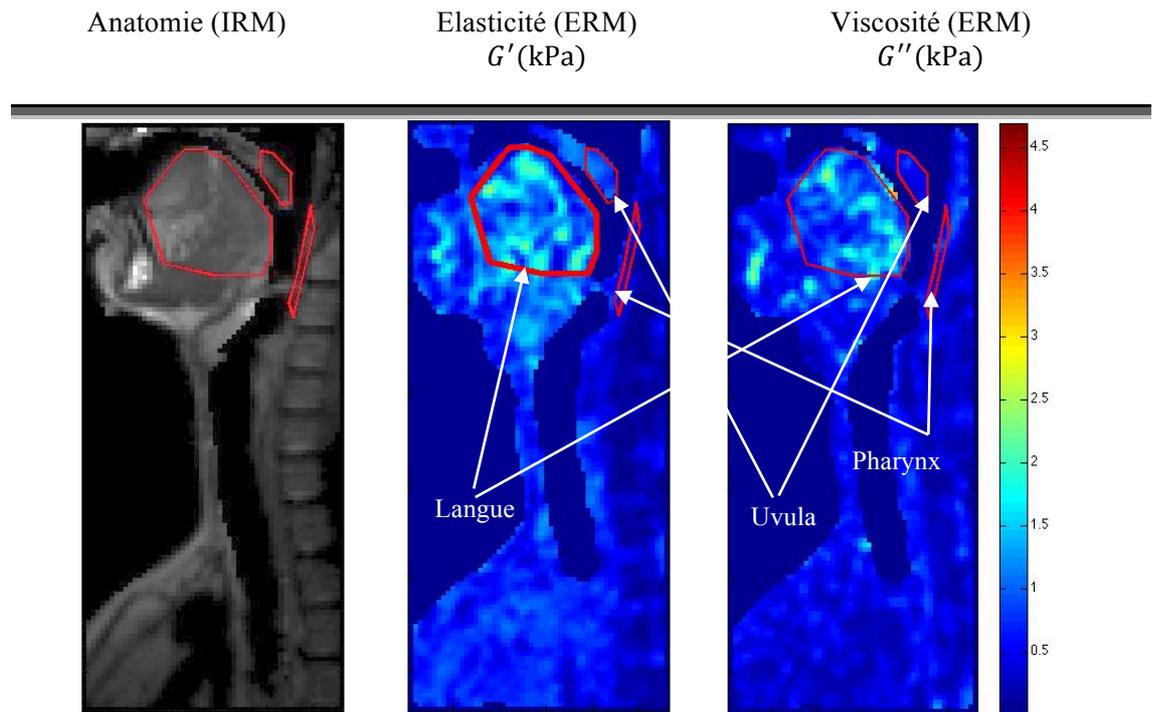


Figure 4.19 Positionnement des régions d'intérêt pour le calcul des valeurs moyennes des modules d'élasticité et de viscosité pour la langue, l'uvula et le pharynx (coupe centrale)

Les valeurs obtenues dans les régions d'intérêts sont les suivantes (moyenne±écart-type) :

| | Elasticité G' (kPa) | Viscosité G'' (kPa) |
|----------------|------------------------|------------------------|
| Langue | 1,19±0,44 | 1,07±0,38 |
| Uvula | 0,92±0,15 | 0,51±0,11 |
| Pharynx | 0,44±0,17 | 0,52±0,19 |

Tableau 4.3 Valeurs moyennes et écarts-types d'élasticité et de viscosité de cisaillement obtenus sur la coupe centrale, pour trois régions, la langue, l'uvula et le pharynx.

Le graphique à barres de la Figure 4.20 reprend ces données. La tendance est explicite : la langue présente les modules de viscoélasticité les plus importants tandis que l'uvula apparaît plus rigide que le pharynx avec une élasticité moyenne de 0,92 kPa contre 0,44 kPa mais ces deux régions partagent la même valeur de viscosité moyenne autour de 0,5 kPa.

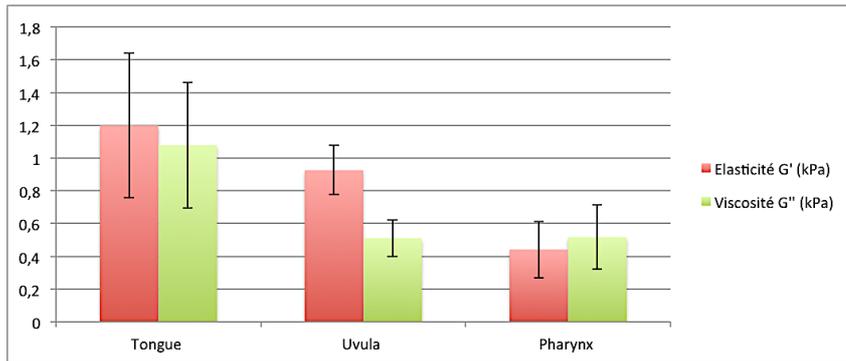


Figure 4.20 Représentation graphique des valeurs moyennes d'élasticité et de viscosité pour les trois régions d'intérêts.

La caractérisation des propriétés mécaniques des VAS *in vivo* n'a jamais pu être vraiment abordée. L'élastographie par résonance magnétique n'est disponible que depuis 1995. Et seuls les travaux de Cheng *et al.* en Australie ont produit des valeurs obtenues par ERM dans la cavité buccale : $G'_{\text{Langue}} = (2.69 \pm 0.29)$ kPa et $G'_{\text{Uvula}} = (2.53 \pm 0.31)$ kPa, $G''_{\text{Langue}} = (0.85 \pm 0.07)$ kPa et $G''_{\text{Uvula}} = (0.90 \pm 0.22)$ kPa au niveau de la langue et du palais mou respectivement. Les valeurs moyennes d'élasticité pour les deux régions et la valeur de viscosité pour l'uvula sont deux fois supérieures à celles que nous avons obtenues. Seule la viscosité de la langue demeure similaire. Les écarts-types portent sur les six sujets de l'étude. Le mode d'excitation pourrait être à l'origine de cette différence. En effet, la méthode qu'utilise Cheng *et al.* consiste à faire mordre une barre vibrante, ce qui modifie la position naturelle de la langue et nécessite l'appui et donc un effort de la langue sur la barre. Ainsi les valeurs d'élasticité et de viscosité seraient modifiées par la contraction musculaire de la langue plaquée sur la barre vibrante. Ces différences marquent à la fois la sensibilité de la technique mais aussi sa dépendance aux conditions expérimentales d'acquisition.

La détermination des propriétés viscoélastiques des tissus dans les VAS par ERM est une piste extrêmement prometteuse pour le diagnostic du SAOS. Le collapsus des VAS est le résultat d'une interaction entre (1) le passage de l'air induisant une pression intraluminaire négative ou plus exactement une pression transmurale négative et (2) une paroi affectée d'une compliance locale élevée. Il apparaît alors que la caractérisation des lois d'état des VAS serait une voie personnalisée pour un diagnostic objectif et quantitatif du SAOS. Notre première démarche consiste donc à estimer les lois d'état, qui constituent une propriété intrinsèque des VAS, ainsi que les pressions de fermeture associées. En utilisant les données géométriques obtenues par IRM et les modules d'élasticité obtenus par ERM, nous avons effectué une simulation numérique par éléments finis 2D pour évaluer la fermeture des VAS dans le plan sagittal central lorsque ces dernières sont soumises à une pression statique négative uniformément répartie sur la paroi interne. On notera que les parois des VAS ont été considérées à l'équilibre pour chaque pas de pression.

4.3. Evaluation de la compliance par modélisation numérique des voies aériennes supérieures

La compliance est le rapport de la variation de l'aire de la section à la variation d'une pression (Larousse Médical 2006). La compliance a été un critère important dans l'évaluation du SAOS depuis l'apparition du traitement par pression positive continue (PPC). Cependant sa mesure reste compliquée et ne peut être effectuée de façon précise et aisée.

4.3.1. Considérations générales

Lors d'une apnée, l'aire de la section de passage des VAS varie en fonction de la différence entre la pression interne et la pression externe. Comme nous l'avons déjà vu, la fonction « loi d'état » qui relie la pression transmurale, p , à la section droite, A , est décrite par l'équation < 4.3> et cela nous conduit à définir la compliance locale par :

$$c = \frac{\delta A}{\delta p} \quad < 4-8 >$$

Cette compliance locale représente l'inverse de la pente « locale » de la fonction loi d'état, dont une représentation est donnée à la Figure 4.21 (Fodil 1998).

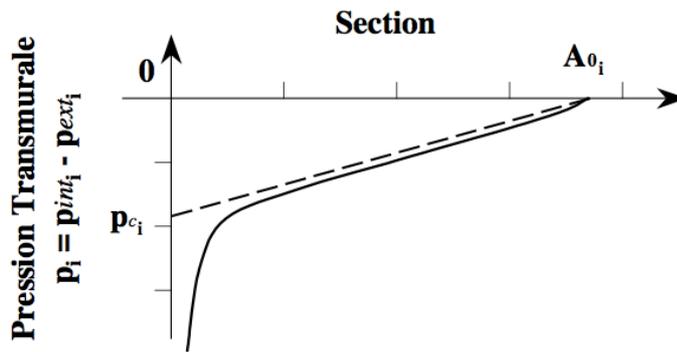


Figure 4.21 Loi d'état sigmoïdale (trait plein) et approximation linéaire (trait discontinu). Représentation graphique de la variation de la pression transmurale p , en fonction de la section A (Fodil 1998).

Lorsque la pression transmurale est nulle, c'est à dire lorsque les pressions externes équilibrent les pressions internes, la section est à son ouverture initiale notée A_0 . La pression de fermeture p_c correspond à la pression transmurale pour laquelle l'occlusion est supposée complète.

Le but de cette partie du travail est de déterminer les lois d'état régissant les aires des sections des VAS en utilisant une modélisation numérique réaliste par éléments finis pour simuler les différentes positions des parois sous l'effet de différentes pressions négatives intraluminales.

4.3.2. Lois d'état des VAS par modélisation numérique par éléments finis

Le logiciel utilisé est FEMLAB[®] du groupe COMSOL Multiphysics[®]. FEMLAB, qui signifie « Finite Elements Modeling Laboratory », est un logiciel dédié à la modélisation et à la simulation multiphysique à partir des équations aux dérivées partielles.

Dans ce travail, nous nous limiterons à une simulation à deux dimensions sur la coupe sagittale médiane. En effet, les sites d'occlusions référencés par exemple par

Isono et Remmers 1994 montrent que la fermeture des VAS s'effectue principalement dans la direction antéro-postérieure comme c'est le cas, pour une occlusion au niveau du nasopharynx avec le basculement du voile du palais, ou encore pour une occlusion au niveau de l'oropharynx par le basculement de la base de la langue (Isono and Remmers 1994).

4.3.2.1. Mise en place du modèle

Le modèle numérique est basé sur la coupe sagittale centrale des VAS acquise par IRM sur volontaire sain (Figure 4.22). Afin de simplifier l'étude, un seuillage a été effectué sur la carte des valeurs des modules d'élasticité G' obtenues en ERM. Les cartes d'élasticité de cisaillement ont été ainsi réduites à deux zones, $G'_1 = 0,5$ kPa et $G'_2 = 1,0$ kPa, présentées respectivement en jaune et en blanc sur la Figure 4.22. Le modèle comprend des zones d'encastrement qui représentent les frontières du modèle et qui sont les points d'ancrage des tissus mous sur les structures osseuses matérialisés par des traits en rouge.

L'effet de la gravité terrestre n'a pas été inclus dans la modélisation car il n'y a pas de changement de position entre les données géométriques, du sujet allongé sur le dos, acquises par IRM et le modèle numérique. En effet, on considère que lors de l'acquisition IRM les structures anatomiques sont déjà en équilibre dans le champ gravitationnel.

Nous avons considéré dans notre modèle une masse volumique pour les tissus $\rho = 1040$ kg/m³, un coefficient de Poisson $\nu = 0,49$ et une largeur uniforme pour tout le modèle $l = 2,4$ cm qui représente une largeur moyenne du conduit de nos VAS.

Enfin, les flèches permettent de visualiser le sens des déplacements des parois sous l'effet d'une pression négative appliquée à l'intérieur des VAS (Figure 4.22).

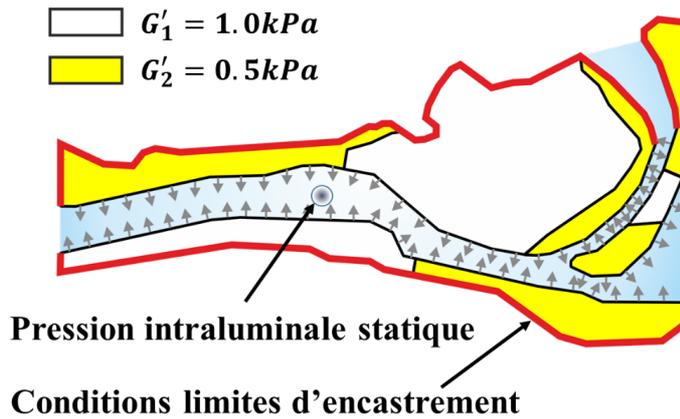


Figure 4.22 Modèle numérique pour la simulation des déplacements des parois des VAS avec les conditions limites d'encastrement (en rouge) et une distribution à deux compartiments des modules d'élasticité de cisaillement (G').

4.3.2.2. Résultats

La carte des déplacements a été obtenue en appliquant des pressions négatives sur les parois des VAS. Un exemple de déplacement des structures 2D, sous l'effet d'une pression intraluminaire négative d'une valeur $p_i = -150$ Pa, est donné à la Figure 4.23

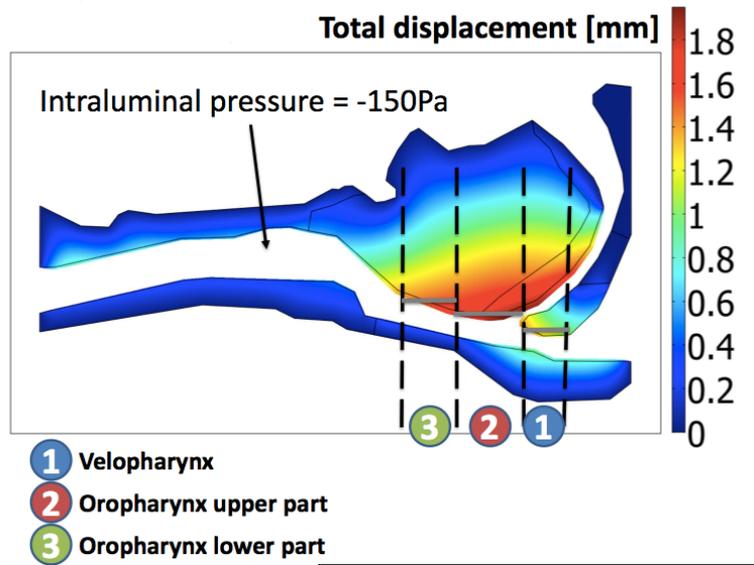


Figure 4.23 Carte des déplacements (mm) des structures sous l'effet d'une pression négative interne, $p_i = -150$ Pa.

Les résultats obtenus montrent que les déplacements les plus importants se situent au niveau de la partie arrière de la langue. Ils peuvent atteindre près de 1,8 mm (voir zone 2 Figure 4.23).

Par la suite nous focaliserons notre étude sur l'analyse des fermetures des aires de trois sections droites comprises sur un tronçon incluant le nasopharynx et l'oropharynx et qui seront partitionnées comme suit (Figure 4.23) :

- Velopharynx ou zone A1, localisé au niveau du voile du palais
- Oropharynx supérieur ou zone A2, localisé au niveau supérieur de la base de la langue
- Oropharynx inférieur ou zone A3, localisé au niveau inférieur de la base de la langue

On notera qu'il ne nous a pas été possible de simuler les déformations des parois pour des pressions intraluminales inférieures à -480 Pa. En effet, en-deçà de cette pression, le déplacement de la base de la langue se retrouve bloqué en butée par le voile du palais.

Par la suite nous ferons l'hypothèse que les lois d'état qui caractérisent la fermeture des trois compartiments des VAS que nous avons définie ci-dessus, sont quasi linéaires. Ce qui revient à dire que, pour chaque tronçon, la loi d'état peut s'écrire :

$$p = p_{int} - p_{ext} = \frac{1}{\mathcal{C}}A + p_c \quad < 4-9 >$$

avec une compliance constante $\mathcal{C} = -\frac{A_0}{p_c} > 0$

La pression extérieure, p_{ext} , représente la pression atmosphérique modulée par la tonicité musculaire des tissus environnants au niveau des VAS. L'accès à cette dernière est expérimentalement difficile. Pour cette raison, on considérera uniquement la pression extérieure comme pression de référence. Elle sera donc prise égale à 0 ($p_{ext} = 0$).

Les résultats des simulations ainsi que les lois d'état résultantes sont présentées graphiquement pour les trois zones A1, A2 et A3 sur la Figure 4.24. Les points de chaque loi d'état correspondent à la valeur moyenne de la position de la paroi au niveau de chaque zone A1, A2 et A3 (Figure 4.23).

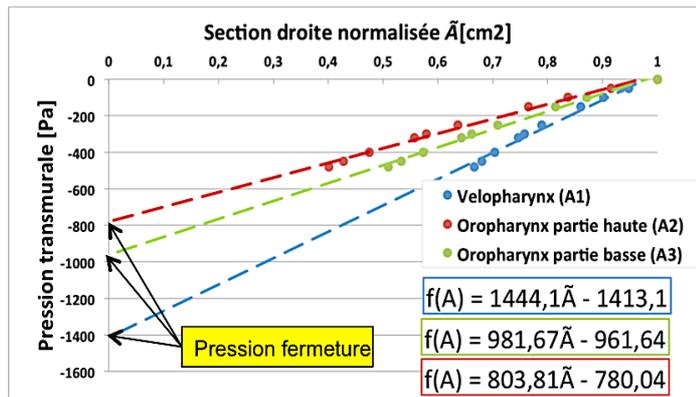


Figure 4.24 Lois d'état normalisées pour les trois zones définies (A1, vélopharynx ; A2, oropharynx supérieur, A3, oropharynx inférieur). Variation des sections normalisées en fonction de la pression transmurale avec $\tilde{A} = A/A_0$.

Les différents paramètres caractérisant les lois d'état des trois différentes zones sont reportés dans le tableau suivant (voir Figure 4.24) :

| | <i>Vélopharynx</i> (A1) | <i>Oropharynx supérieur</i> (A2) | <i>Oropharynx inférieur</i> (A3) |
|---|----------------------------|-------------------------------------|-------------------------------------|
| <i>Longueur du tronçon [cm]</i> | 1,68 | 2,06 | 2,11 |
| <i>Largeur du tronçon [cm]</i> | 2,40 | 2,40 | 2,40 |
| <i>Hauteurs initiales [cm]</i> | 0,77 | 1,04 | 0,92 |
| <i>Section Initiales [cm²]</i> | 1,85 | 2,50 | 2,21 |
| <i>Pression de fermeture [Pa]</i> | -1413,1 | -780,0 | -961,6 |
| <i>Pression de fermeture [cmH₂O]</i> | -14,41 | -7,95 | -9,81 |
| <i>Compliance [cm²/cmH₂O]</i> | 0,13 | 0,32 | 0,23 |

Tableau 4.4 Valeur des sections initiales, pressions de fermeture et compliances pour les trois zones définies à la Figure 4.23 : vélopharynx, oropharynx supérieur et oropharynx inférieur

Un exemple de valeurs de pressions de fermeture pour les VAS que l'on peut trouver dans la littérature sont données dans le Tableau 4.5:

| Référence | Vélopharynx (cmH ₂ O) | Oropharynx (cmH ₂ O) | Global (cmH ₂ O) |
|-----------------------------------|-------------------------------------|------------------------------------|--------------------------------|
| Isono et al. (1997) ¹³ | -3,77 ± 3,44 | 5,47 ± 4,90 | |
| Gold et al. (2002) ¹⁴ | | | -15,4 ± 6,1 |

Tableau 4.5 Valeurs des pressions de fermeture mesurées par Isono *et al.* et Gold *et al.* au niveau du vélopharynx, de l'oropharynx et des VAS (cmH₂O).

On notera, d'une part, que les valeurs des pressions de fermeture mesurées *in vivo* par Isono *et al.* en 1997 ont été obtenues sous anesthésie générale du patient et, d'autre part, que la pression de fermeture au niveau de l'oropharynx est positive ce qui laisse penser que la pression extérieure (p_{ext}) est positive et qu'elle est certainement supérieure à 5,5 cmH₂O (Isono *et al.* 1997). La méconnaissance de la pression extérieure rend difficile la comparaison de nos résultats avec ceux de la littérature obtenus *in vivo*. En effet, dans nos simulations, nous avons considéré que les structures étaient, à l'état initial, en équilibre et que la pression extérieure demeurerait constante quelle qu'en soit la valeur de la pression intraluminaire appliquée, ce qui nous a permis de considérer la pression externe égale à zéro.

4.3.2.3. Mise en place d'un modèle d'interaction fluide-structure à éléments discrets

Les VAS sont composées de différents tissus, de muscles et d'os juxtaposés de façon très complexe servant à la fois à la parole, à l'alimentation et à la respiration. Dans un but de compréhension et d'étude du couplage fluide-structure, les VAS ont été modélisées, dans un premier temps dès 1996, par un tube long collabable dans une étude menée par Avram Gold et Alan Schwartz (Gold and Schwartz 1996). Comme nous l'avons déjà évoqué, le tube long est caractérisé par des parois élastiques et homogènes de telle sorte que la paroi puisse se déplacer sous l'effet d'une pression transmurale différente de zéro.

¹³ (Isono *et al.* 1997)

¹⁴(Gold and Schwartz 1996)

Malheureusement, la modélisation par un tube long collabable ne tient pas compte des variations de l'aire de la section droite le long des VAS ni de la variation de la compliance d'un site à l'autre.

Toutes ces remarques nous ont amenés à considérer un modèle permettant de comprendre l'interaction fluide-structure des VAS en tenant compte des singularités géométriques et mécaniques locales. Nous avons choisi d'adopter la démarche de certains auteurs comme Auregan *et al.* (Auregan and Meslier 1993) qui ont considéré un compartiment compliant unique, simulant l'obstruction d'une zone du pharynx (par exemple la base de la langue) sous l'effet de la variation de la pression transmurale. La Figure 4.25 illustre cette approche.

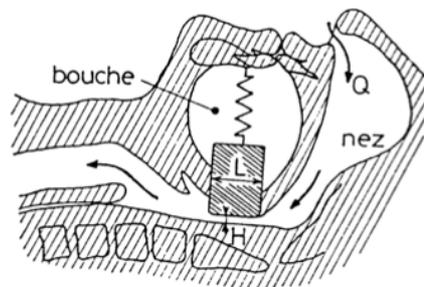


Figure 4.25 Modélisation des voies aériennes supérieures par un élément compliant pour simuler le collapsus au niveau de la base de la langue proposé par Auregan (Auregan and Meslier 1993)

Mais il sont forcés de constater que ce compartiment unique reste très éloigné de la complexité anatomique et physiologique de l'ensemble des VAS. Pour prendre en compte le changement de calibre et de compliance dans les VAS, Fodil *et al.* ont proposé un modèle à deux éléments compliants disposés en série, pour simuler une inspiration buccale, et à trois éléments, pour simuler une inspiration nasale (Fodil *et al.* 1997). On notera que le modèle de Fodil *et al.* considère les éléments libres entre eux et ne tient pas compte des forces de liaison entre éléments, ce qui demeure tout à fait envisageable et que nous essayerons de prendre en compte dans une seconde approche seconde approche.

Nous avons choisi de construire notre modèle d'interaction fluide-structure sur la base du modèle de Fodil *et al.* qui, par son caractère discret, permet de prendre en compte les modifications de calibre et de compliance le long des VAS. Notre modèle des VAS se caractérise par des sections d'aire rectangulaire.

Le rétrécissement du passage au niveau de chaque tronçon est modélisé par le mouvement de l'un des côtés. Ce choix a été motivé par les observations cliniques de l'effondrement de la paroi antérieure du pharynx chez des patients lors d'évènements apnéiques. Un schéma du modèle pour les VAS à 3 éléments compliants à sections rectangulaires est donné sur l'image anatomique de la Figure 4.26.

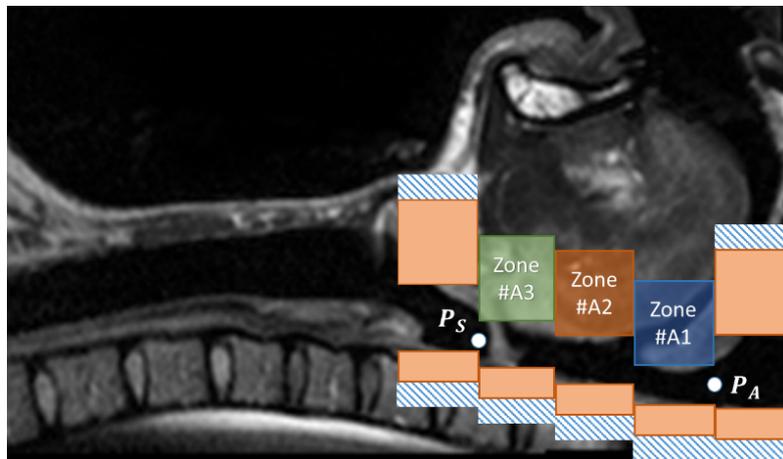


Figure 4.26 Modèle des VAS avec 3 éléments compliants à section rectangulaire (zones A1, A2 et A3). Les blocs orangés et hachurés matérialisent les zones immobiles. P_A est la pression de référence à l'entrée du modèle. P_S est la pression négative appliquée en sortie du modèle.

La Figure 4.26 ci-dessus montre le calage des hauteurs initiales du modèle à 3 éléments sur la géométrie du sujet. Les parties compliantes – à parois mobiles - sont numérotées de #1 à #3 (Figure 4.26). On notera que de part et d'autre de ces éléments compliants mobiles se trouvent des éléments immobiles (fixés), matérialisés par des blocs orange sur la Figure 4.26. A l'entrée du modèle, en amont, est appliquée une pression constante de référence notée P_A ($P_A = 0 Pa$). A la sortie du modèle, en aval, est appliquée une pression négative variable notée P_S de sorte que la différence de pression $P_A - P_S$ constitue le gradient de pression motrice dans le système.

4.4. Etude du couplage fluide-structure dans les voies aériennes supérieures

4.4.1. Modèle à éléments compliant

A la lumière des travaux menés par Fodil *et al.* (Fodil *et al.* 1997), nous nous proposons, pour l'étude des interactions entre le fluide et la paroi des VAS, d'utiliser un modèle à deux éléments compliant pour modéliser une inspiration par la bouche et un modèle à trois éléments pour modéliser une inspiration par le nez.

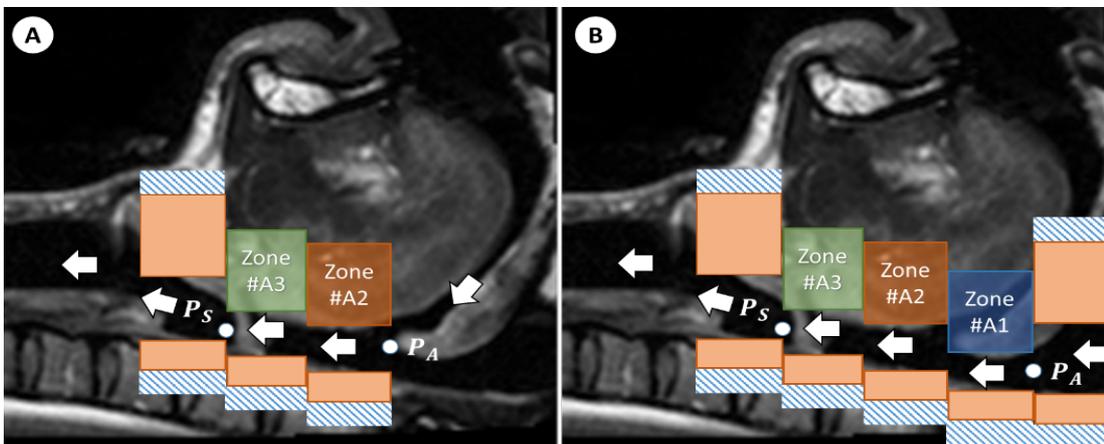


Figure 4.27 A)-Modèle des VAS à 3 éléments compliant pour l'étude d'une inspiration nasale et B) Modèle des VAS à 2 éléments compliant pour l'étude d'une inspiration buccale.

Le modèle à deux éléments a pour vocation de mimer le comportement de deux compartiments de l'oropharynx, qui sont : (i) la partie supérieure de l'oropharynx ou zone A2 et (ii) la partie inférieure de l'oropharynx ou zone A3 (Figure 4.27-A). Le modèle à trois éléments comprend le modèle à deux éléments précédemment cité auquel est ajouté un troisième élément mimant le compartiment du nasopharynx à savoir le vélopharynx ou zone A1 comme cela est montré sur la Figure 4.27-B.

4.4.2. Equations du modèle

En considérant l'écoulement permanent d'un fluide parfait entre deux sections A_i et A_{i+1} . L'équation classique de Bernoulli s'écrit :

$$\frac{1}{2}\rho v_i^2 + \rho g z_i + p_i = \frac{1}{2}\rho v_{i+1}^2 + \rho g z_{i+1} + p_{i+1} \quad < 4-10 >$$

avec p la pression statique ou pression à la paroi, $\rho g z$ la pression de position et $\frac{1}{2}\rho v^2$ la pression cinématique ou pression liée à l'énergie cinétique. Pour la suite, on négligera l'effet de la gravité sur l'écoulement et on fixera $z_i = z_{i+1}$.

Considérant maintenant un écoulement permanent avec un fluide réel, ce dernier subit des pertes d'énergie dues d'une part, (i) aux frottements, dites pertes de charge régulières, et d'autre part, (ii) des pertes de charge localisées ou pertes de charge singulières liées principalement aux changements de section le long du parcours. En intégrant les pertes de charge l'équation < 4-10 > devient :

$$\frac{1}{2}\rho v_i^2 + p_i = \frac{1}{2}\rho v_{i+1}^2 + p_{i+1} + \Delta p_{i,i+1} \quad < 4-11 >$$

avec $\Delta p_{i,i+1}$ les pertes de charge totales entre la section A_i et la section A_{i+1} .

En écrivant l'équation de Bernoulli entre deux éléments à section rectangulaire du modèle et en considérant les pertes de charges, l'équation < 4-11 > devient :

$$p_{int_i} + \frac{1}{2} \frac{\rho Q_v^2}{A_i^2} = P_{int_{i+1}} + \frac{1}{2} \frac{\rho Q_v^2}{A_{i+1}^2} + p_{s_{i,i+1}} + \frac{1}{2} (p_{r_i} + p_{r_{i+1}}) \quad < 4-12 >$$

où les pertes de charge singulières et régulières sont définies respectivement comme suit:

$$p_{s_{i,i+1}} = \left(\frac{A_{i+1}}{A_i} - 1 \right)^2 \times \frac{1}{2} \frac{\rho Q_v^2}{A_i^2} \quad < 4-13 >$$

$$p_{r_i} = \frac{B_{k_i} \times l_i \times \mu \times Q_v}{D_{h_i}^2 \times 2 \times A_i} \quad < 4-14 >$$

avec Q_v le débit volumique, p_{int_i} la pression à la paroi au niveau de l'élément i , $p_{s_{i,i+1}}$ les pertes de charge singulières au passage de l'élément i à l'élément $i + 1$, p_{r_i} les pertes de charge régulières le long de l'élément i , D_h le diamètre hydraulique défini par $D_h = 4A/\mathcal{P}$, μ la viscosité dynamique et B_{k_i} le coefficient de perte de charge pour un conduit rectangulaire qui dépend du nombre de Reynolds (Comolet 2006).

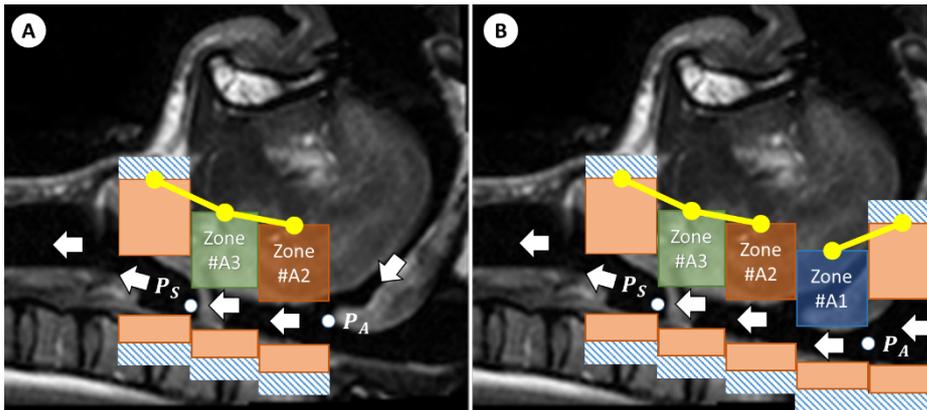


Figure 4.28 Modèle des VAS à 2 et 3 éléments, pour une respiration orale (A) ou nasale (B), avec les liaisons mécaniques entre les différents éléments matérialisés par les traits en jaunes.

Pour prendre en compte le couplage du fluide avec la paroi nous introduisons, d'une part, la loi d'état, c'est-à-dire la variation de la pression interne comme une fonction de la variation de la section et, d'autre part, l'effet de la liaison entre éléments. Différents cas doivent alors être envisagés.

1^{er} cas : pour le vélopharynx ou zone A1 (Figure 4.28-B), l'élément est considéré lié par sa partie amont à un élément fixe portant l'indice « e », sa pression interne s'écrit :

$$p_{int_1} = f(A_1) + p_{ext_1} - \frac{\check{e}_{e,1} \cdot \check{G}_{e,1} \cdot \check{b}_{e,1}}{b_1 \cdot l_1} \cdot \tan^{-1} \left(2 \frac{-\Delta h_1}{l_e - l_1} \right), \quad < 4-15 >$$

avec, $\check{e}_{1,2}$, l'épaisseur moyenne des tissus de la paroi des VAS entre les centres des éléments #1 et #2, $\check{b}_{1,2}$, la largeur moyenne du conduit entre les centres des éléments #1 et #2, $\check{G}_{1,2}$, le module d'élasticité équivalent entre les éléments #1 et #2, et enfin $\Delta h_i = \frac{A_{0i}}{b_i} - h_i$.

2^e cas : pour l'oropharynx supérieur ou zone A2 (Figure 4.28-A et B), l'élément est lié à l'élément représentant l'oropharynx inférieur ou zone A3. L'équation de sa pression interne s'écrit :

$$p_{int_2} = f(A_2) + p_{ext_2} + \frac{\check{e}_{2,3} \cdot \check{G}_{2,3} \cdot \check{b}_{2,3}}{b_2 \cdot l_2} \cdot \tan^{-1} \left(2 \frac{\Delta h_2 - \Delta h_3}{l_2 - l_3} \right) \quad < 4-16 >$$

3^e cas : pour la partie inférieure de l'oropharynx ou zone A3 (Figure 4.28-A et B), l'élément est lié d'une part à l'élément représentant l'oropharynx supérieur ou zone A2 et d'autre part à l'élément fixe (indice f) situé en aval. L'équation de sa pression interne s'écrit :

$$p_{int_3} = f(A_3) + p_{ext_3} - \frac{\check{e}_{2,3} \cdot \check{G}_{2,3} \cdot \check{b}_{2,3}}{b_3 \cdot l_3} \cdot \tan^{-1} \left(2 \frac{\Delta h_2 - \Delta h_3}{l_2 - l_3} \right) + \frac{\check{e}_{3,f} \cdot \check{G}_{3,f} \cdot \check{b}_{3,f}}{b_3 \cdot l_3} \cdot \tan^{-1} \left(2 \frac{\Delta h_3}{l_3 - l_f} \right) \quad < 4-17 >$$

Remarque : Dans tous les cas $f(A_i)$ représente la loi d'état du compartiment pharyngé considéré et on rappelle que $p_{ext_i} = 0$.

Les paramètres utilisés dans le modèle sont résumés dans le tableau suivant :

| | Paramètre | Valeur |
|--|--|---------------|
| Epaisseur moyenne des tissus de la paroi | $\check{e}_{e,1}, \check{e}_{1,2}, \check{e}_{2,3}, \check{e}_{3,f}$ [cm] | 4,50 |
| Largeur moyenne du conduit | $\check{b}_{e,1}, \check{b}_{1,2}, \check{b}_{2,3}, \check{b}_{3,f}$ [cm] | 2,40 |
| Module d'élasticité équivalent | $\check{G}_{e,1}$ [kPa] | 0,50 |
| Module d'élasticité équivalent | $\check{G}_{2,3}, \check{G}_{3,f}$ [kPa] | 1,00 |
| Longueur de l'élément fixe en amont | l_e [cm] | 1,68 |
| Longueur de l'élément fixe en aval | l_f [cm] | 2,11 |

Tableau 4.6 Valeurs des paramètres utilisés dans le modèle à 2 et 3 éléments compliants discrets.

4.4.3. Résultats du modèle compliant d'un cas non pathologique

Nous présentons ci-dessous les résultats de la modélisation de l'interaction entre le débit inspiratoire et la paroi des VAS pour les deux cas étudiés à savoir, le cas d'une inspiration par la bouche avec le modèle à deux éléments compliants et le cas d'une inspiration par le nez avec le modèle à trois éléments compliants.

4.4.3.1. Résultats du modèle à 2 éléments compliants : Cas de l'inspiration buccale

En tenant compte des liaisons entre éléments, nous avons mis en œuvre notre modèle à deux éléments compliants en les disposant comme le montre la Figure 4.28-A en se basant sur les données anatomiques recueillies par IRM des VAS.

Le modèle permet de calculer d'une part, (i) l'aire de la section au niveau de chaque élément et d'autre part (ii) le débit inspiratoire. Dans le modèle la pression aval notée PS – à la sortie de l'élément #3 – est la pression de contrôle, elle est appliquée par palier et par valeur négative décroissante générant ainsi un gradient de pression ($PA - PS$) de plus en plus important entre l'amont – à l'entrée de l'élément #2 – et l'aval – à la sortie du modèle.

Les équations fondamentales du modèle que sont l'équation de Bernoulli (équation < 4-12 >) et l'équation de la pression interne qui tient compte de la loi d'état supposée linéaire et de la liaison mécanique quand elle existe à savoir, en fonction du

cas, l'équation < 4-15 > ou l'équation < 4-16 > ou encore l'équation < 4-17 > ont été résolues par un programme écrit sous Matlab et dont les résultats numériques sont présentés et discutés ci-dessous.

Comme on peut le voir sur la Figure 4.29-A présentant les résultats du modèle à deux éléments pour une inspiration par la bouche, le débit est maximum $Q_{v_{max}} = 2,79$ l/s pour un gradient de pression égal à 96,24 Pa indiqué par une flèche sur la Figure 4.29-A. Au-delà de cette valeur de débit maximum et sur une large plage de pression on note qu'il n'y a plus unicité de la solution. Par exemple, pour une valeur de gradient de pression de 210,53 Pa, on peut compter trois débits différents possibles, à savoir, 1,82, 2,00 et 2,24 l/s, indiqués par des cercles en rouges sur la Figure 4.29-A.

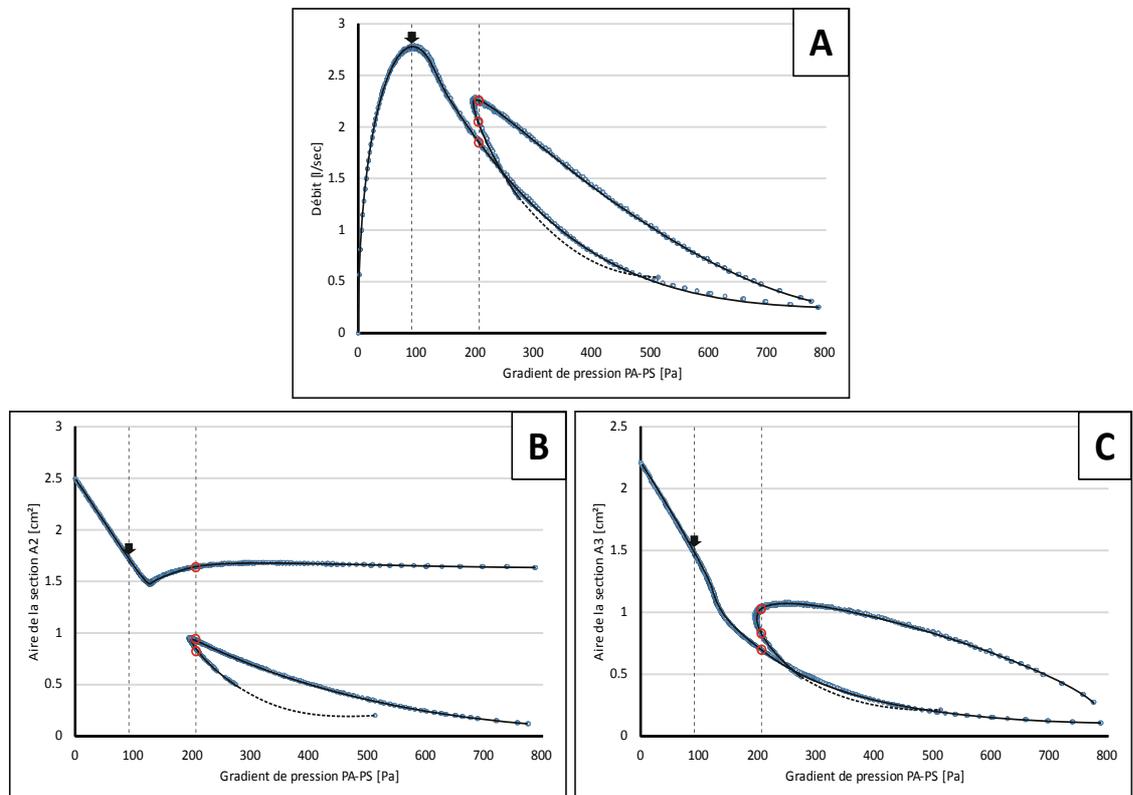


Figure 4.29 (A) Débit, (B) aire A2 de la section de l'élément #2 et (C) aire A3 de la section de l'élément #3 en fonction du gradient de pression $PA - PS$ entre l'entrée et la sortie des VAS pour le modèle à deux éléments. Pour $PA - PS = 210.53$ Pa, trois débits différents indiqués par des cercles en rouges sont possibles.

L'aire de la section de l'oropharynx supérieur ou section A2 (Figure 4.29-B) décroît à mesure que le gradient de pression augmente. Cette tendance indique une

fermeture progressive du tronçon jusqu'à la pression 130,32 Pa où ce dernier atteint un minimum local exhibant à cet endroit une réduction attendue de section de $1/3$. Au-delà, la section $A2$ amorce une réouverture et, lorsqu'on atteint la pression de 198,50 Pa, on voit apparaître deux nouvelles solutions pour l'aire de la section $A2$. En résumé, au-delà de la pression indiquée ci-dessus, les solutions pour la section $A2$ se divisent en trois branches, la première, croissante, sature rapidement l'ouverture de la section à $1,65 \text{ cm}^2$ et les deux autres, décroissantes, démarrant à $1/3$ de la section initiale de $A2$, et tendent à réduire l'aire de cette section vers la fermeture du tronçon.

L'aire de la section de l'oropharynx inférieur ou section $A3$ en fonction du gradient de pression $PA - PS$ est donnée sur la Figure 4.29-C. Contrairement à la section $A2$, l'aire de la section $A3$ diminue à mesure que le gradient de pression augmente sans présenter de minimum local jusqu'à la pression 198,50 Pa. Au-delà de cette valeur de gradient de pression, on voit apparaître, dans la solution de $A3$, deux branches supplémentaires qui démarrent à $1/2$ de la section initiale de $A3$ et qui comme la première branche tendent à réduire l'aire de la section vers la fermeture du tronçon.

4.4.3.2. Résultats du modèle à 3 éléments compliants : Cas de l'inspiration nasale

Les résultats de la simulation pour le modèle à trois éléments modélisant une inspiration par le nez sont présentés sur la Figure 4.30 ci-dessous. Comme pour le modèle à deux éléments, on voit apparaître plusieurs branches de solutions pour le débit et pour les sections $A1$, $A2$ et $A3$. Afin de permettre une lecture plus aisée, ces branches ont été distinguées par des courbes de couleurs différentes sur la Figure 4.30.

Le débit atteint un premier maximum local d'une valeur de $3,25 \text{ l/s}$ à la pression de $302,70 \text{ Pa}$, puis, au-delà de cette pression et sur deux autres branches, deux autres maxima locaux à $3,24 \text{ l/s}$ pour le premier, et $2,29 \text{ l/s}$, pour le second (Figure 4.30-A). L'aire de la section du vélopharynx ou section $A1$ (Figure 4.30-B) décroît jusqu'au gradient de pression maximal imposé, c'est-à-dire 800 Pa . Cependant à la pression de $278,70 \text{ Pa}$, deux branches de solutions apparaissent, la première indique une fermeture de la section sur le tronçon $[278,70 - 800] \text{ Pa}$ et la seconde une réouverture sur ce même tronçon (courbe rouge sur la Figure 4.30-B). Au-delà de la pression $399,00 \text{ Pa}$, apparaissent deux branches supplémentaires qui toutes deux indiquent une réouverture

de la section A1 qui atteindra une valeur de section de $1,83 \text{ cm}^2$ à la pression maximale de 800 Pa, voir courbe bleue sur la Figure 4.30-B.

L'aire de la section de l'oropharynx supérieur ou section A2 diminue pour la première branche (courbe noire, Figure 4.30-C) ainsi que pour les deux branches qui apparaissent à partir de la pression 278,70 Pa (courbe rouge, Figure 4.30-C). Au-delà de la pression 399,00 Pa, apparaissent deux branches de solutions supplémentaires : une première qui implique une fermeture de la section A2 et une seconde qui traduit une réouverture de cette section (courbe bleue, Figure 4.30-C).

Enfin, l'aire de la section de l'oropharynx inférieur ou section A3 (Figure 4.30-D) diminue pour toutes les branches solutions de cette section indiquant une fermeture du tronçon à mesure que le gradient de pression augmente.

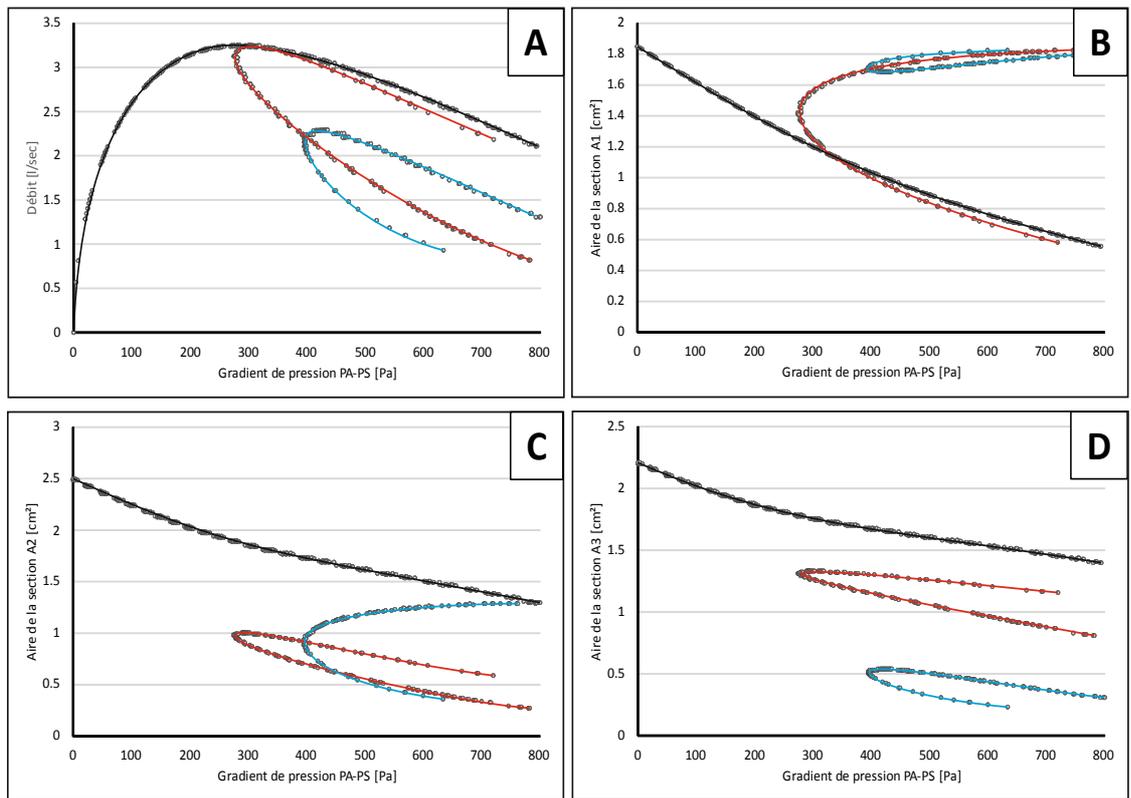


Figure 4.30 (A) Débit, (B) aire A1 de la section de l'élément #1, (C) aire A2 de la section de l'élément #2 (D) aire A3 de la section de l'élément #3 en fonction du gradient de pression PA – PS entre l'entrée et la sortie des VAS pour le modèle à trois éléments.

4.4.3.3. Discussion et conclusion pour les modèles à deux et trois éléments

Le modèle à deux éléments simulant une inspiration par la bouche autorise un débit maximum de 2,79 L/s pour un gradient de pression de 96,24 Pa soit une résistance au débit maximum de 0,35 cmH₂O/L/s, sachant que la résistance vaut $(PA - PS)/Q_v$, et le modèle à trois éléments autorise un débit maximum de 3,25 L/s pour un gradient de pression de 302,76 Pa soit une résistance au débit maximum de 0,95 cmH₂O/L/s. Pour des gradients de pression supérieurs à la pression conduisant au débit maximum, nous observons l'apparition de nouvelles branches de solutions indiquant la possibilité d'avoir plusieurs valeurs de débit pour une même pression et même d'autres maxima locaux comme on peut le voir sur les Figure 4.29-A et Figure 4.30-A. On notera que l'existence de ces solutions multiples a déjà été évoquée dans les travaux de Fodil (Fodil 1997). L'existence de ces solutions multiples laisse penser que le modèle à l'endroit de l'apparition de ces dernières présente potentiellement des instabilités mécaniques avec des transitions probablement par sauts entre les différentes solutions, ceci mérite évidemment d'être évalué de façon précise et fera l'objet d'un autre travail en dehors de cette thèse.

Concernant les évolutions des aires des sections, on notera que l'aire de la section la plus distale, c'est-à-dire la zone qui concerne l'oropharynx inférieur (section A3), est la seule à avoir un comportement unique à savoir que la section se ferme à mesure que le gradient de pression augmente (Figure 4.29-C et Figure 4.30-D). Concernant les deux autres aires de section, c'est-à-dire A1 ou A2, la section commence par une réduction de son aire à mesure que le gradient de pression augmente puis à partir d'une certaine pression, toujours au-delà de la pression qui donne le premier débit maximum, et avec l'apparition de solutions supplémentaires deux situations peuvent alors se présenter soit l'aire continue de diminuer soit l'aire commence à augmenter en amorçant une réouverture de la section (voir Figure 4.29-B et Figure 4.30-B, C).

Les deux modélisations montrent que nous sommes en présence de deux systèmes au final peu résistifs et autorisant des débits maximaux très élevés. On rappelle que les compliances utilisées dans les deux modèles ont été estimées à partir de modules de rigidité élastique mesurés par ERM sur un sujet sain réveillé.

La première des conclusions qui apparaît et qu'il est difficilement concevable de voir atteints les débits maximums simulés en toutes circonstances et notamment au cours du sommeil d'un sujet. En effet Hudgel *et al.* notent pour un sujet normal un débit maximal de l'ordre de 0,4 L/s au cours du sommeil (Hudgel *et al.* 1984). Il en découle en deuxième conclusion que les instabilités potentielles en liaison avec la multiplicité des solutions sont également difficilement atteignables en respiration normale dans le cas du sujet normal.

4.4.3.4. Evaluation de l'effet des propriétés physiques des gaz traceurs dans le couplage fluide-structure dans les VAS

L'imagerie du fluide passant à travers les VAS lors d'une inspiration nécessite l'utilisation d'un gaz traceur tel que l'hélium-3 ou le fluor. L'inhalation d'un mélange gazeux tel que l'hélium-oxygène (héliox), peut alors modifier le couplage fluide-structure dans les VAS. En effet, comme nous l'avons déjà vu dans le chapitre 3, les valeurs du nombre de Reynolds ainsi que les frottements visqueux sont modifiés en raison des propriétés physico-chimiques différentes de ces gaz par rapport à celles de l'air. Dans le cadre du syndrome d'apnée obstructive du sommeil, les premières applications cliniques avec des mélanges de gaz remontent déjà au début des années 1930 et ont été effectuées par Barach *et al.* (Barach *et al.* 1936).

En 2003, Farré *et al.*, de l'Université de Barcelone, ont fait respirer un mélange héliox à travers une machine à pression positive continue à des patients souffrant de syndrome d'apnée obstructive du sommeil (Farré *et al.* 2003). Cette étude, menée sur 10 sujets, a montré une baisse significative de la résistance des VAS tout en conservant une pression critique de fermeture identique. Dans une revue de 2006, parue dans *Critical care*, l'auteur recense les différentes applications possibles pour une phase respiratoire sous héliox et les bénéfices éventuels pour le patient (Gainnier and Forel 2006).

Contrairement au mélange héliox, l'utilisation de l'hexafluorure d'oxygène (hexaflox) dans le traitement de l'obstruction des VAS n'a jamais été envisagée. L'hexaflox possède des propriétés physico-chimiques différentes de celles de l'héliox avec une densité volumique plus grande et une viscosité plus faible. Dans une étude de comparaison menée par Liistro *et al.* en 1999 sur l'effet des gaz inspirés sur le ronflement, il est montré, d'une part, qu'il existe un lien entre une augmentation de la

résistance des structures pré-épiglottiques et l'augmentation de la densité et, d'autre part, qu'une diminution de la densité gazeuse entraînerait une augmentation du débit durant un épisode de ronflement (Liistro, Veriter, and Stanescu 1999).

La modélisation précédente nous a permis d'étudier l'interaction fluide structure dans les VAS en considérant l'air comme gaz inspiré. Or si nous souhaitons visualiser la circulation d'un fluide dans les VAS par IRM nous devons utiliser un gaz traceur. Nous avons vu au chapitre 3 que nous pouvions utiliser soit de l'hélium-3 hyperpolarisé (He^{3+}) ou de l'hexafluorure de soufre (SF_6) dont les propriétés physico-chimiques sont très différentes. Pour évaluer l'influence des propriétés physico-chimiques du fluide dans son interaction avec la paroi des VAS nous avons réalisé des simulations avec le modèle à trois éléments tel que nous l'avons fait avec l'air au paragraphe 4.4.3.2 en conservant tous les paramètres du modèle et en ne changeant que la masse volumique et la viscosité dynamique du gaz en considérant deux mélanges (i) oxygène - hélium-3 hyperpolarisé ($O_2 - He^{3+}$) et (ii) oxygène - hexafluorure de soufre ($O_2 - SF_6$) où l'oxygène représente dans chacun des deux mélanges 20 % du volume (Tableau 4.7).

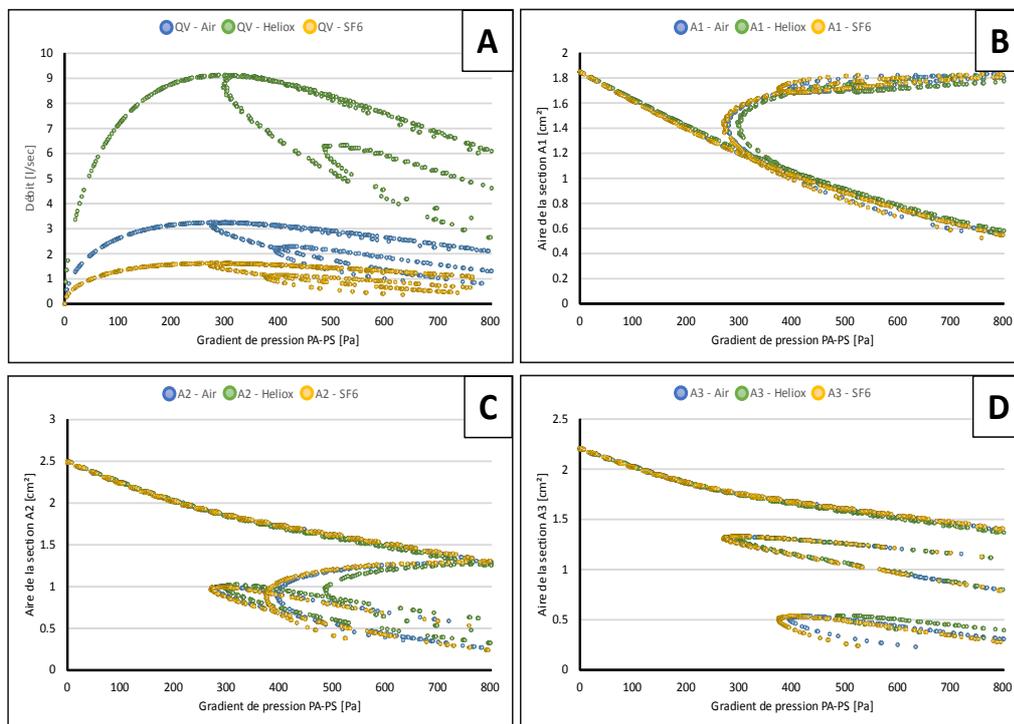


Figure 4.31 (A) Débit, (B) aire A1 de la section de l'élément #1, (C) aire A2 de la section de l'élément #2 (D) aire A3 de la section de l'élément #3 en fonction du gradient de pression $PA - PS$ entre l'entrée et la sortie des VAS pour le modèle à trois éléments et trois différents gaz : air (bleu), héliox (vert) et oxygène-hexafluorure de soufre (orange).

Les résultats du modèle de l'inspiration nasale avec l'air et les deux mélanges à savoir $O_2 - SF_6$ et $O_2 - {}^3He$ présentent des comportements semblables à ceux observés au paragraphe 4.1.2 à la différence des débits maximaux observés qui sont obtenus pour le même gradient de pression de 302,76 Pa (voir Figure 4.31). Les débits maximaux observés sont respectivement et par ordre croissant 1,91 L/s, 3,25 L/s et 9,13 L/s pour le $O_2 - SF_6$, l'air et le $O_2 - {}^3He$. Ces résultats sont complètement en accord avec les observations de Liistro cité précédemment qui associe la diminution de la densité gazeuse à l'augmentation du débit durant un épisode de ronflement (Liistro, Veriter, and Stanescu 1999). Concernant les variations des aires des sections on ne constate pas de différences majeures même si on note une résistance 5 fois plus grande au débit maximum pour le mélange $O_2 - SF_6$ comparé à la résistance au même débit pour le mélange $O_2 - {}^3He$ (voir Tableau 4.7).

| | $O_2 - SF_6$ | Air | $O_2 - {}^3He$ |
|---|----------------------|-----------------------|----------------------|
| Masse volumique ρ [kg/m³] | 5,21 | 1,293 | 0,1625 |
| Viscosité dynamique μ [kg/m · s] | $1,59 \cdot 10^{-5}$ | $1,496 \cdot 10^{-5}$ | $1,99 \cdot 10^{-5}$ |
| Débit maximal [l/s] | 1,62 | 3,25 | 9,13 |
| Résistance [cmH₂O/l/s] | 1,91 | 0,95 | 0,34 |

Tableau 4.7 Masse volumique, viscosité dynamique, débit maximal et résistance au débit maximal dans le modèle à trois éléments en fonction du gaz utilisé.

La principale conclusion concernant l'utilisation de l'un de ces trois gaz et qu'ils induisent le même comportement pour les parois des VAS même si les résistances et donc les débits maximaux atteints sont sensiblement différents en raison de la différence des masses volumiques.

4.4.4. Etude d'un cas pathologique

Le sujet que nous avons exploré par ERM était un sujet sain réveillé (SSR). Nous n'avons pas pu compléter cette étude au cours du travail de thèse par l'évaluation d'un sujet pathologique portant le SAOS. Néanmoins, pour pallier cette absence de données expérimentales, nous avons testé un sujet virtuel considéré pathologique en modifiant les valeurs des modules d'élasticité de notre sujet sain en les réduisant de 5 fois, c'est-à-dire en considérant $G'_1 = 200$ Pa et $G'_2 = 100$ Pa, tout en conservant la répartition spatiale de ces rigidités ainsi que la géométrie anatomique du sujet.

4.4.4.1. Evaluation des lois d'état

A partir des nouvelles valeurs des modules élastiques G'_1 et G'_2 , nous avons estimé les lois d'état des trois tronçons tels qu'ils avaient été précédemment définis dans ce chapitre (voir § 4.3.2). Les lois d'état obtenues pour le sujet virtuel pathologique (SVP) sont représentées sur la Figure 4.32-C et D, ci-dessous, et comparées aux lois d'état du sujet sain (Figure 4.32-A et B). Comme on peut le constater, la réduction des modules d'élasticité ne conduit pas une diminution ni de la pression de fermeture ni de la compliance dans les mêmes proportions (voir Tableau 4.8). Il apparaît que la compliance d'un tronçon des VAS dépend non seulement des propriétés élastiques et de leur distribution dans les tissus constituant la paroi mais également de la géométrie locale de ce tronçon. Ainsi la pression de fermeture de la section A1 (vélopharynx) dans le cas du SVP se retrouve être la moins négative alors que c'était le contraire dans le cas du SSR. De même, on note que la section A3 (oropharynx inférieur), dans le cas du SVP, devient la section avec la compliance la plus élevée alors que dans le cas du SSR il s'agissait de la section A2 (oropharynx supérieur).

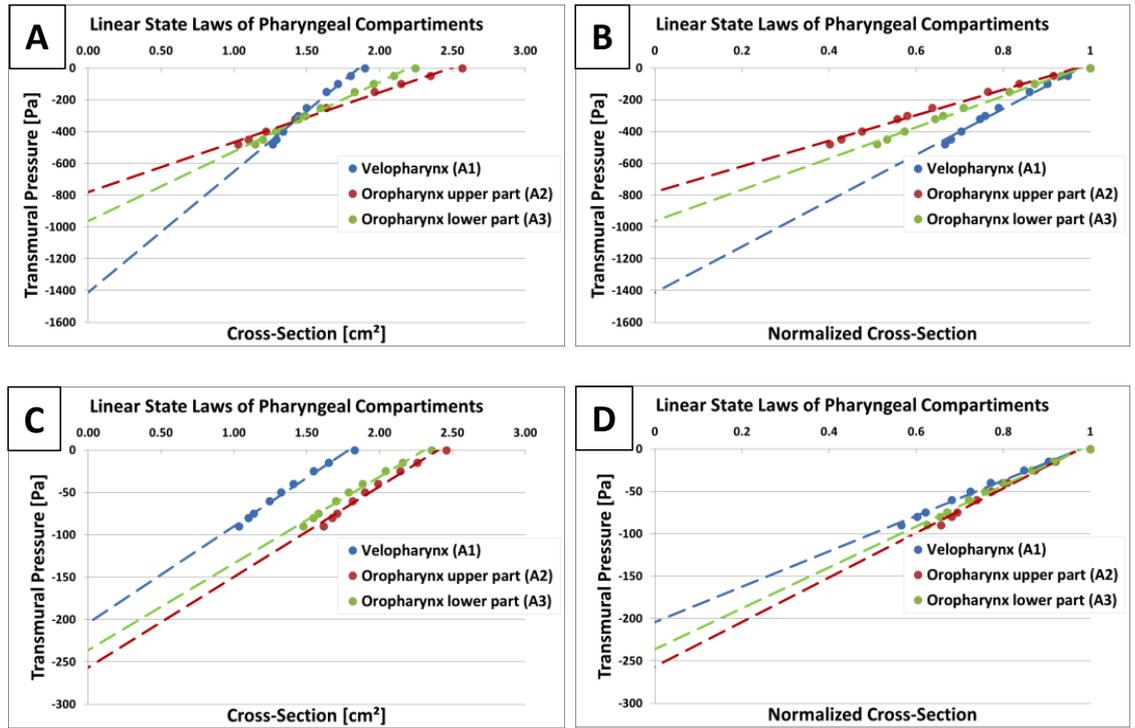


Figure 4.32 Lois d'état obtenues pour le sujet sain $G_1' = 1$ kPa et $G_2' = 0,5$ kPa (A et B) et celle du sujet virtuel pathologique $G_1' = 0,2$ kPa et $G_2' = 0,1$ kPa (C et D).

| | | <i>Velopharynx</i> (A1) | <i>Oropharynx</i> <i>supérieur</i> (A2) | <i>Oropharynx</i> <i>inférieur</i> (A3) |
|---|---|----------------------------|---|---|
| <i>Section Initiale [cm²]</i> | | 1,85 | 2,50 | 2,21 |
| <i>Sujet Sain</i> <i>Réveillé</i> | <i>Pression de fermeture [Pa]</i> | -1413,1 | -780,0 | -961,6 |
| | <i>Pression de fermeture [cmH₂O]</i> | -14,41 | -7,95 | -9,81 |
| | <i>Compliance [cm²/cmH₂O]</i> | 0,13 | 0,32 | 0,23 |
| <i>Sujet Virtuel</i> <i>Pathologique</i> | <i>Pression de fermeture [Pa]</i> | -204,33 | -256,76 | -236,34 |
| | <i>Pression de fermeture [cmH₂O]</i> | -2,08 | -2,62 | -2,41 |
| | <i>Compliance [cm²/cmH₂O]</i> | 0,88 | 0,94 | 0,98 |

Tableau 4.8 Valeurs des pressions de fermeture et de compliance pour un sujet sain et un sujet virtuel pathologique.

4.4.4.2. Résultats obtenus pour le cas pathologique

4.4.4.2.1. Modèle à deux éléments

Dans le cas du SVP, les simulations avec le modèle à deux éléments pour une inspiration buccale sont présentées sur la Figure 4.33. Le débit présente un maximum quasiment unique avec une valeur de 1,46 L/s à la pression de 46,24 Pa soit une résistance de 0,32 cmH₂O/L/s au débit maximum. On notera l'apparition de deux branches de solutions supplémentaires pour le débit compris entre les pressions 110,28 Pa et 156,39 Pa (Figure 4.33-A). L'aire de la section A2 du tronçon qui concerne l'oropharynx supérieur diminue jusqu'à la pression 42,11 Pa où elle atteint un minimum local à la valeur de 1,55 cm² puis à la pression de 72,18 Pa arrive sur un maximum local à la valeur de 1,56 cm². L'aire de la section A2 se réduit ensuite de nouveau légèrement pour atteindre la valeur de 1,46 cm² à la pression maximale imposée de 500 Pa. Comme pour le débit, l'aire de la section A2 voit apparaître deux branches de solutions supplémentaires avec des valeurs inférieures à 0,45 cm² pour les pressions comprises entre 110,28 Pa et 156,39 Pa (Figure 4.33-B). L'aire de la section A3 du tronçon qui concerne l'oropharynx inférieur diminue jusqu'à la pression de 500 Pa avec au passage l'apparition de deux branches de solutions supplémentaires pour des pressions comprises entre 110,28 Pa et 156,39 Pa.

Dans le cas d'une inspiration par la bouche du SVP, nous nous trouvons dans la situation où le compartiment aval c'est-à-dire l'oropharynx inférieur, présente une compliance légèrement plus élevée que celle du compartiment amont (voir Tableau 4.8). Cette configuration conduit à favoriser l'occlusion d'un seul tronçon celui de la section A3. Ainsi le modèle se rapproche par son comportement d'un modèle à élément unique avec l'apparition d'un seul débit maximal en cloche.

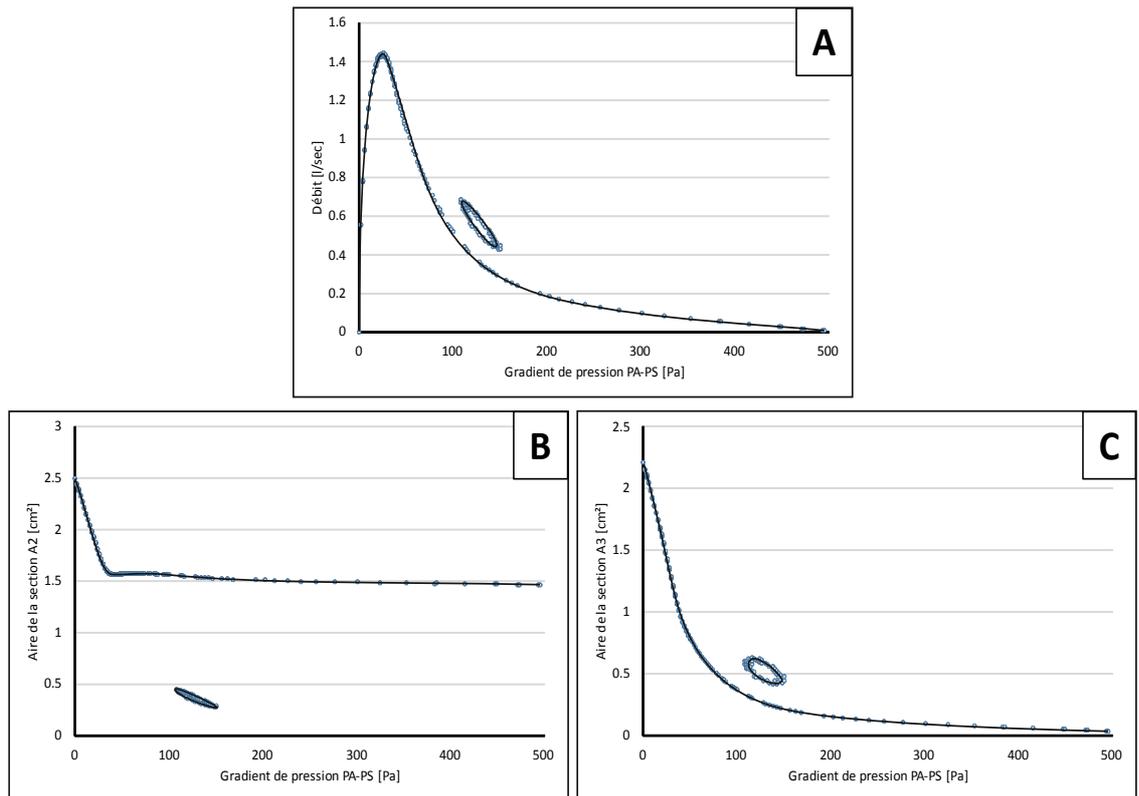


Figure 4.33 (A) Débit, (B) aire A2 de la section de l'élément #2 et (C) aire A3 de la section de l'élément #3 en fonction du gradient de pression $PA - PS$ entre l'entrée et la sortie des VAS pour le modèle à deux éléments dans le cas du sujet pathologique virtuel.

4.4.4.2.2. Modèle à trois éléments

Les simulations du cas SVP avec un modèle à trois éléments pour une inspiration nasale montre pour le débit une succession de 4 extrema à la même valeur de 1,31 L/s apparaissant respectivement aux pressions de 52,13 Pa , 84,21 Pa , 102,26 Pa et 134,34 Pa (voir flèches sur la Figure 4.34-A). On notera qu'il y a bien unicité de la solution à l'endroit du premier débit maximal à savoir sur la plage de pression comprise entre 0 Pa et 84,21 Pa et que la résistance estimée au premier débit maximum est de 0,53 cmH₂O/L/s.

Les variations des aires des sections A1, A2 et A3 indiquent (i) qu'il y a unicité de la solution pour chacune d'elles jusqu'à la valeur de pression de 84,21 Pa (voir flèche rouge sur la Figure 4.34 B,C et D) et (ii) que ces sections tendent à se fermer sur la plage de pression comprise entre 0 Pa et 84,21 Pa. A partir de cette dernière pression et au-delà, on voit apparaître pour les aires des sections A1, A2 et A3 des branches de

solutions supplémentaires aux évolutions complexes. Comme on peut le voir sur la Figure 4.34-B, les différentes courbes solutions des évolutions de la section A1 à partir de la pression 84,21 Pa proposent, en fonction de la branche suivie, soit la réouverture de la section soit sa fermeture, alors que dans le cas de la section A3 (voir Figure 4.34-D), les différentes courbes solutions des évolutions de cette section indiquent toutes à des niveaux différents une fermeture à mesure que le gradient de pression augmente.

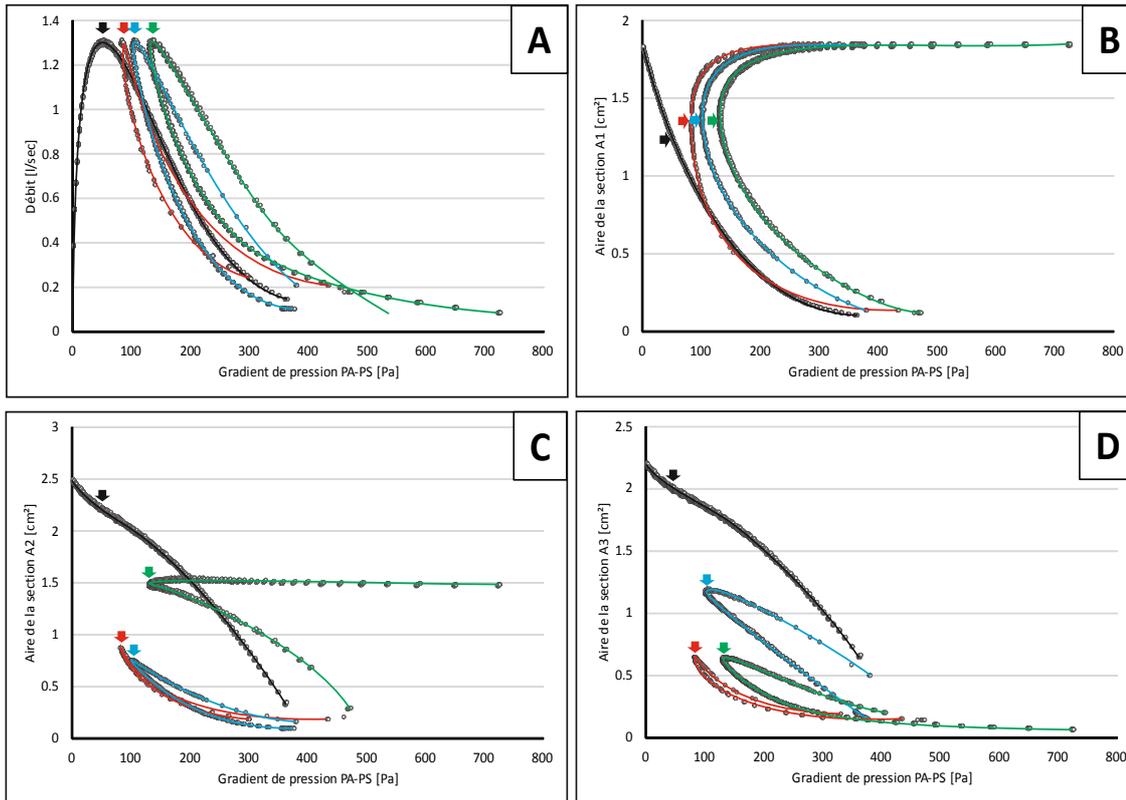


Figure 4.34 (A) Débit, (B) aire A1 de la section de l'élément #1, (C) aire A2 de la section de l'élément #2 (D) aire A3 de la section de l'élément #3 en fonction du gradient de pression $PA - PS$ entre l'entrée et la sortie des VAS pour le modèle à trois éléments dans le cas du sujet pathologique virtuel. Quatre branches de solutions sont possibles (courbes noir, rouge, bleu et vert).

En conclusion, l'abaissement des compliances dans le modèle diminue le seuil d'apparition du phénomène de limitation de débit. En effet, on voit apparaître le premier débit maximal pour des gradients de pression relativement bas. Une autre observation, indique que la succession des débits maximaux plafonne à la même valeur et tend l'ensemble vers une limitation de débit en plateau qui est potentiellement instable en raison de la présence de solutions multiples complexes tant pour le débit que pour les aires des sections.

Conclusion Chapitre 4

Nous avons vu au cours de ce chapitre que l'IRM donne accès à de nouvelles données caractérisant anatomiquement et mécaniquement les VAS. Les données mécaniques renseignent tant sur le caractère élastique que visqueux des tissus. Elles ont pu être obtenues par implémentation d'un système original d'excitation des VAS par ondes de pression guidées et l'intégration de l'élastographie par résonance magnétique (ERM). Au-delà du système d'excitation mécanique, l'ERM nécessite des séquences d'acquisition IRM spécifiques et un algorithme de reconstruction pour extraire les données d'élasticité et de viscosité des acquisitions IRM. Cette technique, appliquée sur un sujet sain, a permis la première cartographie des modules d'élasticité et de viscosité de cisaillement sur l'ensemble des VAS. Les modules d'élasticité (G') et de viscosité (G'') obtenus se trouvent compris dans les plages [0,44 – 1,19] kPa et [0,52 – 1,07] kPa, respectivement.

Nous avons intégré les valeurs d'élasticité des tissus des VAS obtenues par ERM dans un modèle 2D décrivant la géométrie du patient suivant une coupe sagittale et sur lequel nous avons effectué des simulations numériques par éléments finis. Dans cette simulation sont calculés les déplacements des tissus induits par application d'une pression interne constante et négative dans le conduit des VAS. Dans le cas de notre sujet sain réveillé, la carte des déplacements indique que la première zone d'effondrement est située au niveau de l'oropharynx avec des compliances moyennes comprises entre $0,23 \text{ cm}^2/\text{cmH}_2\text{O}$ et $0,32 \text{ cm}^2/\text{cmH}_2\text{O}$ puis vient ensuite la zone du vélopharynx avec une compliance moyenne de $0,13 \text{ cm}^2/\text{cmH}_2\text{O}$.

Les cartes de déplacements obtenues pour différentes valeurs de pression intraluminaire nous ont permis d'établir des lois d'état pour nos VAS préalablement découpées en trois zones à savoir le vélopharynx, l'oropharynx supérieur et l'oropharynx inférieur. Les lois d'état supposées linéaires prédisent, pour chacune des zones citées précédemment, une fermeture complète pour les pressions transmuraux respectives suivantes : $-1413,1 \text{ Pa}$, $-780,0 \text{ Pa}$ et $-961,6 \text{ Pa}$.

Pour intégrer l'interaction du fluide avec les parois des VAS, nous avons établi un modèle mécanique à élément discrets compliants, où chaque segment représente une des

trois zones de des VAS dont le comportement mécanique a été caractérisé par sa loi d'état. Ainsi, nous avons utilisé un modèle à deux éléments compliants – mimant deux zones de l'oropharynx – pour modéliser une inspiration par la bouche et un modèle à trois éléments – en ajoutant la zone du vélopharynx - pour modéliser une inspiration par le nez. Cette série de simulations montre que le modèle de l'inspiration buccale autorise un débit maximal de 2,79 L/s et celui de l'inspiration nasale un débit maximal de 3,25 L/s. Si on augmente le gradient de pression au-delà des pressions pour lesquelles nous avons obtenus les débits maximaux, nous observons l'apparition de solutions numériques supplémentaires pour le débit et pour les aires des sections des différents segments des VAS. Ces solutions supplémentaires, en dehors du fait qu'elles indiquent que nous n'avons plus unicité de la solution à partir d'un certain gradient de pression, suggèrent l'existence possible d'instabilités mécaniques. Toutefois, (i) il apparaît que les deux modèles, celui de l'inspiration buccale et nasale et pour les lois d'état utilisées (ii) il semble difficile d'envisager que ces débits, compte tenu des valeurs maximales autorisées par les deux modèles, soient jamais atteints dans les conditions de respiration normale et cela est d'autant plus vrai pendant le sommeil où le débit inspiratoire est naturellement abaissé. Ces résultats suggèrent que le sujet normal est porteur d'une limitation de débit ainsi que d'instabilités mais que la tonicité tissulaire « l'éloignent » de telle sorte que ces phénomènes n'affectent jamais le sujet au cours d'un cycle respiratoire.

Pour vérifier cette dernière hypothèse, nous avons abaissé artificiellement l'élasticité locale des tissus des VAS et nous avons effectué des simulations avec notre modèle à éléments discrets en y injectant les lois d'état recalculées dans la géométrie plus compliante. Il en résulte que les valeurs des débits maximaux ont été fortement réduites et qu'une limitation de débit sous la forme d'une succession d'extrema à la même valeur apparaît pour les différentes solutions rappelant les limitations de débit en plateau observées en clinique. On peut voir que les valeurs de débit de cette limitation restent élevées, cela est probablement due au fait que dans notre hypothèse du SVP, les seules valeurs modifiées concernent les modules de rigidité élastiques des tissus VAS et que nous avons considéré que les sections initiales étaient conservées or il est admis que lors du sommeil les aires de sections sont plus faibles qu'à l'état d'éveil (voir chapitre 1). En outre, on observe pour des gradients de pression plus faibles l'apparition de solutions numériques supplémentaires pour le débit et pour les aires des sections et nous

avons associés, ce phénomène des solutions multiples, à des instabilités mécaniques potentielles. Pour conclure, nous proposons l'hypothèse que l'augmentation de la compliance des VAS abaisse le seuil d'apparition des phénomènes de limitation de débit ainsi que des instabilités mécaniques qui lui sont associées. Ainsi, l'IRM et l'ERM apparaissent comme des outils d'investigation prometteurs pour l'évaluation personnalisée du SOAS. En outre, nous avons montré qu'il était tout à fait possible d'utiliser des gaz traceurs comme le hexafluorure de soufre pour visualiser et caractériser par IRM les écoulements dans les VAS.

Bibliographie Chapitre 4

- Auregan, Y., and N. Meslier. 1993. "Modélisation Des Apnées Obstructives Du Sommeil." *Comptes Rendus de l'Académie Des Sciences. Série 2, Mécanique, Physique, Chimie, Sciences de L'univers, Sciences de La Terre* 316 (11): 1529–34.
- Comolet, Raymond. 2006. *Mécanique expérimentale des fluides : Tome 2, Dynamique des fluides réels, turbomachines*. Édition : 4e édition. Paris: Dunod.
- Fodil, R. 1998. "Mecanismes de Base de L'interaction Fluide-Paroi Dans Les Voies Aériennes Supérieures." Paris XII.
- Fodil, R., C. Ribreau, B. Louis, F. Lofaso, and D. Isabey. 1997. "Interaction between Steady Flow and Individualised Compliant Segments: Application to Upper Airways." *Medical and Biological Engineering and Computing* 35 (6): 638–48.
- Gold, Avram R., and Alan R. Schwartz. 1996. "The Pharyngeal Critical Pressure The Whys and Hows of Using Nasal Continuous Positive Airway Pressure Diagnostically." *CHEST Journal* 110 (4): 1077–88.
- Hudgel, David W., RICHARD J. Martin, BARBARA Johnson, and PATRICIA Hill. 1984. "Mechanics of the Respiratory System and Breathing Pattern during Sleep in Normal Humans." *Journal of Applied Physiology* 56 (1): 133–37.
- Isono, Shiroh, and JE Remmers. 1994. "Anatomy and Physiology of Upper Airway Obstruction." *Principles and Practice of Sleep Medicine* 2: 525–36.
- Isono, Shiroh, John E Remmers, Atsuko Tanaka, Yasuhide Sho, Jiro Sato, and Takashi Nishino. 1997. *Anatomy of Pharynx in Patients with Obstructive Sleep Apnea and in Normal Subjects*. <http://jap.physiology.org/content/82/4/1319.full>.
- Larousse Médical. 2006. *Larousse Médical*. Édition : édition 2006. Paris: LAROUSSE.
- Maitre, Xavier Francois, Luc Darrasse, Ralph Sinkus, and Charles Bruno Louis. 2011. *Apparatus and Method for Generating Mechanical Waves into Living Bodies, System and Method for Mapping an Organ or Tissue and System and Method for Characterising the Mechanical Properties of Said Organ or Tissue*. Google Patents. <https://www.google.com/patents/US20130237807>.
- Muthupillai, R., D. J. Lomas, P. J. Rossman, J. F. Greenleaf, A. Manduca, and R. L. Ehman. 1995. "Magnetic Resonance Elastography by Direct Visualization of Propagating Acoustic Strain Waves." *Science* 269 (5232): 1854–57.
- Shapiro, Ascher. 1977. "Stead Flow in Collapsible Tubes." *Journal of Biomechanics Engineering* 99 (August).
- Sinkus, R., J. Lorenzen, D. Schrader, M. Lorenzen, M. Dargatz, and D. Holz. 2000. "High-Resolution Tensor MR Elastography for Breast Tumour Detection." *Physics in Medicine and Biology* 45 (6): 1649.

- Souris, Line. 2011. *Suivi En Imagerie Par Résonance Magnétique de La Température et Des Propriétés Viscoélastiques Des Tissus Cérébraux Dans Le Cadre Des Thermothérapies*. Paris 11. <http://www.theses.fr/2011PA112087>.
- Tagaito, Yugo, Shiroh Isono, John E. Remmers, Atsuko Tanaka, and Takashi Nishino. 2007. "Lung Volume and Collapsibility of the Passive Pharynx in Patients with Sleep-Disordered Breathing." *Journal of Applied Physiology* 103 (4): 1379–85. doi:10.1152/jappphysiol.00026.2007.
- Tardieu, Marion. 2014. *Élastographie Par Résonance Magnétique et Onde de Pression Guidée*. Paris 11. <http://www.theses.fr/2014PA112161>.

Conclusion

La littérature, pourtant fournie, sur le syndrome d'apnée obstructive du sommeil (SAOS) laisse nombre de questions encore en suspens tant sur le diagnostic même de la maladie que sur la prédiction des résultats des traitements mis en œuvre sur les patients SAOS. L'impact sociétal négatif de ce syndrome sur la santé publique est aujourd'hui évident. En particulier, un SAOS sévère non traité augmente les risques d'accidents cardio-vasculaires, d'accidents de la route, de dépression et agit également sur la qualité de vie (Arbus *et al.* 1991)(Peker *et al.* 2000). Le SAOS modéré à sévère touche 10-17% de la population masculine d'âge moyen et 3-9% de la population féminine d'âge moyen avec une plus grande prévalence pour les sujets obèses (Badran *et al.* 2014). Le diagnostic du SAOS est basé sur une polysomnographie. Cette investigation est coûteuse, longue et peu répandue. De façon générale, les différents examens utilisés à ce jour ne permettent pas de caractériser de façon précise le rôle des altérations structurales des VAS dans la pathogenèse. Dans une revue de Slaats (Slaats *et al.* 2015), il a été examiné si l'imagerie des VAS pouvait remplacer la polysomnographie pour établir un diagnostic du SAOS et si l'imagerie permettait de prédire l'effet du traitement envisagé avec un accent sur l'amygdalectomie. Cette revue note le nombre limité d'études en imagerie tendant à prédire les effets du traitement. Ils préconisent que, pour éviter les risques inutiles et inefficaces de l'acte chirurgical, il faudrait coupler les facteurs de risque anatomique exacts de l'individu avec le traitement le plus approprié. Ils concluent que l'imagerie pourrait être un outil non invasif pertinent qui pourrait aider dans le choix du traitement.

Comparée aux autres méthodes d'imagerie médicale, l'IRM présente l'avantage d'acquérir en une seule coupe (coupe sagittale) l'ensemble des voies aériennes supérieures mais également de différencier les tissus mous. Cet apport de l'IRM permet d'observer les multiples sites d'occlusion avec une seule acquisition si cela devait être le cas (Suto *et al.* 1993). Les études de comparaison sur différents sujets mettent en avant l'intérêt des mesures du volume de la langue ou des tissus mous dans le diagnostic du SAOS.

Dans notre travail, nous avons mis en œuvre l'IRM pour acquérir la circulation du fluide à l'intérieur des VAS. Depuis le début des années 90, l'hélium-3 hyperpolarisé est utilisé comme gaz traceur pour visualiser les écoulements dans les VA, nous nous sommes proposé d'élargir ce champ d'utilisation vers de nouveaux gaz en raison de la rareté et du coût élevé de l'hélium-3 hyperpolarisé, et notre choix s'est porté sur utilisation de l'hexafluorure de soufre. Cependant en raison des propriétés chimiques de l'hexafluorure de soufre, il s'avère que ce gaz possède des temps de relaxations de l'ordre de la milliseconde, ce qui nous a amené à utiliser de nouvelles séquences d'acquisition IRM associé à un matériel spécifique. Nous avons dans un deuxième temps, mené la comparaison des écoulements hélium/hexafluorure de soufre dans les VAS par simulation numérique. Cette comparaison a montré que l'utilisation de l'hexafluorure de soufre en raison des effets inertiels induit un écoulement accompagné de plus de turbulences.

Enfin, nous avons utilisé l'élastographie par résonance magnétique sur un sujet sain éveillé dans le but d'obtenir les propriétés viscoélastiques des tissus à savoir le module de conservation, G' , qui caractérise le comportement élastique en cisaillement et le module de perte ou module de dissipation, G'' , qui caractérise le comportement visqueux en cisaillement. En utilisant le module G' , nous avons pu (1) simuler par une méthode à éléments finis, le déplacement des parois des VAS sous l'effet des pressions transmuraux négatives ce qui nous a permis de reconstruire les lois d'état et d'estimer les pressions critiques de fermeture des différents tronçons des VAS et (2) proposer un modèle d'interaction fluide-structure multi-compartimental avec liaisons intégrant les équations de Bernoulli généralisées et les lois d'état des segments pharyngés.

Les acquisitions que nous avons effectuées ont été réalisées sur un sujet sain éveillé or nous savons que le calibre et la tonicité musculaire au cours du sommeil diffère de l'état d'éveil – un rétrécissement du pharynx est constaté sur un sujet sain entre l'état endormi et l'état d'éveil (Trudo *et al.* 1998). Pour compléter notre étude, nous avons ainsi fait le choix d'abaisser les valeurs du module de rigidité élastique G' pour simuler un cas pathologique avec notre modèle d'interaction fluide-structure et d'en évaluer les effets.

Les simulations suggèrent que la limitation de débit existe même pour un sujet sain éveillé à des valeurs de débit très élevées qui au final ne seront jamais atteintes

dans les conditions de respiration normale. En d'autres termes, le sujet normal est porteur d'une limitation de débit mais que la tonicité tissulaire maintient éloignée de telle sorte que ce phénomène n'apparaisse jamais au cours du cycle respiratoire. Lorsqu'on abaisse les modules de rigidité élastique et donc la compliance des VAS on voit apparaître des limitations de débit à des valeurs beaucoup plus basses sous forme d'une succession d'extrema à la même valeur rappelant les limitations de débit en plateau observées en clinique. Nous avons pu ainsi émettre l'hypothèse que l'augmentation de la compliance des VAS abaisse le seuil d'apparition du phénomène de limitation de débit ainsi que des instabilités mécaniques potentielles qui lui sont associées.

En combinant l'IRM anatomique, l'IRM mécanique, l'IRM fonctionnelle et la modélisation numérique, nous avons ouvert de nouvelles perspectives dans le diagnostic, le suivi et le guidage thérapeutique du SAOS. Outre la précision du diagnostic – l'examen IRM complet permet de révéler le site primaire de l'obstruction – cette approche évalue les traitements envisagés – la modélisation mécanique permet de simuler les différents choix pour le sujet – et devrait conduire à terme à déterminer le traitement le plus adapté en limitant, voire en évitant, les risques de récurrence.

Bibliographie

- Abboud. 2005. "Pompage Optique de L'hélium-3 À Forte Pression Dans Un Champ Magnétique de 1.5 Tesla." Paris VI.
- Albert, M. S., G. D. Cates, B. Driehuys, W. Happer, B. Saam, C. S. Springer, and A. Wishnia. 1994. "Biological Magnetic-Resonance-Imaging Using Laser Polarized Xe-129." *Nature* 370 (6486): 199–201.
- Arbus, L., M. Tiberge, A. Serres, and D. Rouge. 1991. "Somnolence et Accidents de La Circulation Routière. Importance Du Diagnostic." *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology* 21 (1): 39–43.
- Arnulf, Isabelle, and J.-P. Derenne. 1999. *Le Syndrome D'apnées Du Sommeil*. Vol. 15. Sèvres, FRANCE: EDK.
- Arnulf, Isabelle. 2011. *Recommandation SFRS de Bonnes Pratiques Cliniques (R1) : Procédure de Réalisation Des Tests Itératifs de Latence D'endormissement (TILE) Cliniques*. SFRMS - Société Française de Recherche et Médecine du Sommeil.
- Auregan, Y., and N. Meslier. 1993. "Modélisation Des Apnées Obstructives Du Sommeil." *Comptes Rendus de l'Académie Des Sciences. Série 2, Mécanique, Physique, Chimie, Sciences de L'univers, Sciences de La Terre* 316 (11): 1529–34.
- Bachert, Peter, Lothar R. Schad, Michael Bock, Michael V. Knopp, Michael Ebert, Tino Grobmann, Werner Heil, Dirk Hofmann, Reinhard Surkau, and Ernst W. Otten. 1996. "Nuclear Magnetic Resonance Imaging of Airways in Humans with Use of Hyperpolarized ^3He ." *Magnetic Resonance in Medicine* 36 (2): 192–96.
- Badran, Mohammad, Najib Ayas, and Ismail Laher. 2014. "Insights into Obstructive Sleep Apnea Research." *Sleep Medicine* 15 (5): 485–95.
- Baraniuk, Richard G. 2007. "Compressive Sensing." *IEEE Signal Processing Magazine* 24 (4). http://omni.isr.ist.utl.pt/~aguiar/CS_notes.pdf.
- Barrach Al. 1936. "The Therapeutic Use of Helium." *Journal of the American Medical Association* 107 (16): 1273–80. doi:10.1001/jama.1936.02770420011003.
- Bear, S. E., and J. H. Priest. 1980. "Sleep Apnea Syndrome: Correction with Surgical Advancement of the Mandible." *J Oral Surg* 38 (7): 543–49.

- Bernardo, Jr M. L., A. J. Cohen, and Paul C Lauterbur. 1982. "Radiofrequency Coil Designs For Nuclear Magnetic Resonance Zeuciviatographic Imaging." In , 0372:277–84. <http://dx.doi.org/10.1117/12.934527>.
- Bloch, F. 1946. "Nuclear Induction." *Physical Review* 70 (7-8): 460–74.
- Bock, Michael. 1997. "Simultaneous T2* and Diffusion Measurements with 3He." *Magnetic Resonance in Medicine* 38 (6): 890–95.
- Bresch, Erik, Yoon-Chul Kim, Krishna Nayak, Dani Byrd, and Shrikanth Narayanan. 2008. "Seeing Speech: Capturing Vocal Tract Shaping Using Real-Time Magnetic Resonance Imaging." *IEEE Signal Processing Magazine* 25 (3): 123–32.
- Breyer, Tobias, Matthias Echternach, Susan Arndt, Bernhard Richter, Oliver Speck, Martin Schumacher, and Michael Markl. 2009. "Dynamic Magnetic Resonance Imaging of Swallowing and Laryngeal Motion Using Parallel Imaging at 3 T." *Magnetic Resonance Imaging* 27 (1): 48–54. doi:10.1016/j.mri.2008.05.018.
- Bruyneel, M., C. Sanida, G. Art, W. Libert, L. Cuvelier, M. Paesmans, R. Sergysels, and V. Ninane. 2011. "Sleep Efficiency during Sleep Studies: Results of a Prospective Study Comparing Home-Based and in-Hospital Polysomnography." *J Sleep Res* 20 (1 Pt 2): 201–6. doi:JSR859 [pii] 10.1111/j.1365-2869.2010.00859.x.
- Candès, Emmanuel J., and Michael B. Wakin. 2008. "An Introduction to Compressive Sampling." *Signal Processing Magazine, IEEE* 25 (2): 21–30.
- Carskadon, Mary A, William C Dement, Merrill M Mitler, Thomas Roth, Philip R Westbrook, and Sharon Keenan. 1986. "Guidelines for the Multiple Sleep Latency Test (MSLT): A Standard Measure of Sleepiness." *Sleep* 9 (4): 519–24.
- Comolet, Raymond. 2006. *Mécanique expérimentale des fluides : Tome 2, Dynamique des fluides réels, turbomachines*. Édition : 4e édition. Paris: Dunod.
- Cros, Anne-Marie, Jean-Louis Bourgain, and Patrick Ravussin. 1999. *Les Voies Aériennes : Leur Contrôle En Anesthésie-Réanimation*. Rueil-Malmaison: Doin.
- Davidson, Terence M. 2003. "The Great Leap Forward: The Anatomic Basis for the Acquisition of Speech and Obstructive Sleep Apnea" 4 (3): 185–94.
- De Rochefort, Ludovic, Xavier Maître, Redouane Fodil, Laurence Vial, Bruno Louis, Daniel Isabey, Céline Croce. 2006. "Phase-Contrast Velocimetry with Hyperpolarized 3He for in Vitro and in Vivo Characterization of Airflow." *Magnetic Resonance in Medicine* 55 (6): 1318–25.

-
- De Rochefort, Ludovic. 2006. "Imagerie Dynamique et Vélométrie IRM Des Gaz Hyperpolarisés." Université Paris Sud-Paris XI. <https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-00083287/>.
- De Vito, A., S. Berrettini, A. Carabelli, S. Sellari-Franceschini, E. Bonanni, S. Gori, L. Pasquali, and L. Murri. 2001. "The Importance of Nasal Resistance in Obstructive Sleep Apnea Syndrome: A Study with Positional Rhinomanometry." *Sleep Breath* 5 (1): 3–11. doi:10.1007/s11325-001-0003-y.
- deBerry-Borowiecki, B., A. Kukwa, and R. H. Blanks. 1988. "Cephalometric Analysis for Diagnosis and Treatment of Obstructive Sleep Apnea." *Laryngoscope* 98 (2): 226–34. doi:10.1288/00005537-198802000-00021.
- Dickens, Charles. 1837. *Posthumous Papers of the Pickwick Club*. London: Chapman and Hall. <http://archive.org/stream/posthumouspapers021837dick#page/n13/mode/2up>.
- Donoho, D. L. 2006. "Compressed Sensing." *IEEE Trans. Inf. Theor.* 52 (4): 1289–1306. doi:10.1109/TIT.2006.871582.
- Drake, Richard, A. Wayne Vogl, and Adam W. M. Mitchell. 2009. *Gray's Anatomy for Students*. Elsevier Health Sciences.
- Edelstein, WA, JMS Hutchison, G Johnson, and TW Redpath. 1980. "Spin Warp NMR Imaging and Applications to Human Whole-Body Imaging." *Physics in Medicine and Biology* 25 (4): 751.
- Elaine N. Marieb, Katja Hoehn. 2005. *Anatomie et Physiologie Humaines*. Pearson Education.
- Farré, R., J. Rigau, J. M. Montserrat, L. Buscemi, E. Ballester, and D. Navajas. 2003. "Static and Dynamic Upper Airway Obstruction in Sleep Apnea: Role of the Breathing Gas Properties." *Am J Respir Crit Care Med* 168 (6): 659–63.
- Ferris, B. G., J. Mead, and L. H. Opie. 1964. "Partitioning of Respiratory Flow Resistance in Man." *Journal of Applied Physiology* 19 (4): 653–58.
- Finkelstein, J. W., H. P. Roffwarg, R. M. Boyar, J. Kream, and L. Hellman. 1972. "Age-Related Change in the Twenty-Four-Hour Spontaneous Secretion of Growth Hormone." *The Journal of Clinical Endocrinology and Metabolism* 35 (5): 665–70.
- Fiz, J. A., J. Abad, R. Jane, M. Riera, M. A. Mananas, P. Caminal, D. Rodenstein, and J. Morera. 1996. "Acoustic Analysis of Snoring Sound in Patients with Simple Snoring and Obstructive Sleep Apnoea." *European Respiratory Journal* 9 (11): 2365–70. doi:10.1183/09031936.96.09112365.
- Fodil, R. 1998. "Mecanismes de Base de L'interaction Fluide-Paroi Dans Les Voies Aériennes Supérieures." Paris XII.

- Fodil, R., C. Ribreau, B. Louis, F. Lofaso, and D. Isabey. 1997. "Interaction between Steady Flow and Individualised Compliant Segments: Application to Upper Airways." *Medical and Biological Engineering and Computing* 35 (6): 638–48.
- Fredberg, J. J., M. E. Wohl, G. M. Glass, and H. L. Dorkin. 1980. "Airway Area by Acoustic Reflections Measured at the Mouth." *J Appl Physiol* 48 (5): 749–58.
- Friedman, Michael, Meghan N. Wilson, Tanya Pulver, Hemang Pandya, Ninos J. Joseph, Hsin-Ching Lin, and Hsueh-Wen Chang. 2010. "Screening for Obstructive Sleep Apnea/hypopnea Syndrome: Subjective and Objective Factors." *Otolaryngology-Head and Neck Surgery* 142 (4): 531–35. doi:10.1016/j.otohns.2009.12.038.
- Fujita, Pascal. 1981. "Surgical Correction of Anatomic Abnormalities in Obstructive Sleep Apnea Syndrome: Uvulopalatopharyngoplasty," 923–34.
- Gainnier, Marc, and Jean-Marie Forel. 2006. "Clinical Review: Use of Helium-Oxygen in Critically Ill Patients." *Critical Care* 10 (6): 241. doi:10.1186/cc5104.
- Gastaut, H., C. A. Tassinari, and B. Duron. 1966. "Polygraphic Study of the Episodic Diurnal and Nocturnal (hypnic and Respiratory) Manifestations of the Pickwick Syndrome." *Brain Research* 1 (2): 167–86. doi:10.1016/0006-8993(66)90117-X.
- Gauthier, L., L. Laberge, M. Beaudry, M. Laforte, P. H. Rompré, and G. J. Lavigne. 2011. "Mandibular Advancement Appliances Remain Effective in Lowering Respiratory Disturbance Index for 2.5-4.5 Years." *Sleep Med* 12 (9): 844–49. doi:S1389-9457(11)00217-6 [pii] 10.1016/j.sleep.2011.05.004.
- Giordanella, JP. 2010. "Rapport Sur Le Thème Du Sommeil À Mr Xavier Bertrand, Ministère de La Santé et Des Solidarités." Ministère de La Santé et Des Solidarités.
- Gold, Avram R., and Alan R. Schwartz. 1996. "The Pharyngeal Critical Pressure: The Whys and Hows of Using Nasal Continuous Positive Airway Pressure Diagnostically." *CHEST Journal* 110 (4): 1077–88.
- Goodday, Reginald HB, David S. Precious, Archibald D. Morrison, and Chad G. Robertson. 2001. "Le Syndrome D'apnée Obstructive Du Sommeil: Diagnostic et Traitement." *J Can Dent Assoc* 67 (11): 652–58.
- Goode, Richard L. 2002. "Nasal Surgery for Sleep Apnea Patients." *Operative Techniques in Otolaryngology-Head and Neck Surgery* 13 (2): 104–10. doi:http://dx.doi.org/10.1053/otot.2002.127489.
- Griswold, M. A., P. M. Jakob, R. M. Heidemann, M. Nittka, V. Jellus, J. M. Wang, B. Kiefer, and A. Haase. 2002. "Generalized Autocalibrating Partially Parallel Acquisitions (GRAPPA)." *Magnetic Resonance in Medicine* 47 (6): 1202–10. doi:10.1002/mrm.10171.

-
- Guilleminault, C., A. G. Tilkian, and W. C. Dement. 1976. "Sleep and Respiration in the Syndrome 'Apnea during Sleep' in the Child." *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 41 (4): 367–78.
- Guilleminault, C., F. Eldridge, and W. C. Dement. 1972. "Insomnia, Narcolepsy, and Sleep Apneas." *Bull Physiopathol Respir (Nancy)* 8 (5): 1127–38.
- Haase, A., J. Frahm, D. Matthaei, W. Hancicke, and K. D. Merboldt. 1986. "FLASH Imaging. Rapid NMR Imaging Using Low Flip-Angle Pulses." *Journal of Magnetic Resonance* (1969) 67 (2): 258–66. doi:[http://dx.doi.org/10.1016/0022-2364\(86\)90433-6](http://dx.doi.org/10.1016/0022-2364(86)90433-6).
- Henke, K. G., D. E. Frantz, and S. T. Kuna. 2000. "An Oral Elastic Mandibular Advancement Device for Obstructive Sleep Apnea." *Am J Respir Crit Care Med* 161 (2 Pt 1): 420–25.
- Hennig, J., A. Nauerth, and H. Friedburg. 1986. "RARE Imaging: A Fast Imaging Method for Clinical MR." *Magnetic Resonance in Medicine* 3 (6): 823–33. doi:[10.1002/mrm.1910030602](http://dx.doi.org/10.1002/mrm.1910030602).
- Hochban, W., R. Conradt, U. Brandenburg, J. Heitmann, and J. H. Peter. 1997. "Surgical Maxillofacial Treatment of Obstructive Sleep Apnea." *Plast Reconstr Surg* 99 (3): 619–26; discussion 627–28.
- Höijer, U., H. Ejnell, J. Hedner, B. Petruson, and L. B. Eng. 1992. "The Effects of Nasal Dilation on Snoring and Obstructive Sleep Apnea." *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 118 (3): 281–84.
- Holland, G. N., P. A. Bottomley, and W. S. Hinshaw. 1977. "19F Magnetic Resonance Imaging." *Journal of Magnetic Resonance* (1969) 28 (1): 133–36. doi:[http://dx.doi.org/10.1016/0022-2364\(77\)90263-3](http://dx.doi.org/10.1016/0022-2364(77)90263-3).
- Huang, Yaqi, David P. White, and Atul Malhotra. 2007. "Use of Computational Modeling to Predict Responses to Upper Airway Surgery in Obstructive Sleep Apnea." *The Laryngoscope* 117 (4): 648–53.
- Hudgel, David W., RICHARD J. Martin, BARBARA Johnson, and PATRICIA Hill. 1984. "Mechanics of the Respiratory System and Breathing Pattern during Sleep in Normal Humans." *Journal of Applied Physiology* 56 (1): 133–37.
- Isono, Shiroh, and JE Remmers. 1994. "Anatomy and Physiology of Upper Airway Obstruction." *Principles and Practice of Sleep Medicine* 2: 525–36.
- Isono, Shiroh, John E Remmers, Atsuko Tanaka, Yasuhide Sho, Jiro Sato, and Takashi Nishino. 1997. Anatomy of Pharynx in Patients with Obstructive Sleep Apnea and in Normal Subjects. <http://jap.physiology.org/content/82/4/1319.full>.
- Isono, Shiroh, John E Remmers, Atsuko Tanaka, Yasuhide Sho, Jiro Sato, and Takashi Nishino. 1997. Anatomy of Pharynx in Patients with Obstructive Sleep Apnea and in Normal Subjects. <http://jap.physiology.org/content/82/4/1319.full>.

- Jaber, Samir, Moez El Kamel, and Mustapha Sebbane. 2008. Syndrome D'apnées Du Sommeil : Implications Péri-Opératoires.
- Jäger, L., E. Günther, J. Gauger, and M. Reiser. 1998. "Fluoroscopic MR of the Pharynx in Patients with Obstructive Sleep Apnea." *American Journal of Neuroradiology* 19 (7): 1205–14.
- Johns, M. W. 1991. "A New Method for Measuring Daytime Sleepiness: The Epworth Sleepiness Scale." *Sleep* 14 (6): 540–45.
- Johns, Murray W. 2000. "Sensitivity and Specificity of the Multiple Sleep Latency Test (MSLT), the Maintenance of Wakefulness Test and the Epworth Sleepiness Scale: Failure of the MSLT as a Gold Standard." *Journal of Sleep Research* 9 (1): 5–11. doi:10.1046/j.1365-2869.2000.00177.x.
- Kim, Y., J. Nielsen, S. Narayanan, and K. Nayak. 2007. "Edge Detection Using Sub-Sampled K-Space Data: Application to Upper Airway MRI." In Proc. 15th Annu. Meeting Int. Society Magnetic Resonance in Medicine, 3458. <http://cds.ismrm.org/ismrm-2007/files/03458.pdf>.
- Kim, Y.C., S.S. Narayanan, and K.S. Nayak. 2009. "Accelerated Three-Dimensional Upper Airway MRI Using Compressed Sensing." *Magnetic Resonance in Medicine* 61 (6): 1434–40.
- Krieger, J. 2011. Recommandation SFRS de Bonnes Pratiques Cliniques (R4) : Procédure D'acquisition et D'analyse Des Paramètres Respiratoires Au Cours D'un Enregistrement de Sommeil Nocturne. SFRMS.
- Kuethé, D. O., A. Caprihan, E. Fukushima, and R. A. Waggoner. 1998. "Imaging Lungs Using Inert Fluorinated Gases." *Magn Reson Med* 39 (1): 85–88.
- Kuethé, D. O., A. Caprihan, E. Fukushima, and R. A. Waggoner. 1998. "Imaging Lungs Using Inert Fluorinated Gases." *Magn Reson Med* 39 (1): 85–88.
- Kuhlo, W., E. Doll, and M.D Franck. 1969. Erfolgreiche Behandlung Eines Pickwick Syndroms Durch Eine Dauertrachekanuele. Vol. 94. *Dtsch Med Wochenschr*.
- Kushida, Clete A. 2007. *Obstructive Sleep Apnea*. 1 edition. New York: CRC Press.
- Larousse Médical. 2006. Larousse Médical. Édition : édition 2006. Paris: LAROUSSE.
- Lauterbur, Paul C, MH Mendonca-Dias, and AM Rudin. 1978. "Augmentation of Tissue Water Proton Spin-Lattice Relaxation Rates by in Vivo Addition of Paramagnetic Ions." *Frontiers of Biological Energetics* 1: 752–59.
- Lauterbur, Paul C. 1973. "Image Formation by Induced Local Interactions: Examples Employing Nuclear Magnetic Resonance." *Nature* 242 (5394): 190–91.

-
- Lemarié, É, D. Valeyre, B. Housset, and P. Godard. 2010. "Syndrome D'apnées Hypopnées Obstructives Du Sommeil de L'adulte: Des Recommandations Pour La Pratique Clinique." *Revue Des Maladies Respiratoires* 27 (7): 804–5.
- Leondes, Cornelius T. 2000. *Biomechanical Systems: Techniques and Applications, Volume IV: Biofluid Methods in Vascular and Pulmonary Systems*. Boca Raton: CRC Press.
- Liistro, G., C. Veriter, and D. Stanescu. 1999. "Influence of Gas Density on Simulated Snoring." *Eur Respir J* 13 (3): 679–81.
- Lin, Christine M., Terence M. Davidson, and Sonia Ancoli-Israel. 2008. "Gender Differences in Obstructive Sleep Apnea and Treatment Implications." *Sleep Medicine Reviews* 12 (6): 481–96. doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.smrv.2007.11.003>.
- Lizak, Martin J, Mark S Conradi, and Charles G Fry. 1991. "NMR Imaging of Gas Imbibed into Porous Ceramic." *Journal of Magnetic Resonance (1969)* 95 (3): 548–57. doi:10.1016/0022-2364(91)90168-S.
- Ljunggren, Stig. 1983. "A Simple Graphical Representation of Fourier-Based Imaging Methods." *Journal of Magnetic Resonance (1969)* 54 (2): 338–43.
- Louis, BRUNO, GARY M. Glass, and JEFFREY J. Fredberg. 1994. "Pulmonary Airway Area by the Two-Microphone Acoustic Reflection Method." *Journal of Applied Physiology* 76 (5): 2234–40.
- Lugaresi, E, G Coccagna, and F Cirignotta. 1978. "Snoring and Its Clinical Implications." *Sleep Apnea Syndromes*. New York: Alan R. Liss, 13–21.
- Lugaresi, E., F. Cirignotta, G. Coccagna, and C. Piana. 1980. "Some Epidemiological Data on Snoring and Cardiocirculatory Disturbances." *Sleep* 3 (3-4): 221–24.
- Mailhé, Boris, Rémi Gribonval, Frédéric Bimbot, and Pierre Vandergheynst. 2009. "A Low Complexity Orthogonal Matching Pursuit for Sparse Signal Approximation with Shift-Invariant Dictionaries." In *Acoustics, Speech and Signal Processing, 2009. ICASSP 2009. IEEE International Conference on*, 3445–48. IEEE. http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs_all.jsp?arnumber=4960366.
- Maimon, N., and P. J. Hanly. 2010. "Does Snoring Intensity Correlate with the Severity of Obstructive Sleep Apnea?" *Journal of Clinical Sleep Medicine* 6 (5): 475–78.
- Maître, X., S. Besse, F. Mauconduit, V. Senaj, E. Durand, L. Darrasse, and J. Bittoun. 2007. "Time-of-Flight Imaging of Hyperpolarized Gas Flows in the Human Airways at True Temporal Resolution Lower than 10 Ms." In *Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med*, 15:460. <http://cds.ismrm.org/ismrm-2007/files/00460.pdf>.
- Maitre, Xavier Francois, Luc Darrasse, Ralph Sinkus, and Charles Bruno Louis. 2011. *Apparatus and Method for Generating Mechanical Waves into Living Bodies*,

System and Method for Mapping an Organ or Tissue and System and Method for Characterising the Mechanical Properties of Said Organ or Tissue. Google Patents. <https://www.google.com/patents/US20130237807>.

Mansfield, P., and I. L. Pykett. 1978. "Biological and Medical Imaging by NMR." *Journal of Magnetic Resonance* (1969) 29 (2): 355–73. doi:[http://dx.doi.org/10.1016/0022-2364\(78\)90159-2](http://dx.doi.org/10.1016/0022-2364(78)90159-2).

Mansfield, Peter. 1977. "Multi-Planar Image Formation Using NMR Spin Echoes." *Journal of Physics C: Solid State Physics* 10 (3): L55.

Metes, Agnes, Philip Cole, Victor Hoffstein, and Harald Miljeteig. 1992. "Nasal Airway Dilation and Obstructed Breathing in Sleep." *The Laryngoscope* 102 (9): 1053–55. doi:10.1288/00005537-199209000-00017.

Miljeteig, Harald, Victor Hoffstein, and Philip Cole. 1992. "The Effect of Unilateral and Bilateral Nasal Obstruction on Snoring and Sleep Apnea." *The Laryngoscope* 102 (10): 1150–52. doi:10.1288/00005537-199210000-00009.

Mitler, Merrill M., Krishnareddy S. Gujavarty, and Carl P. Browman. 1982. "Maintenance of Wakefulness Test: A Polysomnographic Technique for Evaluating Treatment Efficacy in Patients with Excessive Somnolence." *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 53 (6): 658–61. doi:[http://dx.doi.org/10.1016/0013-4694\(82\)90142-0](http://dx.doi.org/10.1016/0013-4694(82)90142-0).

Mladina, R., N. B. Skitarelić, and N. P. Skitarelić. 2010. "The Human External Nose and Its Evolutionary Role in the Prevention of Obstructive Sleep Apnea." *Otolaryngol Head Neck Surg* 143 (5): 712; author reply 712–13. doi:10.1016/j.otohns.2010.07.018.

Muthupillai, R., D. J. Lomas, P. J. Rossman, J. F. Greenleaf, A. Manduca, and R. L. Ehman. 1995. "Magnetic Resonance Elastography by Direct Visualization of Propagating Acoustic Strain Waves." *Science* 269 (5232): 1854–57.

Muto, T., A. Yamazaki, S. Takeda, and Y. Sato. 2008. "Accuracy of Predicting the Pharyngeal Airway Space on the Cephalogram after Mandibular Setback Surgery." *J Oral Maxillofac Surg* 66 (6): 1099–1103. doi:10.1016/j.joms.2008.01.003.

Nacher, P. J., and M. Leduc. 1985. "Optical Pumping in ^3He with a Laser." *Journal de Physique* 46 (12): 2057–73.

Narayanan, Shrikanth, Krishna Nayak, Sungbok Lee, Abhinav Sethy, and Dani Byrd. 2004. "An Approach to Real-Time Magnetic Resonance Imaging for Speech Production." *The Journal of the Acoustical Society of America* 115 (4): 1771–76.

Netzer, N. C., R. A. Stoohs, C. M. Netzer, K. Clark, and K. P. Strohl. 1999. "Using the Berlin Questionnaire to Identify Patients at Risk for the Sleep Apnea Syndrome." *Annals of Internal Medicine* 131 (7): 485–91.

-
- Niebergall, Aaron, Shuo Zhang, Esther Kunay, Götz Keydana, Michael Job, Martin Uecker, and Jens Frahm. 2013. "Real-Time MRI of Speaking at a Resolution of 33 Ms: Undersampled Radial FLASH with Nonlinear Inverse Reconstruction." *Magnetic Resonance in Medicine* 69 (2): 477–85. doi:10.1002/mrm.24276.
- Ordidge, R. J., P. Mansfield, M. Doyle, and R. E. Coupland. 1982. "Real Time Movie Images by NMR." *British Journal of Radiology* 55 (658): 729–33.
- Overweg, Johan. 2006. "MRI Main Field Magnets." ISMRM.
- Peker, YÜKSEL, JAN Hedner, HOLGER Kraiczi, and STEEN Löth. 2000. "Respiratory Disturbance Index: An Independent Predictor of Mortality in Coronary Artery Disease." *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine* 162 (1): 81–86.
- Pevernagie, Dirk, Neil Stanley, Sören Berg, Jean Krieger, Roberto Amici, Claudio Bassetti, Michel Billiard, Fabio Cirignotta, DIEGO GARCIA - BORREGUERO, and Irene Tobler. 2009. "European Guidelines for the Certification of Professionals in Sleep Medicine: Report of the Task Force of the European Sleep Research Society." *Journal of Sleep Research* 18 (1): 136–41.
- Pruessmann, K. P., M. Weiger, M. B. Scheidegger, and P. Boesiger. 1999. "SENSE: Sensitivity Encoding for Fast MRI." *Magn Reson Med* 42 (5): 952–62.
- Purcell, E. M., H. C. Torrey, and R. V. Pound. 1946. "Resonance Absorption by Nuclear Magnetic Moments in a Solid." *Physical Review* 69 (1-2): 37–38.
- Raad, A., and L. Darrasse. 1992. "Optimization of NMR Receiver Bandwidth by Inductive Coupling." *Magn Reson Imaging* 10 (1): 55–65.
- Rama, Anil N., Shivan H. Tekwani, and Clete A. Kushida. 2002. "Sites of Obstruction in Obstructive Sleep Apnea." *Chest* 122 (4): 1139–47. doi:10.1378/chest.122.4.1139.
- Rappai, Maria, Nancy Collop, Stephen Kemp, and Richard deShazo. 2003. "The Nose and Sleep-Disordered Breathing*: What We Know and What We Do Not Know" 124 (6): 2309–23.
- Remmers, J. E., W. J. deGroot, E. K. Sauerland, and A. M. Anch. 1978. "Pathogenesis of Upper Airway Occlusion during Sleep." *J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol* 44 (6): 931–38.
- Rinck, P. A., S. B. Petersen, and P. C. Lauterbur. 1984. "NMR Imaging of Fluorine-Containing Substances. 19-Fluorine Ventilation and Perfusion Studies." *RoFo: Fortschritte Auf Dem Gebiete Der Rontgenstrahlen Und Der Nuklearmedizin* 140 (3): 239–43.

- Rinck, P. A., S. B. Petersen, and Paul C Lauterbur. 1984. "NMR-Imaging von Fluorhaltigen Substanzen." *Fortschr Röntgenstr* 140 (03): 239–43. doi:10.1055/s-2008-1052964.
- Robin, I. G. 1968. "Snoring." *Proc R Soc Med* 61 (6): 575–82.
- Rodenstein, D. O., G. Doods, Y. Thomas, G. Liistro, D. C. Stanescu, C. Culée, and G. Aubert-Tulkens. 1990. "Pharyngeal Shape and Dimensions in Healthy Subjects, Snorers, and Patients with Obstructive Sleep Apnoea." *Thorax* 45 (10): 722–27. doi:10.1136/thx.45.10.722.
- Rodenstein, D. O., G. Doods, Y. Thomas, G. Liistro, D. C. Stanescu, C. Culée, and G. Aubert-Tulkens. 1990. "Pharyngeal Shape and Dimensions in Healthy Subjects, Snorers, and Patients with Obstructive Sleep Apnoea." *Thorax* 45 (10): 722–27. doi:10.1136/thx.45.10.722.
- Salhi, Z., T. Großmann, M. Gueldner, W. Heil, S. Karpuk, E. W. Otten, D. Rudersdorf, R. Surkau, and U. Wolf. 2012. "Recycling of ^3He from Lung Magnetic Resonance Imaging." *Magnetic Resonance in Medicine* 67 (6): 1758–63. doi:10.1002/mrm.23154.
- Sandeau, Julien. 2009. *Modélisation Physique et Résolution Numérique Du Transport et Du Dépôt Des Particules D'aérosols Médicaments Dans Les Voies Respiratoires Extrathoraciques Humaines*. Paris Est. <http://www.theses.fr/2009PEST0003>.
- Sandeau, Julin. 2009. "Modélisation Physique et Résolution Numérique Du Transport et Du Dépôt Des Particules d'Aérosols Médicaments Dans Les Voies Respiratoires Extrathoraciques Humaines." Paris XI.
- Sassin, J. F., D. C. Parker, L. C. Johnson, L. G. Rossman, J. W. Mace, and R. W. Gotlin. 1969. "Effects of Slow Wave Sleep Deprivation on Human Growth Hormone Release in Sleep: Preliminary Study." *Life Sciences* 8 (23): 1299–1307. doi:10.1016/0024-3205(69)90034-4.
- Schendel, S., N. Powell, and R. Jacobson. 2011. "Maxillary, Mandibular, and Chin Advancement: Treatment Planning Based on Airway Anatomy in Obstructive Sleep Apnea." *J Oral Maxillofac Surg* 69 (3): 663–76. doi:10.1016/j.joms.2010.11.010.
- Scholz, A. W., U. Wolf, M. Fabel, N. Weiler, C. P. Heussel, B. Eberle, M. David, and W. G. Schreiber. 2009. "Comparison of Magnetic Resonance Imaging of Inhaled SF₆ with Respiratory Gas Analysis." *Magn Reson Imaging* 27 (4): 549–56.
- Schreiber, W. G., B. Eberle, S. Laukemper-Ostendorf, K. Markstaller, N. Weiler, A. Scholz, C. P. Heussel, M. Thelen, and H. U. Kauczor. 2001. "Dynamic F-19-MRI of Pulmonary Ventilation Using Sulfur Hexafluoride (SF₆) Gas." *Magnetic Resonance in Medicine* 45 (4): 605–13. doi:10.1002/mrm.1082.

-
- Schreiber, W. G., B. Eberle, S. Laukemper-Ostendorf, K. Markstaller, N. Weiler, A. Scholz, K. Bürger, C. P. Heussel, M. Thelen, and H. U. Kauczor. 2001. "Dynamic (19)F-MRI of Pulmonary Ventilation Using Sulfur Hexafluoride (SF(6)) Gas." *Magn Reson Med* 45 (4): 605–13. doi:10.1002/mrm.1082 [pii].
- Schwab, R. J., K. B. Gupta, W. B. Gefter, L. J. Metzger, E. A. Hoffman, and A. I. Pack. 1995. "Upper Airway and Soft Tissue Anatomy in Normal Subjects and Patients with Sleep-Disordered Breathing. Significance of the Lateral Pharyngeal Walls." *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine* 152 (5): 1673–89. doi:10.1164/ajrccm.152.5.7582313.
- Schwab, Richard J., and Andrew N. Goldberg. 1998. "UPPER AIRWAY ASSESSMENT: Radiographic and Other Imaging Techniques." *Otolaryngologic Clinics of North America* 31 (6): 931–68.
- Schwab, Richard J., Michael Pasirstein, Robert Pierson, Adonna Mackley, Robert Hachadoorian, Raanan Arens, Greg Maislin, and Allan I. Pack. 2003. "Identification of Upper Airway Anatomic Risk Factors for Obstructive Sleep Apnea with Volumetric Magnetic Resonance Imaging." *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine* 168 (5): 522–30.
- Sériès, F., C. Côté, J. A. Simoneau, Y. Gélinas, S. St Pierre, J. Leclerc, R. Ferland, and I. Marc. 1995. "Physiologic, Metabolic, and Muscle Fiber Type Characteristics of Musculus Uvulae in Sleep Apnea Hypopnea Syndrome and in Snorers." *J Clin Invest* 95 (1): 20–25. doi:10.1172/JCI117640.
- Shaihan, Malik. 2007. "Data Driven Reconstruction Methods for Dynamic Undersampled MRI." London, Iperial college.
- Shapiro, Ascher. 1977. "Stead Flow in Collapsible Tubes." *Journal of Biomechanics Engineering* 99 (August).
- Shea, Dana A., and Daniel Morgan. 2010. "The Helium-3 Shortage: Supply, Demand, and Options for Congress." In . Congressional Research Service, Library of Congress.
- Shellock, F G, C J Schatz, P Julien, F Steinberg, T K Foo, M L Hopp, and P R Westbrook. 1992. "Occlusion and Narrowing of the Pharyngeal Airway in Obstructive Sleep Apnea: Evaluation by Ultrafast Spoiled GRASS MR Imaging." *American Journal of Roentgenology* 158 (5): 1019–24. doi:10.2214/ajr.158.5.1566659.
- Shepard, J. W., W. B. Gefter, C. Guilleminault, E. A. Hoffman, V. Hoffstein, D. W. Hudgel, P. M. Suratt, and D. P. White. 1991. "Evaluation of the Upper Airway in Patients with Obstructive Sleep Apnea." *Sleep* 14 (4): 361–71.
- Sidney Burwell, C., Eugene D. Robin, Robert D. Whaley, and Albert G. Bickelmann. 1956. "Extreme Obesity Associated with Alveolar hypoventilation—A Pickwickian Syndrome." *The American Journal of Medicine* 21 (5): 811–18. doi:10.1016/0002-9343(56)90094-8.

- Sinkus, R., J. Lorenzen, D. Schrader, M. Lorenzen, M. Dargatz, and D. Holz. 2000. "High-Resolution Tensor MR Elastography for Breast Tumour Detection." *Physics in Medicine and Biology* 45 (6): 1649.
- Skretting, Karl. 2002. "Sparse Signal Representation Using Overlapping Frames." <http://www.diva-portal.org/smash/record.jsf?pid=diva2:121599>.
- Slaats, Monique A., Kim Van Hoorenbeeck, Annelies Van Eyck, Wim G. Vos, Jan W. De Backer, An Boudewyns, Wilfried De Backer, and Stijn L. Verhulst. 2015. "Upper Airway Imaging in Pediatric Obstructive Sleep Apnea Syndrome." *Sleep Medicine Reviews* 0 (0). Accessed February 17.
- Souris, Line. 2011. *Suivi En Imagerie Par Résonance Magnétique de La Température et Des Propriétés Viscoélastiques Des Tissus Cérébraux Dans Le Cadre Des Thermo thérapies*. Paris 11. <http://www.theses.fr/2011PA112087>.
- Strobel, R. J., and R. C. Rosen. 1996. "Obesity and Weight Loss in Obstructive Sleep Apnea: A Critical Review." *Sleep* 19 (2): 104–15.
- Sullivan, Colin E., Michael Berthon-Jones, Faiq G Issa, and Lorraine Eves. 1981. "Reversal of Obstructive Sleep Apnoea by Continuous Positive Airway Pressure Applied through the Nares." *The Lancet* 317 (8225): 862–65.
- Sung, Sang-Jin, Soo-Jin Jeong, Yong-Seok Yu, Chung-Ju Hwang, and Eung-Kwon Pae. 2006. "Customized Three-Dimensional Computational Fluid Dynamics Simulation of the Upper Airway of Obstructive Sleep Apnea." *The Angle Orthodontist* 76 (5): 791–99.
- Suratt, P. M., R. F. McTier, and S. C. Wilhoit. 1988. "Upper Airway Muscle Activation Is Augmented in Patients with Obstructive Sleep Apnea Compared with That in Normal Subjects." *Am Rev Respir Dis* 137 (4): 889–94. doi:10.1164/ajrccm/137.4.889.
- Suto, Y, T Matsuo, T Kato, I Hori, Y Inoue, S Ogawa, T Suzuki, M Yamada, and Y Ohta. 1993. "Evaluation of the Pharyngeal Airway in Patients with Sleep Apnea: Value of Ultrafast MR Imaging." *American Journal of Roentgenology* 160 (2): 311–14. doi:10.2214/ajr.160.2.8424340.
- Suto, Y, T Matsuo, T Kato, I Hori, Y Inoue, S Ogawa, T Suzuki, M Yamada, and Y Ohta. 1993. "Evaluation of the Pharyngeal Airway in Patients with Sleep Apnea: Value of Ultrafast MR Imaging." *American Journal of Roentgenology* 160 (2): 311–14. doi:10.2214/ajr.160.2.8424340.
- Tagaito, Yugo, Shiroh Isono, John E. Remmers, Atsuko Tanaka, and Takashi Nishino. 2007. "Lung Volume and Collapsibility of the Passive Pharynx in Patients with Sleep-Disordered Breathing." *Journal of Applied Physiology* 103 (4): 1379–85. doi:10.1152/jappphysiol.00026.2007.
- Tardieu, Marion. 2014. *Élastographie Par Résonance Magnétique et Onde de Pression Guidée*. Paris 11. <http://www.theses.fr/2014PA112161>.

-
- Thorpy, M., A. Chesson, S. Derderian, G. Kader, R. P. Millman, S. Potolicchio, G. Rosen, P. J. Stollo, and V. Wooten. 1995. "Practice Parameters for the Treatment of Snoring and Obstructive Sleep Apnea with Oral Appliances. American Sleep Disorders Association." *Sleep* 18 (6): 511–13.
- Trudo, Frank J., Warren B. Gefter, Kevin C. Welch, Krishanu B. Gupta, GREG MAISLIN, and Richard J. Schwab. 1998. "State-Related Changes in Upper Airway Caliber and Surrounding Soft-Tissue Structures in Normal Subjects." *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine* 158 (4): 1259–70.
- Trzasko, Joshua D., Clifton R. Haider, Eric A. Borisch, Norbert G. Campeau, James F. Glockner, Stephen J. Riederer, and Armando Manduca. 2011. "Sparse-CAPR: Highly Accelerated 4D CE-MRA with Parallel Imaging and Nonconvex Compressive Sensing." *Magnetic Resonance in Medicine* 66 (4): 1019–32.
- Tsao, J., B. Behnia, and A. G. Webb. 2001. "Unifying Linear Prior-Information-Driven Methods for Accelerated Image Acquisition." *Magn Reson Med* 46 (4): 652–60. doi:10.1002/mrm.1242.
- Tsao, J., P. Boesiger, and K. P. Pruessmann. 2003. "K-T BLAST and K-T SENSE: Dynamic MRI with High Frame Rate Exploiting Spatiotemporal Correlations." *Magn Reson Med* 50 (5): 1031–42. doi:10.1002/mrm.10611.
- Vecchierini, M-F. 2011. *Recommandation SFRS de Bonnes Pratiques Cliniques (R2) : Procédure de Réalisation Des Tests de Maintien d'Eveil (T.M.E.). SFRMS - Société Française de Recherche et Médecine du Sommeil.*
- Vidakovic, B. 2009. *Statistical Modeling by Wavelets.* Wiley. <http://books.google.fr/books?id=nnYmYd4MKK8C>.
- Vignaud, Alexandre. 2003. "Influence de L'intensité Du Champ Magnétique Sur L'imagerie RMN Des Poumons À L'aide D'hélium-3 Hyperpolarisé."
- Walker, Thad G., and William Happer. 1997. "Spin-Exchange Optical Pumping of Noble-Gas Nuclei." *Reviews of Modern Physics* 69 (2): 629.
- Weitzenblum, E., and J. L. Racineux. 2004. *Syndrome D'apnées Obstructives Du Sommeil.* Masson. <http://books.google.fr/books?id=gZPVjazcSasC>.
- Wilhoit, S. C., and P. M. Suratt. 1987. "Effect of Nasal Obstruction on Upper Airway Muscle Activation in Normal Subjects" 92 (6): 1053–55.
- Wolf, U., A. Scholz, C. P. Heussel, K. Markstaller, and W. G. Schreiber. 2006. "Subsecond Fluorine-19 MRI of the Lung." *Magn Reson Med* 55 (4): 948–51. doi:10.1002/mrm.20859.
- Yamaguchi, M., K. Arai, M. Asahina, and T. Hattori. 2003. "Laryngeal Stridor in Multiple System Atrophy." *Eur Neurol* 49 (3): 154–59. doi:69077.

- Yamashina, A., K. Tanimoto, P. Sutthiprapaporn, and Y. Hayakawa. 2008. "The Reliability of Computed Tomography (CT) Values and Dimensional Measurements of the Oropharyngeal Region Using Cone Beam CT: Comparison with Multidetector CT." *Dentomaxillofacial Radiology* 37 (5): 245–51.
- Young, Terry, Larel Finn, and Hyon Kim. 1997. "Nasal Obstruction as a Risk Factor for Sleep-Disordered Breathing." *The Journal of Allergy and Clinical Immunology* 99 (2): S757–62.
- Zhao, Lei, Robert Mulkern, Ching-Hua Tseng, Daniel Williamson, Samuel Patz, Robert Kraft, Ronald L. Walsworth, Ferenc A. Jolesz, and Mitchell S. Albert. 1996. "Gradient-Echo Imaging Considerations for Hyperpolarized¹²⁹Xe MR." *Journal of Magnetic Resonance, Series B* 113 (2): 179–83.
- Zwillich, C. W., C. Pickett, F. N. Hanson, and J. V. Weil. 1981. "Disturbed Sleep and Prolonged Apnea during Nasal Obstruction in Normal Men." *The American Review of Respiratory Disease* 124 (2): 158–60.

Liste Figures

| | |
|--|----|
| Figure 1.1 Coupe sagittale des voies aériennes supérieures. | 20 |
| Figure 1.2 Vue latérale de la cavité nasale (Drake, Vogl, and Mitchell 2009). | 21 |
| Figure 1.3 Schéma de la cavité buccale (Drake, Vogl, and Mitchell 2009). | 23 |
| Figure 1.4 Reconstruction 3D d'une tomодensitométrie par rayons X. Sujet ayant un indice apnée hypopnée de 21 IAH/heure. Le volume significatif du pharynx est de 10,97 cm ³ (Schendel, Powell, and Jacobson 2011). | 24 |
| Figure 1.5 Schéma du pharynx. Il est composé du nasopharynx, de l'oropharynx et du laryngopharynx. | 25 |
| Figure 1.6 Schéma mettant en relief la compensation des muscles pharyngés pour des sujets normaux et apnéiques. Sur le schéma D, en comparaison avec le schéma C, la lumière pharyngée est plus réduite chez un sujet apnéique, centre de la balance plus proche de 0 %, et l'activité musculaire est plus faible, due à une compensation de la pression dans les VAS moins importante (Isono <i>et al.</i> 1997). | 27 |
| Figure 1.7 Représentation des muscles pharyngés dilatateurs (Drake, Vogl, and Mitchell 2009). | 28 |
| Figure 1.8 Schéma du pharynx et des différentes obstructions du pharynx. (B) représente le pharynx normalement ouvert. Une obstruction au niveau du nasopharynx peut être due au voile du palais (C), au niveau de l'oropharynx, à la langue (D) ou encore plus bas au niveau de l'hypopharynx, à l'épiglotte (E). | 29 |
| Figure 1.9 Schéma anatomique sagittal du larynx (Drake, Vogl, and Mitchell 2009). | 30 |
| Figure 1.10 Schéma anatomique de la trachée (Drake, Vogl, and Mitchell 2009).. | 31 |
| Figure 1.11 Schéma représentant la contraction du diaphragme et des muscles dilatateurs du pharynx lors d'une inspiration. La contraction du diaphragme crée une pression inférieure à la pression atmosphérique, dite « négative », permettant à l'air de pénétrer dans les poumons. Cette pression négative s'applique également sur les parois internes des VAS et tend à fermer le conduit (flèches noires). La contraction des muscles pharyngés va s'opposer à l'action de la pression négative générée et permettre de maintenir les VAS ouvertes (flèches violettes) (Arnulf and Derenne 1999). | 32 |
| Figure 1.12 Schéma représentant le phénomène d'expiration. Par relâchement des muscles respiratoires, une pression supérieure à la pression atmosphérique est engendrée (signe « + ») permettant d'expulser l'air des voies aériennes vers l'extérieur (Arnulf and Derenne 1999) | 33 |

| | |
|---|----|
| Figure 1.13 Représentation schématique des différents facteurs concourant aux troubles du sommeil. Sous les couleurs violet, rouge et orange sont donnés les facteurs internes d'ordre personnel. La couleur vert regroupe les facteurs externes liés à l'environnement..... | 34 |
| Figure 1.14 Mesure acoustique de ronflement d'un sujet non apnéique. Le graphe (a) représente la mesure temporelle et (b) sa correspondance spectrale (Fiz <i>et al.</i> 1996)..... | 36 |
| Figure 1.15 Mesure acoustique de ronflement d'un sujet apnéique. Le graphe (a) représente la mesure temporelle et (b) sa correspondance spectrale (Fiz <i>et al.</i> 1996)..... | 36 |
| Figure 1.16 Représentation cyclique du mécanisme de l'obstruction / ouverture des VAS. Au cours d'un sommeil, une baisse de l'activité des muscles dilatateurs des VAS conjuguée à une baisse de l'efficacité de la mécanique de contraction musculaire engendre une baisse du calibre des VAS et donc un collapsus. Ceci provoque une baisse de la teneur en O ₂ , une augmentation du CO ₂ et une augmentation de l'effort respiratoire. Si cet effort ne suffit pas, un micro-éveil permet la reprise du tonus musculaire et l'ouverture des VAS et donc la reprise de la ventilation (Weitzenblum and Racineux 2004). | 40 |
| Figure 1.17 Questionnaire de Berlin. Ce questionnaire permet de renseigner sur le risque d'être apnéique. Il est divisé en trois catégories. Toute réponse dans les cadres est considérée comme positive. Chaque catégorie est considérée comme étant positive si au moins deux réponses positives sont répertoriées. La dernière catégorie est positive si la réponse est « oui » et/ou l'IMC ≥ 30 kg/m ² . Le risque d'être apnéique est faible si une seule catégorie est positive et le risque est élevé si au moins deux catégories sont positives.... | 42 |
| Figure 1.18 Questionnaire permettant d'évaluer la sévérité de la somnolence et sa répercussion sur la vie quotidienne selon l'échelle de somnolence d'Epworth. . Un score est établi à partir de la somme des colonnes avec un maximum de 24 points. La première colonne vaut 0 point, la 2 ^e vaut 1 point, la 3 ^e vaut 2 points et la 4 ^e vaut 3 points. | 44 |
| Figure 1.19 Diagramme des paramètres respiratoires de mesure lors d'une polygraphie ventilatoire. Les apnées centrales sont caractérisées par une annulation du flux et une pression œsophagienne nulle. Les apnées obstructives sont aussi caractérisées par une annulation de flux mais une pression œsophagienne croissante. Les apnées mixtes sont la combinaison d'une apnée centrale et d'une apnée obstructive. Enfin les hypopnées sont caractérisées par une baisse de la ventilation d'au moins 50 % accompagnée par une baisse de la saturation O ₂ (Arnulf <i>et al.</i> 1999)..... | 47 |
| Figure 1.20 Courbes des paramètres acquis au cours d'une polysomnographie d'un sujet apnéique. Ici seuls sont représentés la saturation en oxygène et les différents événements associés..... | 49 |
| Figure 1.21 Courbes des paramètres acquis au cours d'une polysomnographie d'un sujet sain. Ici seuls sont représentés la saturation en oxygène et les différents événements associés..... | 49 |

| | |
|---|----|
| Figure 1.22 Radiographie céphalométrique latérale d'une patiente atteinte du syndrome d'apnée obstructive du sommeil (SAOS), montrant des dimensions étroites du passage au niveau pharyngé (flèches) (Goodday <i>et al.</i> 2001). | 51 |
| Figure 1.23 Reconstruction 3D d'une tomographie volumique à faisceau conique. Sujet ayant un indice apnée-hypopnée de 21 IAH/h. La surface significative est de 59,5 mm ² (Schendel, Powell, and Jacobson 2011). | 52 |
| Figure 1.24 Imagerie des VAS d'un sujet apnéique par IRM. Les flèches montrent un rétrécissement au niveau du pharynx (flèche épaisse) et une langue et un voile du palais plus volumineux (flèches fines) (Richard J. Schwab and Goldberg 1998). | 53 |
| Figure 1.25 Exemple de masque pour un traitement par pression positive continue. | 54 |
| Figure 1.26 Schéma de principe de la ventilation à pression positive continue (PPC) (Sullivan <i>et al.</i> 1981) | 55 |
| Figure 1.27 Effet de la pression positive dans les VAS. Une augmentation de la surface est remarquée en fonction de l'augmentation de la pression appliquée (Schwab <i>et al.</i> 1995). | 55 |
| Figure 1.28 Mesure de la saturation en oxygène (en %) durant toute une nuit pour un patient sans appareillage à pression positive continue (A) et avec (B). La pression positive ne fut appliquée qu'à partir du point A (Sullivan <i>et al.</i> 1981). | 56 |
| Figure 1.29 Orthèse d'avancée mandibulaire (OAM) (Henke <i>et al.</i> 2000). | 57 |
| Figure 1.30 Mesure de l'index d'apnées-hypopnées avec et sans l'utilisation d'orthèse d'avancée mandibulaire (Henke <i>et al.</i> 2000). | 57 |
| Figure 1.31 Imagerie par résonance magnétique axial sans orthèse (A) et avec une orthèse d'avancée mandibulaire (B). En jaune a été coloriée la lumière pharyngée. Une nette augmentation de la section à droite est notable. | 58 |
| Figure 1.32 Chirurgie nasale. Maintien de l'ouverture des cloisons nasales par transplantation d'un morceau de cartilage au niveau des narines (Goode 2002). | 59 |
| Figure 1.33 Cone beam CT avant et après chirurgie d'avancement maxillo-mandibulaire. | 60 |
| Figure 1.34 Uvulopalatopharyngoplastie (Kushida 2007) | 61 |
| Figure 2.1 Images morphologiques 3D des VAS obtenues par IRM (gauche) selon une pondération T1 et CB-CT (droite) | 70 |
| Figure 2.2 Représentation de la précession moyenne d'un ensemble de moments magnétiques nucléaires μ . | 73 |
| Figure 2.3 Précession des moments magnétiques parallèle et antiparallèle d'un ensemble de spins nucléaires autour de l'axe z lorsqu'ils sont soumis à un champ magnétique B_0 . | 74 |

| | |
|---|----|
| Figure 2.4 Répartition des spins parallèle et antiparallèle soumis à un champ magnétique B_0 à l'équilibre de Boltzmann. | 76 |
| Figure 2.5 Représentation microscopique (A) et macroscopique (B) d'un ensemble de N moments magnétiques nucléaires soumis à un champ magnétique B_0 | 76 |
| Figure 2.6 L'aimantation à l'équilibre (A) est basculée d'un angle lorsqu'elle est soumise à une onde radiofréquence produite par une bobine dans le plan (O, x, y) (B). Le retour à l'équilibre (C) induit une force électromotrice dans l'antenne (D). | 78 |
| Figure 2.7 (A) Schéma d'une expérience RMN. L'échantillon est placé dans un champ magnétique B_0 auquel on applique une onde radio fréquence produisant un champ magnétique B_1 perturbant l'aimantation. A l'arrêt du champ B_1 , l'aimantation retourne à son état d'équilibre et fournit une réponse. (B) Représentation schématique d'une expérience IRM. La localisation spatiale du signal est produite par ajout de trois champs magnétiques appelés gradients. | 79 |
| Figure 2.8 Relations entre les plans d'acquisition, dit plan de Fourier, et de reconstruction, dit plan image, en imagerie par RMN (Durand 2001). | 83 |
| Figure 2.9 Premier imageur corps entier de l'université d'Aberdeen (Edelstein 1980). | 84 |
| Figure 2.10 Représentation de trois types d'antennes volumique utilisées en imagerie par résonance magnétique nucléaire. Solénoïde (a), selle de cheval (b) et cage d'oiseau (c). | 86 |
| Figure 2.11 Représentation d'une séquence d'imagerie par résonance magnétique nucléaire. Cette séquence permet d'acquérir une demi-ligne de l'espace-k. L'onde RF permet de se placer au centre du plan après sélection de la coupe par le gradient G_S en vert. Le gradient G_p appliqué pendant une durée t_p sélectionne la ligne du plan à acquérir. Puis l'échantillonnage des données est faite pendant l'application du gradient G_L pendant la durée t_L | 87 |
| Figure 2.12 Représentation d'un objet 3D, de sa projection 2D sur le plan (O, z, x) et de sa projection 1D sur l'axe du gradient (Lauterbur 1973). | 87 |
| Figure 2.13 Séquence d'écho de spin : chronogramme et parcours dans le plan de Fourier correspondant. | 90 |
| Figure 2.14 Séquence d'écho de gradient : Chronogramme et parcours dans le plan de Fourier correspondant. | 90 |
| Figure 2.15 Imagerie par résonance magnétique bidimensionnelle des voies aériennes supérieures sur patient atteint de syndrome d'apnée obstructive du sommeil. Différence entre le sujet à l'état d'éveil (A) et à l'état de sommeil (B). L'occlusion est observée au niveau du voile du palais (Suto <i>et al.</i> 1993). | 91 |
| Figure 2.16 imagerie par résonance magnétique du basculement de la langue obtenue par méthode GRASS (Shellock <i>et al.</i> 1992). | 92 |

| | |
|--|-----|
| Figure 2.17 Imagerie 2D obtenue avec une séquence FLASH : Coupe sagittale (haut) et axiale (bas) sur le même patient en respiration normale (A et C) et durant la manœuvre de Müller (B et D) (Jäger <i>et al.</i> 1998)..... | 93 |
| Figure 2.18 Échantillonnage de l'espace-k pour des acquisitions radiale (A) et spirale (B) | 94 |
| Figure 2.19 Séquence d'acquisition spirale multipasse : Chronogramme (gauche) et trajectoire suivie dans le plan de Fourier (droite)..... | 95 |
| Figure 2.20 Imagerie par résonance magnétique des mouvements de la langue lors de prononciation des consonnes « l » et « n » situées dans différentes phrases. Acquisition spirale avec une résolution temporelle de 110 ms (Narayanan <i>et al.</i> 2004). | 95 |
| Figure 2.21 Séquence d'acquisition radiale: Chronogramme (gauche) et trajectoire suivie dans le plan de Fourier (droite) | 96 |
| Figure 2.23 (a) Motif d'échantillonnage de l'espace k-t dans le cas d'une reconstruction k-t BLAST (b) Représentation dans le plan x-f de la fonction de dispersion de point (c) Image d'un objet dans le plan x-f pour une acquisition complète (d) Image de l'objet repliée dans le plan x-f pour une acquisition partielle selon le motif d'échantillonnage (a) (J. Tsao, Boesiger, and Pruessmann 2003). | 100 |
| Figure 2.25 Etapes de reconstruction d'une acquisition GRAPPA. A partir des données sous-échantillonnées de l'espace-k (A), une construction des valeurs de pondération est faite (B) puis la reconstruction des données manquantes est obtenue par combinaison linéaire des pondérations et du signal acquis (C). | 104 |
| Figure 2.26 Mouvement de la langue pendant une déglutition. IRM dynamique avec une résolution temporelle de 100 ms avec res = 1,7 × 2,7 × 11 mm3 matrice = 128 × 82 , TR = 2,7 ms , TE = 1,3 ms avec un facteur de réduction R = 3 (Breyer <i>et al.</i> 2009) | 105 |
| Figure 2.27 Décomposition d'un signal 1D à 3 niveaux sur une base d'ondelettes par filtres passe-bas h0 et passe-haut h1 . Le signal a0[k] est décomposé en un signal de détail c1[k] et d'approximation a1[k] . Et de même le signal a1[k] est décomposé en un signal de détail c2[k] et d'approximation a2[k] | 108 |
| Figure 2.28 Compression d'une IRM des VAS avec les ondelettes de Haar à un taux de 95 %. La valeur moyenne dans les régions d'intérêt est recouverte avec moins de 1 % erreur..... | 109 |
| Figure 2.29 Schéma représentant les différentes étapes de compression des données par ondelettes. A gauche compression directe de l'image et à droite passage par la transformée de Fourier. | 110 |
| Figure 2.30 IRM des VAS après compression dans la base des ondelettes de Haar à un taux de 98 % (A) dans le plan image et (B) dans le plan de Fourier. ... | 111 |
| Figure 2.31 Sous-échantillonnage d'un plan de Fourier selon des lignes aléatoirement réparties selon la direction du codage de phase ky | 112 |

| | |
|---|-----|
| Figure 2.32 Sous-échantillonnage d'un plan de Fourier par des points aléatoirement répartis..... | 113 |
| Figure 2.34 Résultat obtenu par l'algorithme de poursuite adaptative orthogonale (OMP) sur un signal de 512 points, une parcimonie de 492 et avec uniquement 49 points de mesure pris de manière aléatoire dans le plan de Fourier..... | 117 |
| Figure 2.35 (a) Echantillonnage du plan de Fourier complet et (b) d'un facteur de réduction $R = 5$ utilisé dans l'article de Yoon Chul Kim (Kim, Narayanan, and Nayak 2009). | 118 |
| Figure 3.1 Représentation 3D du maillage des deux parties du fantôme bouche-trachée. Cavité orale (A) et oropharynx-larynx-trachée (B) (Julin Sandeau 2009)..... | 129 |
| Figure 3.2 Fantôme bouche-trachée : modèle numérique 3D (A) et modèle physique (B)..... | 129 |
| Figure 3.3 Mise en place d'un fantôme bouche-trachée souple. Modèle numérique présentant les différentes épaisseurs (A) et le modèle physique construit (B) | 130 |
| Figure 3.4 Schéma illustrant la mesure acoustique des surfaces transversales internes réalisée avec un haut-parleur et deux microphones. Les pressions incidente, réfléchie et transmise en $\mathbf{x0}$ sont représentées respectivement par $\mathbf{pix0, t}$, $\mathbf{prx0, t}$ et $\mathbf{ptx0, t}$ | 131 |
| Figure 3.5 Banc de mesure acoustique sur fantôme bouche-trachée souple..... | 132 |
| Figure 3.6 Surface transversale interne du fantôme bouche-trachée, en cm^2 , en fonction de la distance à l'entrée du fantôme..... | 133 |
| Figure 3.7 Visualisation des zones de collapsus pour une pression transmurale, c'est-à-dire une différence de pressions interne et externe, de 0 cm H ₂ O (A) et -40 cm H ₂ O (B). | 134 |
| Figure 3.8 Surface transversale interne du fantôme bouche-trachée souple en cm^2 en fonction de la distance par rapport à l'entrée de la bouche soumis pour trois pressions transmursales (0, -12 et -40 cmH ₂ O). La ligne rose représente le début du modèle ayant une épaisseur de 2 mm..... | 134 |
| Figure 3.9 Représentation des trois coupes, positionnées au niveau de la cavité orale (U1), larynx (U2) et trachée (U3), pour la mesure des profils de vitesses dans le fantôme bouche-trachée 3D. | 137 |
| Figure 3.10 Contours de vitesses normalisés \mathbf{u}/\mathbf{umax} calculés pour différents débits de $\mathbf{O2 - SF6}$, $Q=250\text{ml/s}$ (A), $Q=500 \text{ ml/s}$ (B) et $Q=1000 \text{ ml/s}$ (C). | 140 |
| Figure 3.11 Profils de vitesses calculés pour divers débit d'un mélange gazeux de dioxygène et hexafluorure de soufre ($\text{O}_2\text{-SF}_6$) dans les trois coupes situées au niveau de la cavité orale (U1), du larynx (U2) et de la trachée (U3) définies à la Figure 3.9. | 141 |
| Figure 3.12 Comparaison des profils de vitesse pour différents gaz (air, $\text{O}_2\text{-He}$, $\text{O}_2\text{-SF}_6$) pour un débit $\mathbf{Q = 500 mL.s - 1}$ dans les trois coupes situées au | |

| | |
|--|-----|
| niveau de la cavité orale (U1), du larynx (U2) et de la trachée (U3) définies à la Figure 3.9. | 142 |
| Figure 3.13 Schéma illustrant les premiers niveaux de l ³ He intervenant dans le pompage optique par échange de métastabilité (Abboud 2005)..... | 144 |
| Figure 3.14 (A) Basculement d'un angle α de l'aimantation de l ³ He hyperpolarisé, (B) retour à l'équilibre vers une aimantation résiduelle $M_0 \cos(\alpha)$ | 146 |
| Figure 3.15 Imagerie des voies aériennes supérieures par résonance magnétique de l'hydrogène (A) et de l'hélium-3 hyperpolarisé par inhalation nasale (B). Les acquisitions 2D sont réalisées avec $TR = 98 \text{ ms}$, $TE = 5 \text{ ms}$, $FOV = 250 \times 250 \times 30 \text{ mm}^3$, une matrice de 128×256 , $\alpha = 1^\circ$ pour $Tacq = 14 \text{ s}$ (Bachert <i>et al.</i> 1996). | 148 |
| Figure 3.16 Imagerie dynamique de l'hélium-3 hyperpolarisé des voies aériennes pendant une inspiration. Les paramètres d'acquisitions sont $FOV = 300 \times 35 \text{ mm}^2$, $\alpha = 1^\circ$, $TR/TE = 4 / 1, 5 \text{ ms}$, Bande passante $BW = 1664 \text{ Hz/pixel}$, matrice 75×128 interpolée à 256×256 et une résolution spatiale de $4 \times 2, 7 \text{ mm}^2$ (images obtenues à l'IR4M). | 150 |
| Figure 3.17 Plans de Fourier pour une acquisition cinétique de trois images. Le signal à imager est caractérisé par un mouvement reproduit toutes les périodes T | 152 |
| Figure 3.18 Dispositif expérimental pour les mesures de flux dans le fantôme bouche-trachée rigide par IRM de l'hélium-3 hyperpolarisé à 0,1 T. | 153 |
| Figure 3.19 Imagerie cinétique de l'hélium-3 hyperpolarisé dans un fantôme bouche-trachée. Obtenues avec un $FOV = 184 \times 92 \text{ mm}^2$, matrice = 56×48 , une résolution spatiale de $2 \times 2 \text{ mm}^2$, $TR = 9, 9 \text{ ms}$, $TE = 6, 4 \text{ ms}$, un nombre de coupes $N_{coupes} = 24$, nombre d'accumulations $N_{ex} = 8$ et un angle variable $\alpha = \arctan 24 - n/2$ où n représente la nème coupe. | 155 |
| Figure 3.20 Imagerie cinétique de l'hélium-3 hyperpolarisé au cours d'une inspiration dans un fantôme bouche-trachée rigide avec un champ de vue optimal tourné de 23° pour un échantillonnage complet du plan de Fourier (A), pour un sous-échantillonnage du plan de Fourier avec un facteur de réduction de 4 avant reconstruction (B) et après reconstruction kt-BLAST spécifique (C) (Shaihan 2007). | 157 |
| Figure 3.21 Cartes de trois composantes V_x (A), V_y (B) et V_z (C) de la vitesse du gaz d'hélium-3 dans le fantôme bouche-trachée rigide par IRM de contraste de phase (Julin Sandeau 2009)..... | 160 |
| Figure 3.22 Antenne radiofréquence dédiée à l'imagerie du gaz dans des fantômes modèles des VAS par résonance magnétique du fluor. Constituée d'une antenne Helmholtz rectangulaire et d'une boucle de couplage inductif, elle s'adapte à une boîte étanche dans laquelle le fantôme est inséré (ici un tuyau souple)..... | 164 |
| Figure 3.23 Représentation schématique du capteur de pression à fibre optique de la série opsens | 165 |

| | |
|---|-----|
| Figure 3.24 Schéma de conception de la boîte de surpression..... | 166 |
| Figure 3.25 Courbe de pression à l'intérieur de la boîte de surpression..... | 166 |
| Figure 3.26 Circuit de la boucle primaire de l'antenne Helmholtz pour le fantôme bouche-trachée. | 168 |
| Figure 3.27 Circuit de la boucle secondaire de l'antenne Helmholtz pour le fantôme bouche-trachée. | 168 |
| Figure 3.28 Schéma équivalent des deux boucles primaire et secondaire en configuration Helmholtz pour le fantôme bouche-trachée..... | 169 |
| Figure 3.29 Circuit électrique de la boucle de couplage inductif ramenant le signal au préamplificateur..... | 170 |
| Figure 3.30 Images de la boîte de surpression remplie de SF ₆ à pression atmosphérique obtenues par résonance magnétique du fluor-19 avec une séquence d'écho de gradient avec TE = 1,61 ms , TR = 15 ms , matrice 40×24×12 et un voxel 6×6×10 mm³ | 171 |
| Figure 3.31 Chronogramme de la séquence à temps d'écho ultra-court (UTE) implémentée sur l'imageur Philips Achieva 1,5 T..... | 172 |
| Figure 3.32 Images de la boîte de surpression remplie de SF ₆ à pression atmosphérique obtenues par résonance magnétique du 19F avec une séquence d'écho de gradient à temps d'écho ultra-court (TE = 0,09 ms , TR = 10 ms)..... | 173 |
| Figure 3.33 Images 3D statiques du fantôme bouche-trachée rigide rempli de gaz fluoré SF ₆ . L'acquisition est faite avec une séquence UTE radiale : TE = 114 μs , TR = 3,8 ms , Nex = 32 , une matrice d'acquisition de 72×72×26 et une résolution 3×3×3 mm³ et Tacq = 459 ms | 175 |
| Figure 3.34 Images 3D statiques du fantôme bouche-trachée souple rempli de gaz fluoré SF ₆ | 176 |
| Figure 3.35 Dispositif expérimental pour l'IRM du 19F gazeux. La boîte de surpression enserrée dans l'antenne VAS et contenant un fantôme des VAS est positionnée au centre de l'imageur Philips Achieva 1,5 T . Deux tuyaux, connectés aux entrées/sorties du fantôme sur la boîte de surpression, permettent le remplissage et la circulation du gaz du gaz SF ₆ à travers le fantôme..... | 177 |
| Figure 3.36 Principe d'injection de gaz pour l'acquisition IRM du SF ₆ . (A) Schéma du montage de l'administration. (B) Pendant une demi-période le régulateur de débit Brooks injecte de l'azote puis la vanne commute à 1 faisant passer le fluor. La courbe signal représentante la détection de l'arrivée du gaz au niveau du fantôme. Lorsque le signal passe à 1 alors l'acquisition IRM est automatiquement lancée..... | 178 |
| Figure 3.37 Série d'images dynamiques du fluor dans un tube coudé acquises toutes les 4 secondes pour un débit de 2 mL/s. TE = 0,64 ms , TR = 6 ms , une matrice de 48 × 48 pour une résolution de 4 mm² et un temps d'acquisition tacq = 81,34 s | 179 |

- Figure 4.1 Relations entre la pression statique et l'aire de la section de la zone oropharyngée des VAS pour 8 patients SAOS. Les points ● représente la situation de contrôle et ○ lorsque les sujets sont soumis à une pression extra-thoracique négative (*NETP*). Les courbes représentent l'ajustement des données par une fonction exponentielle. *PAW*, pression des voies respiratoires; *BMI*, l'indice de masse corporelle (kg/m^2), *Δp_{close}* , pression de fermeture estimée (cm H₂O); *ΔLV* , changement de volume du poumon en réponse à l'application d'une *NETP* de -50 cmH₂O (Tagaito et al. 2007). 187
- Figure 4.2 Loi de comportement d'un tube souple. Variation de la pression transmurale adimensionnelle *p*, en fonction du rapport adimensionnel de la section, $\alpha = \frac{AA0}{A0}$ avec *A0* aire de la section au repos. La courbe en trait plein montre la courbe expérimentale typique pour un tube de latex à paroi mince, et à côté de cela, la forme de la section transversale typique pour les différentes gammes du paramètre α . La courbe mixte (point et tiret) représente la fonction $p = -\alpha - 32$ qui coïncide avec la courbe expérimentale en trait plein pour $\alpha < \alpha$. La courbe en pointillés représente la fonction $p = 1 - \alpha - 32$. Le point de contact dans le tube est à $\alpha = \alpha$ et la ligne de contact à $\alpha = \alpha$ (Shapiro 1977)..... 188
- Figure 4.3 Schéma du dispositif expérimental pour l'évaluation de la loi d'état du tube en silicone. La variation de l'aire de la section du tube est induit par la variation de la pression transmurale $p = p_{int} - p_{ext}$ (pression intérieure – pression extérieure)..... 189
- Figure 4.4 Matériel utilisé pour l'étude de la loi d'état d'un tube collable en silicone. Ce dernier est mis en place dans un tube rigide en Altuglass® et maintenu par deux bagues en laiton amagnétiques..... 189
- Figure 4.5 Position des coupes imagerie par résonance magnétique du tube compliant en silicone 190
- Figure 4.6 Coupes axiales d'un tube compliant obtenues par IRM en fonction de la pression externe appliquée (de **6,69 kPa** à **76,84 kPa**). Les valeurs de pression appliquées sont mentionnées sur les images. 191
- Figure 4.7 Loi d'état du tube compliant en silicone obtenue par imagerie par résonance magnétique sur la section centrale 192
- Figure 4.8 Disposition des éléments mobiles (blocs bleutés) et fixes (blocs orangés) pour la modélisation du comportement de la paroi du tube à partir d'une loi d'état avec prise en compte des liaisons mécaniques entres éléments (segments jaunes)..... 193
- Figure 4.9 Schéma d'un élément compliant à section rectangulaire utilisé pour la modélisation du tube. Il est constitué d'une partie fixe et d'une partie mobile se déplaçant suivant l'axe colinéaire à la hauteur..... 194
- Figure 4.10 Schéma de deux éléments avec prise en compte des forces de liaison, notées *F_y*. *p_{ext}* et *p_{int}* sont respectivement la pression externe et la pression interne..... 195

| | |
|--|-----|
| Figure 4.11 Relation empirique reliant la dureté Shore A au module de Young conformément à l'équation < 4-7 >..... | 197 |
| Figure 4.12 Echantillon du tube monté entre les mâchoires de la machine d'essai de traction..... | 198 |
| Figure 4.13 Courbe expérimentale contrainte-déformation et sa droite de régression linéaire (ligne en rouge) calculée sur la partie basse des données expérimentales, c'est-à-dire pour les déformations < 20 %..... | 199 |
| Figure 4.14 Valeurs des sections des éléments #1 à #12 du tube compliant soumis à une pression transmurale $p = 67,7$ kPa. La courbe en rouge retrace les valeurs expérimentales et en bleu les valeurs issues de la modélisation avec des lois d'état avec force de liaison..... | 201 |
| Figure 4.15 Schéma des étapes d'une acquisition d'élastographie par résonance magnétique..... | 202 |
| Figure 4.16 Schéma de la chaîne d'excitation et d'acquisition mise en œuvre pour la caractérisation des propriétés mécaniques des tissus ou organes par résonance magnétique. Elle est constituée d'un générateur basse fréquence, d'un haut-parleur, d'un guide d'onde, d'un adaptateur, d'un IRM et d'une console d'acquisition (brevet IR4M n°WO2012022458 A1)..... | 203 |
| Figure 4.17 Champ de déplacement à 109Hz selon les trois directions de l'espace, (UP, UM, US), à un instant du cycle mécanique. A gauche les données anatomiques, à droite les composantes du champ de déplacement selon l'axe de la mesure (M), de l'encodage de phase (P) et de la sélection de coupe (S)..... | 205 |
| Figure 4.18 Modules viscoélastiques obtenus par élastographie par résonance magnétique et par ondes de pression des VAS pour les trois coupes centrales. A gauche les données anatomiques, au centre la carte d'élasticité de cisaillement, G' (kPa), à droite la carte de viscosité de cisaillement, G'' (kPa)..... | 206 |
| Figure 4.19 Positionnement des régions d'intérêt pour le calcul des valeurs moyennes des modules d'élasticité et de viscosité pour la langue, l'uvula et le pharynx (coupe centrale)..... | 207 |
| Figure 4.20 Représentation graphique des valeurs moyennes d'élasticité et de viscosité pour les trois régions d'intérêts..... | 208 |
| Figure 4.21 Loi d'état sigmoïdale (trait plein) et approximation linéaire (trait discontinu). Représentation graphique de la variation de la pression transmurale p , en fonction de la section A (Fodil 1998)..... | 210 |
| Figure 4.22 Modèle numérique pour la simulation des déplacements des parois des VAS avec les conditions limites d'encastrement (en rouge) et une distribution à deux compartiments des modules d'élasticité de cisaillement (G')..... | 212 |
| Figure 4.23 Carte des déplacements (mm) des structures sous l'effet d'une pression négative interne, $pi = -150$ Pa..... | 212 |

| | |
|--|-----|
| Figure 4.24 Lois d'état normalisées pour les trois zones définies (A1, vélopharynx ; A2, oropharynx supérieur, A3, oropharynx inférieur). Variation des sections normalisées en fonction de la pression transmurale avec $A = A_{A0}$ | 214 |
| Figure 4.25 Modélisation des voies aériennes supérieures par un élément compliant pour simuler le collapsus au niveau de la base de la langue proposé par Auregan (Auregan and Meslier 1993) | 216 |
| Figure 4.26 Modèle des VAS avec 3 éléments compliants à section rectangulaire (zones A1, A2 et A3). Les blocs orangés et hachurés matérialisent les zones immobiles. PA est la pression de référence à l'entrée du modèle. PS est la pression négative appliquée en sortie du modèle..... | 217 |
| Figure 4.27 A)-Modèle des VAS à 3 éléments compliants pour l'étude d'une inspiration nasale et B) Modèle des VAS à 2 éléments compliants pour l'étude d'une inspiration buccale | 218 |
| Figure 4.28 Modèle des VAS à 2 et 3 éléments, pour une respiration orale (A) ou nasale (B), avec les liaisons mécaniques entre les différents éléments matérialisés par les traits en jaunes..... | 220 |
| Figure 4.29 (A) Débit, (B) aire A2 de la section de l'élément #2 et (C) aire A3 de la section de l'élément #3 en fonction du gradient de pression $PA - PS$ entre l'entrée et la sortie des VAS pour le modèle à deux éléments. Pour $PA - PS = 210.53$ Pa, trois débits différents indiqués par des cercles en rouges sont possibles. | 223 |
| Figure 4.30 (A) Débit, (B) aire A1 de la section de l'élément #1, (C) aire A2 de la section de l'élément #2 (D) aire A3 de la section de l'élément #3 en fonction du gradient de pression $PA - PS$ entre l'entrée et la sortie des VAS pour le modèle à trois éléments..... | 225 |
| Figure 4.31 (A) Débit, (B) aire A1 de la section de l'élément #1, (C) aire A2 de la section de l'élément #2 (D) aire A3 de la section de l'élément #3 en fonction du gradient de pression $PA - PS$ entre l'entrée et la sortie des VAS pour le modèle à trois éléments et trois différents gaz : air (bleu), héliox (vert) et oxygène-hexafluorure de soufre (orange)..... | 228 |
| Figure 4.32 Lois d'état obtenues pour le sujet sain $G1' = 1$ kPa et $G2' = 0,5$ kPa (A et B) et celle du sujet virtuel pathologique $G1' = 0,2$ kPa et $G2' = 0,1$ kPa (C et D)..... | 231 |
| Figure 4.33 (A) Débit, (B) aire A2 de la section de l'élément #2 et (C) aire A3 de la section de l'élément #3 en fonction du gradient de pression $PA - PS$ entre l'entrée et la sortie des VAS pour le modèle à deux éléments dans le cas du sujet pathologique virtuel..... | 233 |
| Figure 4.34 (A) Débit, (B) aire A1 de la section de l'élément #1, (C) aire A2 de la section de l'élément #2 (D) aire A3 de la section de l'élément #3 en fonction du gradient de pression $PA - PS$ entre l'entrée et la sortie des VAS pour le modèle à trois éléments dans le cas du sujet pathologique virtuel. Quatre branches de solutions sont possibles (courbes noir, rouge, bleu et vert). .. | 234 |

Liste Tableaux

| | |
|---|-----|
| Tableau 1.1 Liste des différents facteurs pouvant influencer l'apnée du sommeil au niveau du pharynx..... | 26 |
| Tableau 1.2 : Répartition en pourcentage des occlusions « primaires » et « secondaires » dans le nasopharynx, l'oropharynx et l'hypopharynx (étude réalisée sur 64 patients SAS) (Isono <i>et al.</i> 1994)..... | 28 |
| Tableau 1.3 Répartition de la sévérité de l'affection des patients atteints de syndrome d'apnée obstructive du sommeil en fonction du nombre d'événements par heure (index d'apnée-hypopnée)..... | 38 |
| Tableau 1.4 Tableau de comparaison de résultats sur des sujets apnéiques par l'échelle d'Epworth. Le RDI (« Respiratory Disturbance Index ») est l'équivalence de l'IAH (« Index Apnée Hypopnée ») actuellement (Johns 2000). | 44 |
| Tableau 2.1 Valeurs possibles de spin nucléaire. | 74 |
| Tableau 3.1 Tableau comparatif des propriétés physiques et chimiques des différents gaz..... | 126 |
| Tableau 3.2 Valeurs de densité et de viscosité des différents gaz utilisés..... | 136 |
| Tableau 3.3 Valeurs des vitesses d'entrée fixées pour les simulations d'écoulements dans le fantôme bouche-trachée pour les différents débits choisis. | 136 |
| Tableau 3.4 Mesure des valeurs de surfaces et de périmètres dans les trois coupes situées au niveau de la cavité orale, du larynx et de la trachée..... | 137 |
| Tableau 3.5 Valeurs des diamètres hydrauliques pour les trois coupes situées au niveau de la cavité orale (U1), du larynx (U2) et de la trachée (U3) comme définies à la Figure 3.9..... | 138 |
| Tableau 3.6 Valeurs du nombre de Reynolds pour différents débits calculés dans les trois coupes situées au niveau de la cavité orale (U1), du larynx (U2) et de la trachée (U3) comme définies à la Figure 3.9 par inhalation de gaz O ₂ - SF ₆ | 139 |
| Tableau 3.7 Comparaison du nombre de Reynolds pour les différents gaz utilisés à un débit $Q = 500 \text{ mL/s}$ dans les trois coupes situées au niveau de la cavité orale (U1), du larynx (U2) et de la trachée (U3) définies à la Figure 3.9.. | 139 |
| Tableau 3.8 Propriétés physiques des gaz fluorés SF ₆ , C ₂ F ₆ et C ₄ F ₈ utilisables en IRM. | 162 |
| Tableau 3.9 Spécification d'utilisation du capteur de pression optique opsens | 164 |

| | |
|--|-----|
| Tableau 4.1 Tableau de valeurs des pressions et des sections obtenues par IRM au centre du tube compliant en silicone..... | 192 |
| Tableau 4.2 Tableau des dimensions de l'échantillon éprouvette du tube de silicone. | 198 |
| Tableau 4.3 Valeurs moyennes et écarts-types d'élasticité et de viscosité de cisaillement obtenus sur la coupe centrale, pour trois régions, la langue, l'uvula et le pharynx..... | 207 |
| Tableau 4.4 Valeur des sections initiales, pressions de fermeture et compliances pour les trois zones définies à la Figure 4.23 : vélopharynx, oropharynx supérieur et oropharynx inférieur..... | 214 |
| Tableau 4.5 Valeurs des pressions de fermeture mesurées par Isono <i>et al.</i> et Gold <i>et al.</i> au niveau du vélopharynx, de l'oropharynx et des VAS (cmH ₂ O)..... | 215 |
| Tableau 4.6 Valeurs des paramètres utilisés dans le modèle à 2 et 3 éléments compliants discrets. | 222 |
| Tableau 4.7 Masse volumique, viscosité dynamique, débit maximal et résistance au débit maximal dans le modèle à trois éléments en fonction du gaz utilisé. | 229 |
| Tableau 4.8 Valeurs des pressions de fermeture et de compliance pour un sujet sain et un sujet virtuel pathologique. | 231 |

Acronymes

| <i>Acronyme</i> | <i>Français</i> | <i>Anglais</i> |
|-----------------|---|--|
| AMM | Avancée Maxillo-Mandibulaire | |
| ATC | | <i>American Technical Ceramic</i> |
| BLAST | | <i>Broad-use Linear Acquisition Speed-up Technique</i> |
| BMP | | <i>Basis Matching Pursuit</i> |
| BP | Poursuite de Base | <i>Basis Pursuit</i> |
| CB-CT | Tomographie volumique à faisceau conique | <i>Cone Beam Computed Tomography</i> |
| CIERM | Centre Inter Etablissements de Résonance Magnétique | |
| CNRS | Centre National de Recherche Scientifique | |
| CNTP | Conditions Normales de Température et de Pression | |
| CPAP | Pression Positive Continue | <i>Continuous positive airway pressure</i> |
| CS | | <i>Compressed Sensing</i> |
| EEG | Electroencéphalographie | |
| EMG | Electromyogramme | |
| EOG | Electro-oculographie | |
| EPI | | <i>Echo Planar Imaging</i> |
| ERM | Elastographie par Résonance Magnétique | <i>Magnetic Resonance Elastography</i> |
| ESE | Echelle de Somnolence d'Epworth | <i>Epworth Sleepiness Scale</i> |
| ESS | Echelle de Somnolence d'Epworth | <i>Epworth Sleepiness Scale</i> |
| FID | Décroissance libre de l'induction | <i>Free Induction Decay</i> |
| FLASH | | <i>Fast Low Angle Shot</i> |
| GE | Echo de Gradient | <i>Gradient Echo</i> |
| GRAPPA | GeneRalized Autocalibrating Partially Parallel Acquisitions | <i>Generalized autocalibrating partially parallel acquisitions</i> |
| GRASS | | <i>Gradient Recalled Acquisition in the Steady State</i> |

| | | |
|----------|--|--|
| Heliox | Hélium-Oxygène | |
| Hexaflox | Hexaflorure-Oxygène | |
| IAH | Index d'Apnée-Hyponée | <i>Apnea-hypopnea index</i> |
| IMC | Indice de Masse Corporelle | |
| IRM | Imagerie par résonance magnétique | |
| MRA | | <i>Magnetic Resonance Angiography</i> |
| MRE | Elastographie par Résonance Magnétique | <i>Magnetic Resonance Elastography</i> |
| MRI | | <i>Magnetic Resonance Imaging</i> |
| NMR | Résonance Magnétique Nucléaire | <i>Nuclear Magnetic Resonance</i> |
| OAM | Orthèse d'Avancée Mandibulaire | |
| OMP | | <i>Orthogonal Matching Pursuit</i> |
| ORL | Oto Rhino Laryngologie | |
| PPC | Pression Positive Continue | <i>Continus Positive Airway Pressure</i> |
| PSG | Polysomnographie | |
| RARE | | <i>Rapid Acquisition with Relaxation Enhancement</i> |
| RDI | | <i>Respiratory disturbance index</i> |
| RF | Radio Fréquence | <i>Radio Frequency</i> |
| RMN | Résonance Magnétique Nucléaire | <i>Nuclear Magnetic Resonance</i> |
| RN | Résistance Nasale | <i>Nasal Resistance</i> |
| ROI | | <i>Region Of Interest</i> |
| RSB | Rapport Signal à Bruit | <i>Signal to Noise Ratio</i> |
| SAOS | Syndrome d'Apnée Obstructive de Sommeil | <i>Obstructive Sleeping Apnea Syndrome</i> |
| SAREM | Service d'Approvisionnement de Réalisation et d'Études Mécanique | |
| SAS | Syndrome d'Apnée du Sommeil | |
| SD | | <i>Standard Deviation</i> |
| SE | Echo de Spin | <i>Spin Echo</i> |
| SENSE | SENSitive Encoding | |
| SFRMS | Société Française de Recherche et Médecine du sommeil | |
| SHFJ | Service Hospitalier Frédéric Joliot | |
| SSR | Sujet Sain Réveillé | |

| | | |
|--------|---|---|
| SVP | Sujet Virtuel Pathologique | |
| TILE | Test Itératif de latence d'endormissement | |
| TME | Test Maintien d'éveil | |
| UNFOLD | | UNaliasing by Fourier-encoding OverLapes using temporal Dimension |
| UPPP | UvuloPalatoPharyngoPlastie | |
| UTE | | <i>Ultra-short Echo Time</i> |
| VAS | Voies aériennes supérieures | |

Annexe

Champ de vue adaptatif

INTRODUCTION

Reduction of temporal resolution and total acquisition time in MRI has been addressed for dynamic imaging through acquisitions such as parallel, non-cartesian, or undersampled and through corresponding elaborate reconstructions. Reduced fields of view (rFOV) that results from data undersampling can also match the region where dynamic changes occur [1-2]. We propose that to monitor blood or gas flows, for example tracking a bolus throughout the human vascular or airway systems, the FOV could be dynamically adapted during the acquisition to the current spatial extent of the MR signal. Our method reduce acquisition time by a factors greater than 2.2 with a continuous flow and 10 with a simulated bolus applied on a 3D acquisitions—inherently without any SNR loss.

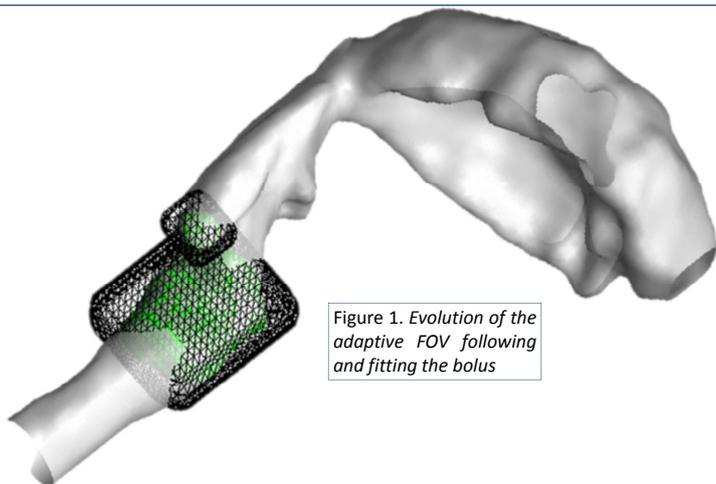


Figure 1. Evolution of the adaptive FOV following and fitting the bolus

METHODS & MATERIALS

The proposed method relies on the localization of the signal obtained in real-time through initial acquisitions of three central orthogonal lines in 3D k-space. Such approach was simulated on 3D cine-imaging of hyperpolarized gas inhalation in a mouth-trachea phantom. Twenty four cine-images were simulated with FOV = 168x96x70 mm³, matrix = 84x48x35, TR/TE = 9.4/2.9 ms, and total acquisition time estimated at 377 s (6 min 17 s) 3D phantom and a simulated bolus injection. The signal-adapted FOVs were computed from the Fourier transform of the three orthogonal lines extracted from 3D k-spaces. They were then applied to the whole set of images to calculate the resulting effective acquisition time and dynamic temporal resolution.

RESULTS

Figure 1 presents an 3D adapted FOV, in black, matching the bolus evolution, in green. For the method a block diagram is given figure 2 with the corresponding images of each steps. The resulting effective acquisition times for the adaptive FOV approach are plotted on figure 3 verifying the interest of the technique. Finally, Figure 4 gives a one image example of the gas evolution into the phantom acquired with a fixed FOV (a) whereas (b) shows the new adapted FOV superposed with a slice of the phantom.

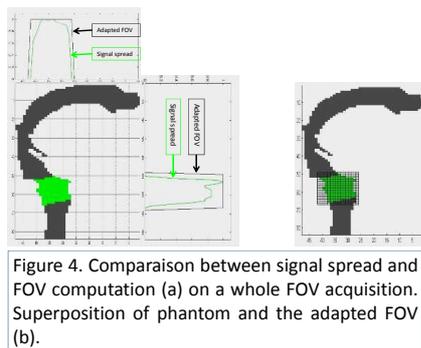


Figure 4. Comparaision between signal spread and FOV computation (a) on a whole FOV acquisition. Superposition of phantom and the adapted FOV (b).

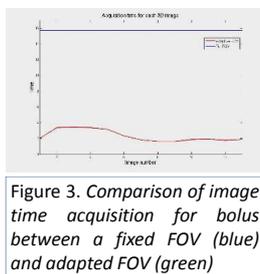


Figure 3. Comparison of image time acquisition for bolus between a fixed FOV (blue) and adapted FOV (green)

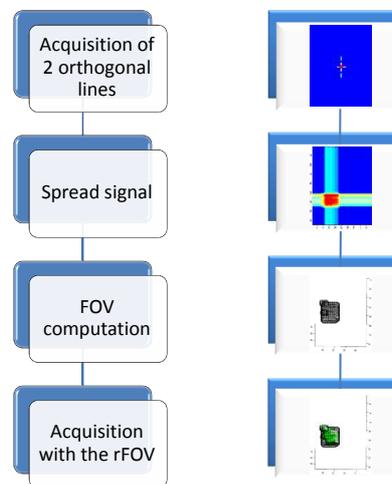


Figure 2. Block diagram of the method

CONCLUSION

The adaptive FOV approach offers substantial acceleration factors without any SNR penalty but at the expense of a real-time control of the MRI scanner [4]. This is demonstrated in our simulation by an acceleration factor of 2.2 obtained in 3D and almost 10 with a bolus. The general gain of the adaptive FOV only depends on the dynamic and the localization of the signal. The method could be especially well suited to transitory dynamic data like bolus passage of hyperpolarized gases or angiography. It could also be advantageously added to other acceleration techniques. In repeatable acquisitions, the possibility of an *a priori* determination of the dynamic FOVs releases the real-time constraint

REFERENCES

- [1] Hu et al. *Magn Reson Med* 1994;31(6):691-694 [2] Scheffler et al. *Magn Reson* 1998;Med 40(3):474-480
 [3] Maître et al. *Proc. Intl. Soc. Mag Reson Med* 2007;15:460 [4] de Senneville et al. *Magn Reson Med* 2007;57(2):319-330